

MRT-kompatible und robotische Assistenzsysteme für
bildgestützte und minimal-invasive Eingriffe

Der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg zur Erlangung des akademischen Grades

Doktoringenieur

(Dr.-Ing.)

am 19. Dezember 2024 vorgelegte Dissertation

von M. Sc. Ivan Vogt

MRT-kompatible und robotische Assistenzsysteme für
bildgestützte und minimal-invasive Eingriffe

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktoringenieur

(Dr.-Ing.)

von **M. Sc. Ivan Vogt**

geb. am 16.12.1994 in Moskau

genehmigt durch die Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Gutachterinnen und Gutachter:

Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Georg Rose

Univ.-Prof. Dr. ing. Christian Hansen

Univ.-Prof. Dr. sc. Franziska Mathis-Ullrich

Promotionskolloquium am 25. November 2025

Res Electricae Magdeburgenses

Magdeburger Forum zur Elektrotechnik, Jg. 24, Band 105, 2026

<http://www.mafo.ovgu.de/>

IMPRESSUM

Herausgeber:

- Prof. Dr.-Ing. Andreas Lindemann, Lehrstuhl für Leistungselektronik, Institut für Elektrische Energiesysteme
- Prof. Dr.-Ing. habil. Martin Wolter, Lehrstuhl für Elektrische Netze und Erneuerbare Energie, Institut für Elektrische Energiesysteme
- Prof. Dr. rer. nat. Georg Rose, Lehrstuhl für Medizinische Telematik/Medizintechnik, Institut für Medizintechnik
- Prof. Dr.-Ing. Ralf Vick, Lehrstuhl für Elektromagnetische Verträglichkeit, Institut für Medizintechnik

Gründungsherausgeber:

- Prof. Dr. rer. nat. habil. Jürgen Nitsch
- Prof. Dr.-Ing. habil. Zbigniew Antoni Styczynski

alle: Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Postfach 4120, 39016 Magdeburg

V. i. S. d. P.:

Dr.-Ing. Ivan Vogt

Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Postfach 4120, 39016 Magdeburg

1. Auflage, Magdeburg, Otto-von-Guericke-Universität, 2026

Zugl.: Magdeburg, Univ., Diss., 2026

Auflage: 100

Redaktionsschluss: Januar 2026

ISSN: 1612-2526

ISBN: 978-3-948749-61-3

DOI: 10.24352/UB.OVGU-2026-001

© Copyright 2026 Ivan Vogt

Bezug über die Herausgeber

Druck: docupoint GmbH

Otto-von-Guericke-Allee 14, 39179 Barleben

Kurzfassung

Die Zukunft der interventionellen Medizin strebt nach reduzierter Invasivität chirurgischer Eingriffe. Trotz kontinuierlicher Verbesserungen durch bildgebende Verfahren wie Magnetresonanztomografie (MRT), Computertomografie und Sonografie bleibt die klinische Implementation robotischer Assistenzsysteme durch regulatorische, wirtschaftliche und technische Faktoren limitiert.

Diese Arbeit präsentiert die Entwicklung und Evaluation eines robotischen Assistenzsystems (μ RIGS) und eines abdominalen Bewegungsphantoms (MURPHY) mit Fokus auf MRT-gestützte Interventionen. μ RIGS wurde optimiert, um autonome Interventionen und haptisches Feedback während des ferngesteuerten Nadelvorschubs zu ermöglichen. MURPHY dient als realistische Testplattform unter Berücksichtigung physiologischer Organbewegungen.

Die Instrumentenpositionierungseinheit von μ RIGS wurde durch technische Keramik optimiert und mittels 4 m langer Bowdenzüge angetrieben. Das vakuum-basierte Robotik-Patienten Interface (\varnothing 13,5 cm, 106 g) ermöglicht die flexible Fixierung der Instrumentenpositionierungseinheit an verschiedenen Körperregionen mit Haltekräften von 10 – 66 N. Eine integrierte Metamaterial-MRT-Spule verstärkt das Signal um bis zu 200 % in einer Gewebetiefe von 2 cm. Die sensorlose Kraftmessung nutzt den mechanischen Widerstand während des Nadelvorschubs für Kollisionserkennung und haptisches Feedback. Mit einer Abtastrate von 800 Hz und einer Kraftauflösung von $0,26 \pm 0,22$ N konnte in einer Nutzerstudie eine realistische haptische Wahrnehmung demonstriert werden. Die automatisierte Instrumentenpositionierung basiert auf MRT-gestützter Markerdetektion und erzielte eine Punktionsgenauigkeit von $1,31 \pm 0,68$ mm bei einer Punktionsdauer von $2,3 \pm 0,91$ min. MURPHY verwendet modifizierte Polyvinylalkohol-Kryogele zur Nachbildung verschiedener Gewebetypen und reproduziert deren Relaxationszeiten, dielektrische Eigenschaften und Elastizität. Jedoch zeigten die Langzeittests eine reduzierte Elastizität durch Flüssigkeitsverlust. Ein semi-flexibler Brustkorb und eine MRT-kompatible Bewegungseinheit ermöglichen die realistische Simulation atemgetriggelter Organbewegungen.

Die entwickelten Systeme zeigen Verbesserungen gegenüber dem aktuellen Stand der Technik. Weitere Studien sind erforderlich, um die technologischen Fortschritte für eine breite klinische Implementierung zu validieren. Zentrale Aspekte umfassen die Verbesserung der robotischen Funktionalität an bewegten Körperregionen, die Optimierung der haptischen Wahrnehmung sowie die Erweiterung der multimodalen Einsatzmöglichkeiten. Das Ziel ist es, regulatorische und ökonomische Barrieren zu überwinden und telerobotische Operationstechniken für strukturschwache Regionen zu erschließen.

Abstract

The future of interventional medicine is characterized by the continuous reduction of surgical invasiveness. Despite ongoing improvements through imaging modalities such as magnetic resonance imaging (MRI), computed tomography, and sonography, the clinical implementation of robotic assistance systems remains limited by regulatory, economic, and technical constraints.

This study presents the development and evaluation of a robotic assistance system (μ RIGS) and an abdominal motion phantom (MURPHY) focusing on MRI-guided interventions. μ RIGS was optimized to enable autonomous interventions and haptic feedback during remote needle insertion. MURPHY serves as a realistic testing platform considering physiological organ movements.

The μ RIGS instrument positioning unit was enhanced using technical ceramics and driven by 4 m long Bowden cables. The vacuum-based robotic patient interface (\varnothing 13,5 cm, 106 g) enables flexible fixation of the instrument positioning unit across various body regions with holding forces of 10 – 66 N. An integrated metamaterial MRI coil amplifies the signal by up to 200 % at a tissue depth of 2 cm. The sensorless force measurement utilizes mechanical resistance during needle insertion for collision detection and haptic feedback. With a sampling rate of 800 Hz and a force resolution of $0.26 \pm 0,22$ N, a user study demonstrated realistic haptic perception. The automated instrument positioning, based on MRI-guided marker detection, achieved a puncture accuracy of $1.31 \pm 0,68$ mm with a puncture duration of $2.3 \pm 0,91$ min.

MURPHY employs modified polyvinyl alcohol cryogels to replicate various tissue types, reproducing their relaxation times, dielectric properties, and elasticity. Long-term tests revealed elasticity reduction due to fluid loss. A semi-flexible chest and an MRI-compatible motion unit enable realistic simulation of respiratory-triggered organ movements.

The developed systems demonstrate improvements over the current state of technology. Further studies are necessary to validate technological advancements for broad clinical implementation. Key aspects include enhancing robotic functionality in moved body regions, optimizing haptic perception, and expanding multimodal application possibilities. The goal is to overcome regulatory and economic barriers and develop telerobotic surgical techniques for underserved regions.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	13
1.1	Klinischer Hintergrund und Motivation	13
1.2	Problemstellung	14
1.3	Beitrag und Zielstellung der Arbeit	15
1.4	Gliederung der Arbeit	15
2	Grundlagen	17
2.1	Magnetresonanztomografie	17
2.1.1	Physikalische Grundlagen	17
2.1.2	Relaxationszeiten und Bildkontrast	18
2.1.3	Sequenzen	20
2.2	MRT-gestützte und minimal-invasive Eingriffe	22
2.2.1	Räumlichkeiten/Umfeld	23
2.2.2	MRT-Kompatibilität	24
2.2.3	Hygienemanagement	26
2.2.4	Klinischer Workflow	26
2.3	Menschliche Anatomie und Physiologie	28
2.3.1	Anthropometrie und Körperorientierungen	29
2.3.2	Abdomen und atemgetriggerte Organbewegung	29
2.3.3	Haptische Wahrnehmung	30
2.4	Medizinische Robotik	32
2.4.1	Autonomie	32
2.4.2	Anthropomorphie	33
2.4.3	Haptische Systeme	33
2.4.4	Kinematik und Pfadplanung	35
2.4.5	Antriebstechnik	36
3	Stand der Technik	38
3.1	Interventionelle MRT Robotik	38
3.1.1	Antriebstechnik	39
3.1.2	Sensoren für haptisches Feedback	40
3.1.3	Systemtracking	42
3.1.4	Robotik-Patienten Interface	44

3.1.5	Sterilität	46
3.1.6	Lokale Bildgebung	46
3.2	Interventionelle Phantome	47
3.2.1	MRT-taugliche Phantommaterialien	47
3.2.2	Bewegliche und punktierbare Abdomenphantome	48
4	Material und Methoden	50
4.1	Systemanforderungen	50
4.2	Konzept und Umsetzung des robotischen Assistenzsystems	51
4.2.1	Robotik-Patienten Interface	53
4.2.2	Kabellose Metamaterial Oberflächenspule	56
4.2.3	Einstichstellenfinder	57
4.2.4	Instrumentenpositionierungseinheit	59
4.2.5	Bowdenzüge zur kinematischen Transmission	65
4.2.6	Antriebseinheit	67
4.2.7	Haptisches Interaktionssystem	72
4.2.8	Automatisierte Instrumentenpositionierung	74
4.2.9	Workstation	84
4.3	Konzept und Umsetzung des Bewegungsphantoms	87
4.3.1	Abdomen-Phantomkörper	88
4.3.2	Atembewegungseinheit	90
4.4	Experimenteller Aufbau	93
4.4.1	Analyse der MRT-Kompatibilität	93
4.4.2	Analyse der Haltekräfte des Robotik-Patienten Interface	94
4.4.3	Einfluss der kabellosen Metamaterial Oberflächenspule	95
4.4.4	Machbarkeit des Einstichstellenfinders	96
4.4.5	Elastizität und Tribologie der Bowdenzugseile	96
4.4.6	Kalibrierung der Kraftmessung	98
4.4.7	Punktionskräfte: Phantomstudie	99
4.4.8	Nutzerstudie zur haptischen Interaktion	101
4.4.9	Punktionsgenauigkeit und -dauer: Phantomstudie	103
4.4.10	Eigenschaften des Abdomen-Phantomkörpers	105
5	Ergebnisse	108
5.1	MRT-Kompatibilität	108
5.2	Haltekräfte des Robotik-Patienten Interface	109
5.3	Kabellose Metamaterial Oberflächenspule	110
5.4	Machbarkeit des Einstichstellenfinders	111
5.5	Elastizität und Tribologie der Bowdenzugseile	112

5.6	Kraftmessung	113
5.6.1	Kalibrierung	113
5.6.2	Punktionskräfte: Phantomstudie	114
5.7	Nutzerstudie zur haptischen Interaktion	118
5.8	Genauigkeit und Dauer der autonomen Punktion	120
5.9	Eigenschaften des Abdomen-Phantomkörpers	122
5.9.1	MRT- und Elastizitätseigenschaften	122
5.9.2	Qualitativer Trend der Phantomeigenschaften	123
5.9.3	Langlebigkeit	123
5.9.4	3D-Organbewegung	124
6	Diskussion	126
6.1	MRT-Kompatibilität	126
6.2	Robotik-Patienten Interface	127
6.3	Metamaterial Oberflächenspule und Einstichstellenfinder	129
6.4	Instrumentenpositionierungseinheit	130
6.5	Bowdenzugantrieb	131
6.6	Haptisches Interaktionssystem	132
6.7	Automatisierte Instrumentenpositionierung	134
6.8	Abdominelles Bewegungsphantom	137
7	Zusammenfassung	141
	Literaturverzeichnis	144
	Liste der Veröffentlichungen	177
A	Anhang	183
A.1	Anforderungsliste	183
A.2	Eingesetzte MRT-Sequenzprotokolle	185
A.3	Schaltpläne	186
A.4	Software- und Firmwarefunktionen	188
A.5	Fragebogen zur Nutzerstudie	191

Abkürzungsverzeichnis

1D/2D/3D	ein-, zwei-, dreidimensional
μRIGS	<i>Micropositioning Robotics for Image-Guided Surgery</i> – Name des in dieser Arbeit erforschten robotischen Assistenzsystems
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i> – Amerikanische Gesellschaft für Prüfung und Materialien
CT	Computertomografie
DoF	<i>Degrees of Freedom</i> – Freiheitsgrad
EMV	Elektromagnetische Verträglichkeit
FLASH	<i>Fast Low Angle Shot</i> (MRT-Sequenz)
FoV	<i>Field of View</i> – Sichtfeld
GRE	<i>Gradient Echo</i> (MRT-Sequenz)
GUI	<i>Graphical User Interface</i> – Grafische Benutzeroberfläche
HASTE	<i>Half Fourier Single shot spin Echo</i> (MRT-Sequenz)
HF	Hochfrequenz
LoA	<i>Level of Autonomie</i> – Autonomielevel
iMRT	Interventionelle MRT
MPRAGE	<i>Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo</i> (MRT-Sequenz)
MRT	Magnetresonanztomografie
MURPHY	<i>MRI-compatible motion phantom</i> – Name des in dieser Arbeit erforschten Bewegungsphantom
NaCl	Natriumchlorid
PA	Polyamid
POCC	<i>Phase only Cross Correlation</i> – Phasenbasierte Kreuzkorrelation

PTFE	Polytetrafluorethylen
PVA	Polyvinylalkohol
PVA-K	Polyvinylalkohol-Kryogel
PVC	Polyvinylchlorid
SE	<i>Spin Echo</i> (MRT-Sequenz)
SNR	<i>Signal-to-Noise Ratio</i> – Signal-Rausch-Verhältnis
TrueFISP	<i>True Fast Imaging with Steady Precession</i> (MRT-Sequenz)
TSE	<i>Turbo Spin Echo</i> (MRT-Sequenz)
USB	<i>Universal Serial Bus</i> – serielles Bussystem
VIBE	<i>Volumetric Interpolated Breath-hold Examination</i> (MRT-Sequenz)

Symbolverzeichnis

B_0	Statisches Magnetfeld des MRTs
B_1	Hochfrequentes Magnetfeld des MRTs
c	Stoffmengenkonzentration
E	Elastizitätsmodul
f	Frequenz
f_0	Mittenfrequenz
f_{rot}	Drehzahl
F	Kraft
F_{H}	Haltekraft
F_{max}	Maximalkraft
F_{Z}	Zugkraft
I	Signalintensität
I_{M}	Motorstrom
$I(x,y)$	(x,y) -Koordinaten im MRT-Originalbild
k	Filterkerngröße
k_{T}	Transformationskonstante
L_{S}	Verfahrlänge eines Zugseils
MS	Motorschritte

$M(x,y)$	(x,y) -Koordinaten im Maskenbild
p	Signifikanzwert
P_{Ziel}	Zielpunkt
R^2	Korrelationskoeffizient
s	Verfahrweg
s_{EA}	Euklidischer Abstand
s_{NA}	Normalabstand
s_{ρ}	Vorschubsweg
st	<i>Stall</i> -Werte (Lastmessung des Motortreibers)
st_0	<i>Stall</i> -Wert ohne Last (Leerlauf)
st_{filter}	Gefilterter <i>Stall</i> -Wert
$\tan\delta$	Dielektrischer Verlust
$T1$	Spin-Gitter Relaxationszeit
$T1_0$	Relaxationszeit ohne Kontrastmittel
$T2$	Spin-Spin Relaxationszeit
$T2^*$	Verkürzte $T2$ -Zeit aufgrund von Magnetfeldinhomogenitäten
TE	Echozeit
TI	Inversionszeit
T_{aus}	Ausatmungzeit
T_{ein}	Einatmungszeit
w	Massenanteil
\tilde{x}	Median der Wertereihe x

\bar{x}	Mittelwert der Wertereihe x
α	Flipwinkel
α_E	Ernst Winkel
γ	Gyromagnetische Verhältnis
ΔF	Kraftauflösung
Δ_F	Differenz zwischen zwei Kräften
ε	Dehnung
ε_r	Permittivität
θ	Rollwinkel
θ_Z	Zugwinkel
ρ	Vertikale Translation (Vorschubslänge)
$\vec{\rho}$	Ortsvektor von ρ (Trajektorie)
$\vec{\rho}_{\text{Ist}}$	Ist-Trajektorie
$\vec{\rho}_{\text{Ziel}}$	Ziel-Trajektorie
σ_x	Standardabweichung der Wertereihe x
φ	Gierwinkel
ω_0	Larmorfrequenz
\varnothing	Durchmesser

Abbildungsverzeichnis

2.1	MRT-Bilder mit verschiedenen Gewichtungen und Kontrasten.	19
2.2	Aufbau von Basissequenzen.	21
2.3	Technische und räumliche Infrastruktur für iMRT.	23
2.4	Artefakte.	25
2.5	Konventioneller Workflow in der interventionellen MRT.	27
2.6	Ausgewählte Darstellungen des konventionellen Workflows.	28
2.7	Anatomische Lage- und Richtungsbezeichnungen.	29
2.8	Abdomnielle Organe und Atmung.	30
2.9	Elemente der haptischen Wahrnehmung.	31
2.10	Autonomielevel.	32
2.11	Grundlegende Systemstruktur von Technologien mit haptischen Feedback. .	34
2.12	Grundlegender Aufbau eines Hybridschrittmotors.	36
3.1	Antriebsvarianten in der iMRT Robotik.	39
3.2	MRT-kompatible Kraftsensoren.	41
3.3	Aktives MRT-geführtes Katheter Tracking.	42
3.4	Passives MRT-geführtes Instrumententracking.	43
3.5	Semi-aktives MRT-geführtes Instrumententracking.	44
3.6	Varianten des Robotik-Patienten Interface.	45
3.7	Sterilitätskonzept von interventionellen Robotern.	46
3.8	MRT-Spulen für robotische Interventionen..	47
3.9	Varianten der Abdomenphantome.	49
4.1	Übersichtsdarstellung des robotischen Assistenzsystems.	52
4.2	Angepasster iMRT-Workflow mit dem robotischen Assistenzsystem.	53
4.3	Übersichtsdarstellung des Robotik-Patienten Interface.	54
4.4	Herstellungsformen Robotik-Patienten Interface.	55
4.5	Übersichtsdarstellung der kabellosen Metamaterial Oberflächenspule.	56
4.6	Übersichtsdarstellung des Einstichstellenfinders.	58
4.7	Übersichtsdarstellung der Instrumentenpositionierungseinheit.	60
4.8	Bestandteile und Kinematik der Zentraleinheit.	61
4.9	Bestandteile und Kinematik der Bogeneinheit.	61
4.10	Bestandteile und Kinematik der Vorschubseinheit.	63

4.11	Kinematik und Arbeitsbereich der Instrumentenpositionierungseinheit. . .	64
4.12	Bowdenzugstrang und Vakuumschlauch.	66
4.13	Übersicht der Bestandteile der Antriebseinheit.	67
4.14	Übersichtsdarstellung des Seiltrommelmoduls.	68
4.15	Hardwareseitige Motortreiberkonfiguration.	70
4.16	Hardwareseitige Vakuummotorregelung.	72
4.17	Funktionskonzept des haptischen Interaktionssystems.	73
4.18	Automatisierungsalgorithmus des robotischen Assistenzsystems.	75
4.19	Markerkonzept für passives Tracking mit dem MRT.	76
4.20	3D-Markertracking.	78
4.21	Räumliche Beziehung zwischen Ist- und Ziel-Trajektorie.	79
4.22	Räumliche Ansicht der zwei MRT-Aufnahmeschichten an der Zielregion. . .	80
4.23	Funktionsweise der phasenbasierten Kreuzkorrelation.	81
4.24	Positionierungsabfolge der Ist-Trajektorie an die Ziel-Trajektorie.	82
4.25	Räumliche Ansicht der dritten Aufnahmeschicht in der Zielregion.	83
4.26	Ansicht der dritten MRT-Aufnahmeschicht im Instrumentenvorschubsablauf.	84
4.27	Konzept der Workstation des robotischen Assistenzsystems.	85
4.28	GUI zur Steuerung des robotischen Assistenzsystems.	87
4.29	Abdomen-Phantomkörper.	89
4.30	Herstellungsformen für den Abdomen-Phantomkörper	90
4.31	Atembewegungseinheit.	91
4.32	Versuchsaufbau: MRT-Kompatibilität.	94
4.33	Versuchsaufbau: Haltkräfte des Robotik-Patienten Interfaces.	95
4.34	Versuchsaufbau: Zugversuche.	97
4.35	Versuchsaufbau: Kalibrierung der Kraftmessung.	98
4.36	Versuchsaufbau: Punktionskräfte an Schichtphantomen.	99
4.37	MRT-Aufnahmen der Schichtphantome.	100
4.38	Ablauf der Nutzerstudie zur Evaluation des haptischen Feedbacks.	101
4.39	Aufbau zur Durchführung von automatisierten Punktions mit μ RIGS. . .	103
4.40	Punktionsareale und Methodik zur Analyse der Punktionsgenauigkeit. . . .	104
5.1	MRT-Bilder zur Evaluation der MRT-Kompatibilität.	108
5.2	Spektra zur Evaluation der MRT-Kompatibilität.	109
5.3	Haltekräfte des Robotik-Patienten Interface.	110
5.4	In-vivo MRT-Aufnahmen mit und ohne Metamaterial Spule.	111
5.5	Nutzertest mit dem Einstichstellenfinder.	112
5.6	Ergebnisse der Zugversuche verschiedener Zugseile.	113
5.7	Ergebnisse der Reibversuche mit verschiedenen Zughüllen.	114
5.8	Kalibrierung und Performance der Kraftmessung.	115

5.9	Ergebnisse der Punktionskräfte in einer Phantomstudie.	116
5.10	Bland-Altman-Analyse der Punktionskräfte.	117
5.11	Genauigkeit der autonomen Punktion.	121
5.12	Dauer der autonomen Punktion.	121
5.13	MRT-Aufnahmen des Abdomen-Phantomkörpers.	123
5.14	MRT-Aufnahmen einer Leberphantomprobe nach 100 und 200 Nadeleinstichen. 124	
5.15	3D-Organbewegung des Abdomen-Phantomkörpers.	125
6.1	Reizungen der Haut durch das anlegenden des Robotik-Patienten Interface. 128	
6.2	Designstudie eines individuellen haptischen Controllers	134
6.3	Trainingsintervention mit dem Bewegungsphantom.	140

Tabellenverzeichnis

2.1	Kennwerte der haptischen Wahrnehmung.	31
4.1	Zusammensetzung der PVA-K basierten Gewebekompartimente.	89
4.2	Verschiedene Konfiguration des Motortreibers.	98
4.3	Eigenschaften der Phantomschichten.	100
4.4	Fachliche Expertise der Interventionisten als Probanden der Nutzerstudie. .	101
5.1	Ergebnisse der Nutzerstudie zur haptischen Wahrnehmung.	118
5.2	Auswertung der Nutzerstudie zur haptischen Wahrnehmung.	119
5.3	Genauigkeit und Dauer der autonomen Punktion.	120
5.4	MRT- und Elastizitätseigenschaften des Abdomen-Phantomkörpers.	122
5.6	Eigenschaftsänderungen des Abdomen-Phantomkörpers nach Langzeittests. .	124
6.1	Vergleich der Positionierungsgenauigkeit und -dauer.	136
6.2	3D-Bewegung des Abdomenphantoms im Vergleich zu humanen Werten. .	139
A.1	MRT-Sequenzparameter.	185
A.2	Bestandteile der μ RIGS-Firmware.	188
A.3	Bestandteile der haptischen Interaktionssystem-Software.	189
A.4	Bestandteile der automatisierten Instrumentenpositionierungssoftware. . .	189
A.5	Grundstruktur der Access-i und GUI Software.	190
A.6	Bestandteile der MURPHY-Firmware.	190

1 Einleitung

1.1 Klinischer Hintergrund und Motivation

Der demografische Wandel stellt das Gesundheitssystem vor zunehmende Herausforderungen. Laut der *International Agency for Research on Cancer* steigt die weltweite Krebsinzidenz kontinuierlich an [BLS⁺24]. Im Jahr 2022 wurden 20 Millionen Neuerkrankungen und 9,7 Millionen krebsbedingte Todesfälle registriert. Projektionen zeigen einen dramatischen Anstieg um 77 % bis 2050, mit prognostizierten 35 Millionen jährlichen Neuerkrankungen. Lungenkrebs dominiert das Krankheitsspektrum, gefolgt von Brust-, Prostata- und Darmkrebs. Die geografische Verteilung zeigt deutliche Disparitäten. Während Asien etwa die Hälfte aller globalen Fälle aufweist, verzeichnet Europa trotz geringerer Bevölkerungszahl eine überproportional hohe Fallzahl.

In den vergangenen zwei Jahrzehnten vollzog sich ein fundamentaler Wandel in der minimalinvasiven Onkologie, maßgeblich getrieben durch die Einführung und breite Implementierung roboter-assistierter Operationssysteme [SF17]. Neben dem etablierten da Vinci-System existieren mittlerweile über 60 weitere robotische Chirurgesysteme [HSS22]. Von diesen haben 15 Systeme die regulatorische Zulassung für verschiedene Anwendungsgebiete erhalten, darunter Laparoskopie, Neurochirurgie, Wirbelsäulenchirurgie, Orthopädie und Gefäßchirurgie. Die roboter-assistierte Chirurgie reduziert das operative Trauma für Patienten und ermöglicht eine beschleunigte Rekonvaleszenz. Dies führt zu verkürzten Krankenhausaufenthalten, entlastet die Intensivstationen und minimiert die physische Belastung der Operateure, wodurch die Gesamteffizienz des Krankenhauses optimiert wird [KSHK⁺21].

Die interventionelle Radiologie hat sich seit den 1960er Jahren zu einer eigenständigen klinischen Disziplin entwickelt, die das Spektrum minimal-invasiver Behandlungsmöglichkeiten revolutioniert hat [WHN23]. Im Gegensatz zur klassischen minimal-invasiven Chirurgie ermöglicht die interventionelle Radiologie die präzise Navigation von Instrumenten wie Biopsienadeln durch Echtzeit-Bildgebung mittels Röntgen, Computertomografie (CT), Magnetresonanztomografie (MRT) und Sonografie. Die gleichzeitige Visualisierung der anatomischen Zielstrukturen erlaubt Interventionen ohne größere Schnitte in nahezu allen Körperregionen. [BCSS23]. Das Anwendungsspektrum umfasst zwei Hauptbereiche [BBF21]: Die vaskuläre Interventionsradiologie behandelt minimal-invasiv Gefäßerkrankungen wie Stenosen, Aneurysmen und akute Blutungen mittels Angioplastien,

Stents und Embolisationen. Die interventionelle Onkologie hingegen nutzt bildgestützte endovaskuläre oder perkutane Verfahren zur Tumordiagnostik mittels Biopsien und zur Therapie durch Ablationsverfahren. Weitere Anwendungsgebiete umfassen die Drainage von Flüssigkeitsansammlungen [OA18] sowie Schmerztherapien [KBFP07].

Die Zukunft der interventionellen Radiologie wird durch technologische Innovationen wie künstliche Intelligenz, Augmented und Virtual Reality-basierte Navigationssysteme und optimierte Dosisreduktion geprägt [BSB22]. Insbesondere die Integration robotischer Systeme und die multimodale Bildfusion versprechen laut Expertenbefragungen eine signifikante Verbesserung interventioneller Eingriffe.

Der Trend zur interventionellen Robotik wird durch vielfältige technologische Entwicklungen der letzten Dekade vorangetrieben [NKAH23, LCB⁺23, SMW⁺21, ZFXS24]. Diese Systeme zielen darauf ab, medizinische Eingriffe durch verbesserte Präzision, erhöhte Sicherheit und reduzierte Strahlenbelastung zu optimieren sowie telemedizinische Interventionen zu ermöglichen [ACP⁺16].

1.2 Problemstellung

Die Markteinführung interventioneller Robotersysteme wird durch multiple Faktoren limitiert [FTH22]. Die komplexe Integration mit bildgebenden Modalitäten erfordert strenge regulatorische Compliance und verhindert direkte Scanner-Roboter Interaktionen, was zu ineffizienten Workflows und verlängerten Kalibrierungszeiten führt. Hohe Investitions- und Betriebskosten bei nicht immer eindeutig nachweisbarem klinischen Mehrwert gegenüber konventionellen Verfahren erschweren die wirtschaftliche Rechtfertigung. Logistische Herausforderungen wie häufige Auf- und Abbauzyklen sowie Lagerungsproblematik, kombiniert mit unzureichender Integration in etablierte klinische Prozesse unter der Beachtung von Sterilitätsanforderungen, reduzieren zusätzlich die Akzeptanz beim medizinischen Personal. Die technischen Limitationen sind vielschichtig. Die meisten verfügbaren Systeme sind Manipulatoren mit begrenztem Automatisierungsgrad. Obwohl die Navigation und ferngesteuerte Instrumentenpositionierung unterstützt wird, sind detaillierte Kenntnisse der Systemkinematik für die Bedienung erforderlich. Dabei erfolgt der Instrumentenvorschub, z.B. einer Biopsienadel, weiterhin manuell. Obwohl haptisches Feedback das Potenzial bietet, die chirurgische Präzision zu erhöhen, Operationszeiten zu verkürzen und Behandlungsergebnisse zu verbessern, fehlt diese Technologie bislang in kommerziellen roboterassistierten Systemen [BFW23, NKAH23]. Besondere Herausforderungen ergeben sich im Kontext der interventionellen MRT durch die Notwendigkeit MRT-kompatibler Materialien. Diese erfordern oft kostenintensive Eigenentwicklungen, da kommerzielle Lösungen bedingt verfügbar sind [HLZ⁺23, GBC08]. Für Intervention an bewegten Organen wie Lunge oder Leber existieren bislang keine ausgereiften Hard- und Softwarelösungen [LCB⁺23].

Die Entwicklung und Evaluation solcher Systeme wird zusätzlich durch den Mangel an realitätsnahen Testumgebungen erschwert. Da Tierversuche und Patientenstudien ethische und methodische Herausforderungen aufweisen, gewinnen Phantomtechnologien zunehmend an Bedeutung [WKGK23, ZMM⁺22, FT18]. Während existierende Phantome meist nur einzelne anatomische oder physiologische Aspekte simulieren [HIT⁺13, KKY⁺15, T.L19, WSD⁺22, EJK⁺19, BHF⁺11], wächst der Bedarf an integrativen Lösungen, die multiple Parameter wie Atmung, Organbewegung und Punktionszenarien simultan abbilden können. Die Verflechtung technischer, regulatorischer, ökonomischer und praktischer Barrieren verzögert die breite Implementierung dieser Technologien im klinischen Alltag.

1.3 Beitrag und Zielstellung der Arbeit

Die vorliegende Arbeit adressiert diese Herausforderungen durch die systematische Entwicklung und Evaluation eines robotischen Assistenzsystems (μ RIGS–*Micropositioning Robotics for Image-Guided Surgery*) für interventionelle Eingriffe, dessen grundlegendes Konzept bereits in der eigenen Masterarbeit validiert wurde [Fom21]. Das System wurde durch drei Kernkomponenten erweitert: ein Robotik-Patienten Interface, ein haptisches Interaktionssystem und eine automatisierte Instrumentenpositionierung für perkutane Nadelinterventionen an diversen Körperregionen mit dem Fokus auf MRT-gesteuerte Eingriffe. Diese Entwicklungen zielen darauf ab, einen technischen Mehrwert gegenüber bestehenden Technologieansätzen aufzuzeigen sowie neuartige Möglichkeiten für den klinischen Workflow und Teleoperationen zu erschließen.

Parallel wird das MRT-kompatible Bewegungsphantom (MURPHY) entwickelt und evaluiert. MURPHY soll zentrale Eigenschaften wie MRT-Kompatibilität und realistische Punktierbarkeit mit der Simulation physiologischer abdomineller Organbewegungen vereinen. Dieser Ansatz soll nicht nur eine umfassende präklinische Evaluation von technischen Assistenztools wie μ RIGS ermöglichen, sondern auch die Notwendigkeit von Tierversuchen in Zulassungsprozessen medizinischer Produkte reduzieren. Zusätzlich könnte MURPHY als Trainingsplattform für Interventionisten dienen.

1.4 Gliederung der Arbeit

Das Grundlagenkapitel führt in die physikalischen Prinzipien der MRT ein, beleuchtet klinische Aspekte der interventionellen MRT und erläutert relevante anatomisch-physiologische Zusammenhänge sowie Grundlagen der medizinischen Robotik.

Der Stand der Technik analysiert aktuelle Entwicklungen der interventionellen MRT-Robotik mit Schwerpunkt auf Antriebstechniken, Sensorik, Systemtracking und Bedienkonzepte sowie innovative Phantomtechnologien.

Das Kapitel Material und Methoden beschreibt die Entwicklung der Systeme μ RIGS und MURPHY basierend auf technischen und klinischen Anforderungen sowie die experimentellen Aufbauten zur Systemevaluation.

Die Ergebnisse dokumentieren die Leistungscharakteristika der entwickelten Teilsysteme anhand definierter Performanceparameter.

In der Diskussion werden Systemgrenzen, methodische Herausforderungen und Randbedingungen kritisch reflektiert sowie Vergleiche zum Stand der Technik gezogen und Perspektiven für die klinische Translation aufgezeigt.

Abschließend fasst die Arbeit die zentralen Erkenntnisse zusammen und gibt einen Ausblick auf Optimierungspotenziale und die klinische Relevanz beider Systeme.

2 Grundlagen

Das folgende Kapitel vermittelt die fundamentalen Kenntnisse, die für die Konzipierung, Umsetzung und Bewertung der Forschungsfragestellungen der angestrebten robotischen Assistenzsysteme in der bildgestützten und minimal-invasiven Diagnose und Therapie notwendig sind. Hierbei dient die interventionelle MRT (iMRT) als Fokusfeld. Zunächst werden die MRT-Grundlagen erläutert, gefolgt von einer Analyse der spezifischen Bedingungen bei MRT-gestützten Eingriffen. Darauf aufbauend werden relevante anatomische und physiologische Aspekte des menschlichen Körpers beleuchtet. Abschließend werden Grundlagen der medizinischen Robotik und der Einsatz von Phantomen diskutiert.

2.1 Magnetresonanztomografie

Die MRT stellt ein komplexes bildgebendes Verfahren dar, dessen vollständige Darstellung den Rahmen dieser Arbeit übersteigen würde. Dieses Kapitel bietet daher einen gezielten Überblick über die wesentlichen Aspekte der MRT-Technologie. Es werden jene Grundlagen vermittelt, die für das Verständnis der vorliegenden Arbeit und der Zusammenhänge zwischen MRT und minimal-invasiven Eingriffen erforderlich sind. Die Ausführungen konzentrieren sich auf die physikalischen Prinzipien, Relaxationszeiten und Kontraste sowie relevante Sequenzen, um eine fundierte Basis für die nachfolgenden Kapitel zu schaffen.

2.1.1 Physikalische Grundlagen

Die MRT nutzt das Phänomen der Kernspinresonanz zur Bildgebung [DBS15, S. 1–9]. Dieses tritt auf, wenn bestimmte Atomkerne in einem starken Magnetfeld elektromagnetisch angeregt werden. Atomkerne mit einer ungeraden Anzahl von Protonen oder Neutronen weisen einen Eigendrehimpuls auf, den sogenannten Kernspin. Dieser erzeugt aufgrund der elektrischen Ladung der Kerne ein magnetisches Moment. Der Faktor γ bezeichnet das gyromagnetische Verhältnis, eine kernspezifische Konstante. In der MRT-Bildgebung spielt der Wasserstoffkern eine zentrale Rolle, da er im menschlichen Körper häufig vorkommt und ein vergleichsweise hohes gyromagnetisches Verhältnis aufweist.

Werden Protonen in ein starkes Magnetfeld B_0 gebracht, richten sich dessen magnetischen

Momente makroskopisch entlang der Feldlinien aus. Dabei führen sie eine Präzessionsbewegung um die Magnetfeldachse aus. Die Frequenz dieser Präzession, die Larmorfrequenz ω_0 , ist direkt proportional zu B_0 [DBS15, S. 1–9]:

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (2.1)$$

Zur Erzeugung eines MRT-Signals werden die ausgerichteten Protonen durch einen Hochfrequenz (HF)-Puls B_1 mit der Larmorfrequenz angeregt. Dieser Puls lenkt die Magnetisierung aus der Längsrichtung (z -Achse) in die transversale Ebene (xy -Ebene) ab [DBS15, S. 10–16]. Der Winkel dieser Auslenkung wird als Flipwinkel bezeichnet und kann je nach Sequenz variiert werden. Nach Abschalten des HF-Pulses kehren die Protonen in ihren Grundzustand zurück, wobei sie die zuvor aufgenommene Energie wieder abgeben. Dieser Vorgang wird als Relaxation bezeichnet. Die damit verbundenen Relaxationszeiten T_1 und T_2 sind gewebespezifisch und bilden die Grundlage für den Bildkontrast in der MRT (siehe nähere Erläuterungen in Kapitel 2.1.2).

Die dreidimensionale (3D) Bildgebung in der MRT basiert auf der präzisen Ortskodierung des MRT-Signals mittels dreier Gradientenfelder [WKM14, S. 21–26]. Die Schichtselektion erfolgt durch einen Gradienten, der die Larmorfrequenz entlang \vec{B}_0 variiert. Die Ortskodierung innerhalb der selektierten Schicht basiert auf zwei weiteren Gradienten: Die Phasenkodierung erzeugt eine definierte Phasenverschiebung, während die Frequenzkodierung während der Signalaufnahme eine ortsabhängige Frequenzänderung bewirkt. Diese Kombination aus Phasen- und Frequenzkodierung erlaubt die eindeutige räumliche Zuordnung jedes Bildpunktes in der ausgewählten Schicht.

Die gemessenen Signale werden zunächst im k -Raum, einer mathematischen Darstellung der Rohdaten, gespeichert [WKM14, S. 27]. Durch eine zweidimensionale Fourier-Transformation werden diese Daten in den Bildraum überführt, wodurch das eigentliche MRT-Bild entsteht.

2.1.2 Relaxationszeiten und Bildkontrast

Die MRT nutzt zwei grundlegende Relaxationsprozesse zur Bildgebung: die longitudinale (T_1) und die transversale (T_2) Relaxation [DBS15, S: 17–25]. Diese Prozesse charakterisieren das Verhalten der Protonen nach Beendigung des HF-Pulses.

Die T_1 -Relaxation, auch Spin-Gitter-Relaxation genannt, beschreibt die Wiederherstellung der longitudinalen Magnetisierung entlang des externen Magnetfeldes B_0 [DBS15, S: 17–25]. Die T_1 -Zeit ist definiert als die Zeitspanne, in der etwa 63 % der ursprünglichen longitudinalen Magnetisierung wiederhergestellt ist. Dieser Prozess ist gewebespezifisch und hängt von der Feldstärke ab, wodurch verschiedene Gewebetypen unterschieden werden können. Die T_2 -Relaxation, auch als Spin-Spin-Relaxation bekannt, charakterisiert den Verlust der

Phasenkohärenz (Dephasierung) der Protonen in der transversalen Ebene. Die gewebeabhängige T_2 -Zeit ist als die Zeitdauer definiert, nach der die transversale Magnetisierung auf etwa 37% ihres Anfangswertes abgefallen ist [DBS15, S. 17–25]. Diese bleibt weitgehend konstant bei verschiedenen B_0 -Feldstärken. Im Gegensatz dazu berücksichtigt die T_2^* -Relaxation zusätzliche Faktoren, die zu einer beschleunigten Dephasierung führen [WKM14, 8–10]. Hierzu zählen makroskopische Magnetfeldinhomogenitäten, die durch technische Limitationen des MRT-Geräts oder physiologische Eigenschaften des untersuchten Körpers entstehen. Besonders ausgeprägt sind diese Effekte an Übergängen zwischen Geweben mit unterschiedlichen magnetischen Eigenschaften, wie etwa an Gewebe-Luft-Grenzen. Auch lokale Magnetfeldverzerrungen, beispielsweise durch Eisenablagerungen, beeinflussen die T_2^* -Relaxation. Folglich ist die T_2^* -Zeit stets kürzer als die entsprechende T_2 -Zeit [WKM14, S. 8–10].

Der Bildkontrast in der MRT wird hauptsächlich durch drei gewebespezifische Eigenschaften bestimmt: Protonendichte, T_1 - und T_2 -Relaxationszeiten. Diese ermöglichen eine differenzierte Darstellung verschiedener Gewebetypen ohne Kontrastmittel, was einen wesentlichen Vorteil gegenüber anderen bildgebenden Verfahren darstellt. Die Kontrastgewichtung lässt sich durch Anpassung der Aufnahmeparameter steuern [WKM14, S. 11–16]:

- Die Repetitionszeit (TR) ist die Zeit zwischen aufeinanderfolgenden Anregungen derselben Schicht und bestimmt damit wie weit die Längsmagnetisierung relaxieren kann.
- Die Echozeit (TE) bezeichnet die Zeitspanne zwischen der Anregung und der Messung des MRT-Signals und legt somit die Zeit für den T_2 -Zerfall fest.

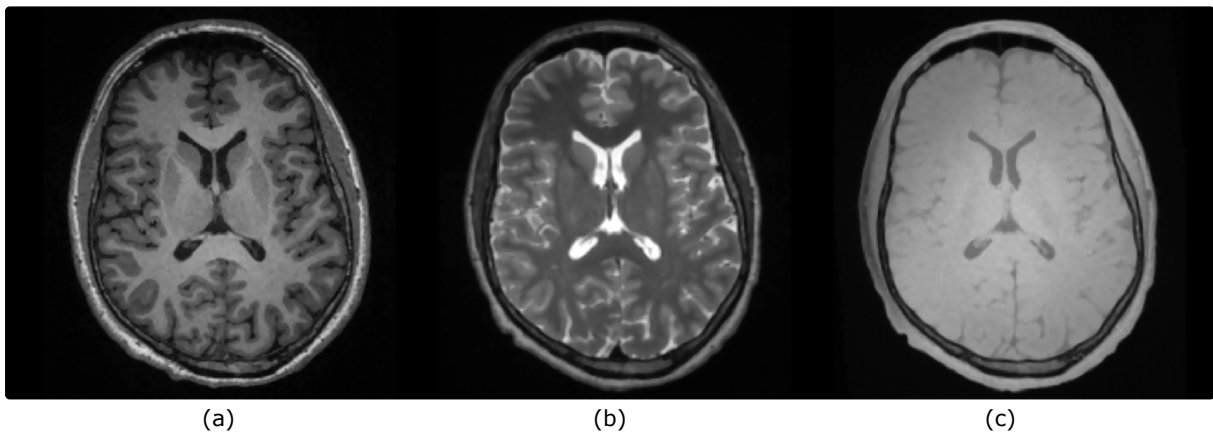


Abbildung 2.1: MRT Bilder mit verschiedenen Gewichtungen und daraus resultierenden Kontrasten [Dan08]. (a) T_1 -gewichtet. (b) T_2 -gewichtet. (c) Protonengewichtet.

Die Beziehung zwischen TR und T_1 -Gewichtung sowie zwischen TE und T_2 -Gewichtung ergibt sich aus den unterschiedlichen Zeitskalen der Relaxationsprozesse: T_1 -Relaxation ist typischerweise langsamer als T_2 -Relaxation [DBS15, 17–25]. Daher beeinflusst die Wahl

von TR (im Bereich von Hunderten von Millisekunden bis Sekunden) primär den $T1$ -Kontrast, während TE (typischerweise im Bereich von Millisekunden bis zu etwa 500 ms) hauptsächlich den $T2$ -Kontrast beeinflusst [WKM14, S.11–16].

$T1$ -gewichtete Bilder entstehen bei kurzer TR und kurzer TE . Hier erscheinen Gewebe mit kurzer $T1$ -Zeit (z.B. Fett) hell bzw. hyperintens im Vergleich zu Gewebe mit langer $T1$ -Zeit (wässrige Flüssigkeit, z.B. Liquor und Gallenflüssigkeit), da diese schneller relaxieren und bei der nächsten Anregung mehr Signal geben [WKM14, S. 11–16]. $T2$ -gewichtete Bilder werden durch lange TR und lange TE erzeugt. Hier erscheinen Gewebe mit kurzem $T2$ (Muskel) dunkel bzw. hypointens im Vergleich zu Gewebe mit langem $T2$ (wässrige Flüssigkeit), da deren Signal schneller zerfällt. Protonengewichtete Bilder, die einen Kompromiss zwischen $T1$ - und $T2$ -Kontrast bieten, werden mit langer TR und kurzer TE aufgenommen.

Weiterhin kann die Signalintensität und der Bildkontrast mit der Einstellung des Ernst-Winkels α_E manipuliert werden (gilt nur für FLASH-basierte Sequenzen, siehe Erläuterung in Kapitel 2.1.3). Dieser beschreibt den optimalen Flipwinkel, der das maximale Signal für ein Material mit spezifischer $T1$ -Zeit ermöglicht. Dabei gilt der folgende Zusammenhang [DBS15, S. 89]:

$$\alpha_E = \arccos\left(e^{-\frac{TR}{T1}}\right) \quad (2.2)$$

Diese Flexibilität in der Kontrastgestaltung ermöglicht es, spezifische Gewebeeigenschaften hervorzuheben und die diagnostische Aussagekraft der MRT-Untersuchung zu optimieren [WKM14, S. 11–16]. Die Wahl der beschriebenen Parameter hängt von der klinischen Fragestellung und den zu untersuchenden anatomischen Strukturen ab.

2.1.3 Sequenzen

Eine MRT-Sequenz ist eine spezifische Abfolge von HF-Pulsen und Magnetfeldgradienten zur Erzeugung von MRT-Bildern. Die Wahl der Sequenz beeinflusst die Art der gewonnenen Bildinformation und die Bildqualität. Die folgenden drei Basissequenzen bilden das Fundament für komplexere Sequenzdesigns [WKM14, S. 48–52]. Die Spinecho (SE) Sequenz verwendet einen 90° -Anregungspuls, gefolgt von einem 180° -Refokussierungspuls. Diese zeichnet sich durch hohe Bildqualität mit einem $T1$ - oder $T2$ -Kontrast aus, ist jedoch relativ zeitaufwendig. Die Gradientenecho (GRE) Sequenz nutzt kleinere Flipwinkel und Gradientenumkehrungen statt 180° -Pulse. Diese ermöglicht schnellere Bildaufnahmen, ist aber anfälliger für Suszeptibilitätsartefakte. Die *Inversion Recovery* Sequenz beginnt mit einem 180° -Inversionspuls vor der eigentlichen Bildaufnahme und ermöglicht eine selektive Unterdrückung bestimmter Gewebetypen für einen verbesserten $T1$ -Kontrast. Es existiert eine Vielzahl von Sequenzen, die auf den drei Basissequenzen basieren und entsprechend spezifischer klinischer Anforderungen entwickelt wurden. Im Folgenden werden zusätzliche

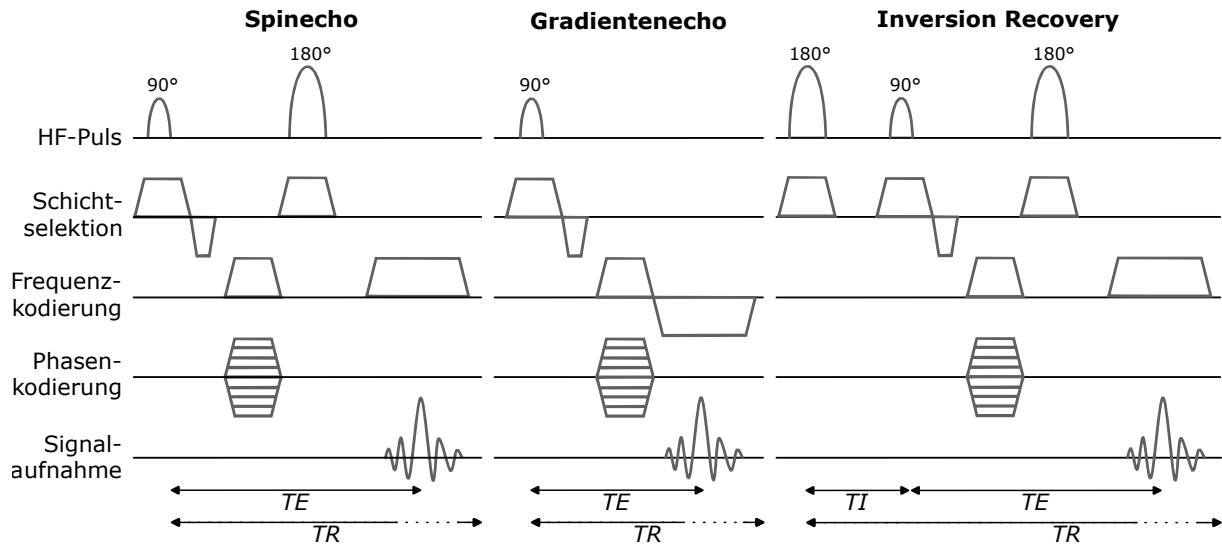


Abbildung 2.2: Aufbau von Basissequenzen [WKM14, S. 48–52]. (a) Spinecho. (b) Gradientenecho. (c) *Inversion Recovery*.

Sequenzen vorgestellt, die für das Verständnis dieser Arbeit im Kontext interventioneller Prozesse, Systemtracking und Materialeigenschaftsbestimmung relevant sind. Anzumerken ist, dass die verwendeten Akronyme spezifische Produktbezeichnungen von Siemens Healthineers darstellen:

TSE Die *Turbo Spin Echo* ist eine beschleunigte Version der SE-Sequenz, die mehrere Echos pro Anregung aufnimmt. Je nach Wahl von TE kann diese $T1$ - oder $T2$ -gewichtet eingesetzt werden. Diese und die SE-Sequenz werden mit Hilfe von mehreren Aufnahmen mit verschiedenen TE -Zeiten dafür genutzt, um die $T2$ -Zeit von Materialien bestimmen zu können [WKM14, 56-57]

FLASH Die *Fast Low Angle Shot* (FLASH) ist eine schnelle GRE-Sequenz, die durch kurze Repetitionszeiten und kleine Flipwinkel charakterisiert ist. Die Sequenz ermöglicht in Kombination mit Kontrastmitteln $T1$ -gewichtete dynamische Bildgebung [WKM14, S. 58–59].

MPRAGE Die *Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo* ist eine 3D-GRE-Sequenz mit vorgeschaltetem Inversionspuls zur $T1$ -Gewichtung. Über die Ausführung von mehreren Aufnahmen mit verschiedenen Inversionszeiten (TI) kann die $T1$ -Zeit von Materialien charakterisiert werden [WHZL14].

VIBE Die *Volumetric Interpolated Breath-hold Examination* ist eine 3D-GRE-Sequenz mit interpolierten Schichten für schnelle Volumenaufnahmen mit hoher räumlicher Auflösung. Diese wird üblicherweise bei einer $T1$ -Gewichtung zur Planung und Kontrolle von beweglichen abdominellen Organen (z.B. Leber) im Atemstopp verwendet [DRN⁺02].

TrueFISP Die *True Fast Imaging with Steady-state Precession* ist eine balancierte GRE-Sequenz und liefert einen gemischten $T2/T1$ -Kontrast, wobei der $T2$ -Kontrast bei längeren TR s dominiert. Diese Sequenz kann für eine Echtzeit-Bildgebung zur Einstichstellenfindung oder den Instrumentenvorschub (siehe Kapitel 2.2.4) während Interventionen eingesetzt werden [HVL⁺03].

HASTE Die *Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Echo* Sequenz ist eine schnelle Single-Shot-Sequenz basierend auf der TSE-Technik. Diese liefert eine $T2$ -Gewichtung für eine Echtzeit-Bildgebung, ähnlich wie TrueFISP, bei bewegungsempfindlichen Regionen [JWC⁺23].

Jede dieser Sequenzen hat spezifische Vor- und Nachteile in Bezug auf Bildkontrast, Aufnahmegeschwindigkeit, räumliche Auflösung und Anfälligkeit für Artefakte. Die Wahl der geeigneten Sequenz hängt von der klinischen Fragestellung, den Anforderungen der Intervention und den spezifischen Eigenschaften der zu untersuchenden Materialien oder Gewebe ab.

2.2 MRT-gestützte und minimal-invasive Eingriffe

Die Entwicklung der interventionellen Radiologie begann im frühen 20. Jahrhundert und hat sich zu einer eigenständigen klinischen Disziplin entwickelt und vereint diagnostische und therapeutische Verfahren [SOK⁺05, BCSS23]. Diese Eingriffe erfolgen unter bildgebender Kontrolle wie MRT, CT oder Sonografie, wodurch präzise minimal-invasive Behandlungen möglich sind. Diese Methodik führt zu verbesserten Behandlungsergebnissen, höherer Akzeptanz bei Patienten und wirtschaftlicheren Therapieverläufen. Im Bereich der interventionellen Verfahren nehmen perkutane Eingriffe und Gewebeentnahmen einen bedeutenden Stellenwert ein [WNL08].

Die MRT gesteuerte Intervention (iMRT) etabliert sich zunehmend im klinischen Alltag [BCSS23]. Dies basiert auf den spezifischen Vorteilen der Methode, zu denen die detaillierte Weichteildarstellung, die Erfassung physiologischer Messwerte sowie die Echtzeit-Bildgebung in verschiedenen räumlichen Ebenen zählen. Besondere Bedeutung hat die iMRT bei Gewebeentnahmen der Brust und Prostata erlangt [BKK⁺17, WKGM16, MPER17]. Das Einsatzspektrum umfasst zusätzlich kardiovaskuläre Eingriffe, wie die Behandlung von Herzrhythmusstörungen [PCR18], sowie neurologische Interventionen zur Diagnostik von Hirnläsionen oder dem Einsetzen von Stimulationselektroden [BWM⁺18, WNL08]. Im Bereich des Bewegungsapparats können Schmerztherapien mittels Arthrographie sowie thermische Ablationen von Knochentumoren durchgeführt werden [FUTU⁺12, FTT⁺11,

KTB⁺03, CB06]. Weitere Anwendungsgebiete sind die bildgestützte Therapie von Gefäßfehlbildungen [DHG⁺15] sowie Leberinterventionen [WHC18].

2.2.1 Räumlichkeiten/Umfeld

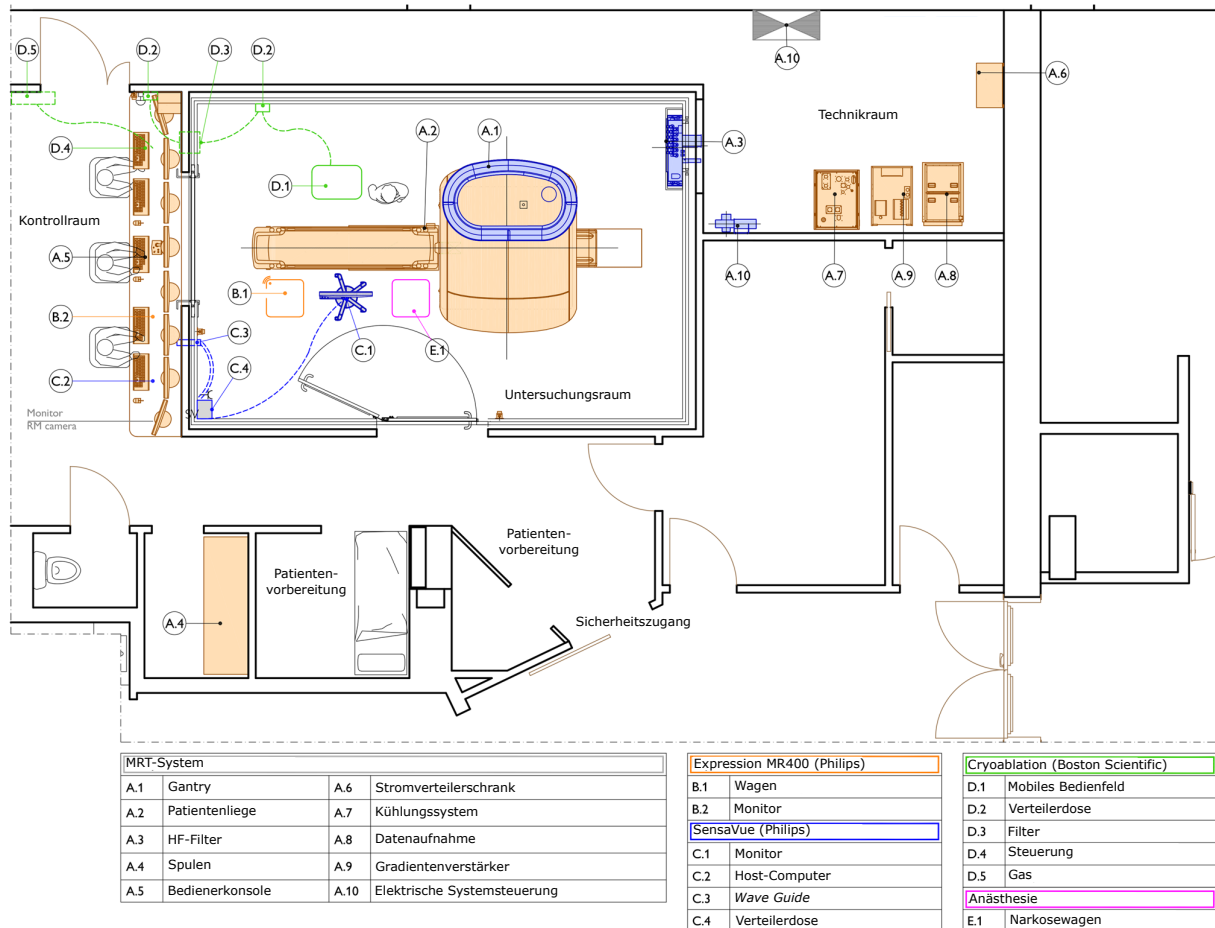


Abbildung 2.3: Technische und räumliche Infrastruktur für iMRT [SS22].

Die Durchführung von MRT-gestützten Eingriffen erfordert eine spezialisierte räumliche und technische Infrastruktur (siehe Abbildung 2.3) [SS22]. Im Untersuchungsraum befinden sich das MRT-System und weitere MRT-kompatible Gerätschaften wie Monitore, Ablations- und Anästhesiesysteme. Dieser Raum fungiert gleichzeitig als elektromagnetische Abschirmkammer. Diese Schirmung reduziert externe Störeinflüsse und gewährleistet eine optimale Bildqualität durch Minimierung von Artefakten und Bildrauschen. Die detaillierten Aspekte der MRT-Kompatibilität sowie möglicher Bildartefakte werden in Kapitel 2.2.2 vertieft.

Im Kontrollraum koordiniert das medizinische Fachpersonal sämtliche bildgebende Prozesse und technische Systeme [SS22]. Die Kommunikation von diversen Systemen zwischen

Kontroll- und Untersuchungsraum wird durch einen *Waveguide*¹ realisiert.

Die moderne interventionelle Radiologie nutzt zunehmend hybride Untersuchungsräume, die mehrere bildgebende Verfahren in einer Suite vereinen [WTH⁺15]. Diese spezialisierten Einrichtungen ermöglichen die simultane oder sequentielle Nutzung verschiedener Bildgebungstechnologien wie MRT, CT oder Ultraschall. Die Integration mehrerer Modalitäten erfordert eine durchdachte räumliche Gestaltung sowie technische Infrastruktur, die den störungsfreien Betrieb aller Systeme gewährleistet. Durch diese Kombination können Interventionen präziser geplant und durchgeführt werden, da die spezifischen Vorteile jeder Bildgebungsmethode optimal genutzt werden können.

2.2.2 MRT-Kompatibilität

MRT-Kompatibilität bezieht sich auf die Fähigkeit eines Geräts oder Materials, in der Nähe eines MRT-Scanners verwendet zu werden, ohne die Bildqualität zu beeinträchtigen oder eine Gefahr für den Patienten oder das Personal darzustellen. Die *American Society for Testing and Materials* hat spezifische Standards für die Klassifizierung von Geräten in Bezug auf ihre MRT-Kompatibilität entwickelt. Der ASTM F2503-20 Standard klassifizieren Geräte in drei Kategorien [ASTb]:

- MRT-sicher: Geräte stellen keine bekannten Gefahren dar.
- Bedingt MRT-sicher: Geräte haben unter spezifischen Bedingungen, wie Feldstärke, räumlichen oder zeitlichen Gradientenfeldern, spezifischer Absorptionsrate und spezifischen Konfigurationen des Geräts, keine bekannten Gefahren.
- MRT-unsicher: Geräte stellen bekannte Gefahren dar.

Die Sicherheit in der MRT-Umgebung erfordert besondere Aufmerksamkeit aufgrund verschiedener Risikofaktoren [Bau10]: Das starke statische Magnetfeld kann ferromagnetische Objekte mit hoher Geschwindigkeit anziehen (*Missile Effect*), was zu schweren Verletzungen führen kann. Gradientenfelder können periphere Nerven- und Herzstimulationen verursachen und erzeugen extremen Lärm, der Schutzmaßnahmen erfordert. Die HF-Felder bergen das Risiko von Gewebeerwärmung und Verbrennungen. Die spezifische Absorptionsrate definiert dabei Grenzwerte für die vom Körper aufgenommene Energie. Zur Prävention von Verbrennungen ist ein Mindestabstand von 5 mm zwischen Patient und Tunnelverkleidung einzuhalten sowie die Bildung von Stromschleifen durch Körperkontakt zu vermeiden.

Neben den Sicherheitsaspekten für Personal, Patienten und das MRT-Gerät selbst, ist die

¹Ermöglicht die Durchführung von Kabeln und Leitungen in den abgeschirmten Untersuchungsraum, ohne die gesamte HF-Abschirmung zu beeinträchtigen

Aufrechterhaltung der Bildqualität während diagnostischer und therapeutischer Prozeduren von zentraler Bedeutung. Bildartefakte in der MRT können die korrekte Darstellung der Anatomie beeinträchtigen und zu Fehlinterpretationen führen. Sie lassen sich in drei Hauptkategorien einteilen [DBS15, 103-125]:

- Bewegungsartefakte – Diese entstehen durch grobe physische Bewegungen des Patienten oder durch physiologische Prozesse wie Atmung oder Blutfluss.
- Sequenz-bedingte Artefakte – Diese resultieren aus spezifischen Messtechniken oder Parametereinstellungen und umfassen Phänomene wie Aliasing, Chemical-Shift-Effekte oder Suszeptibilitätsartefakte.
- Externe Störungen – Diese werden durch Fehlfunktionen des MRT-Geräts oder durch externe Quellen verursacht, die während der Bildaufnahme HF-Felder erzeugen.

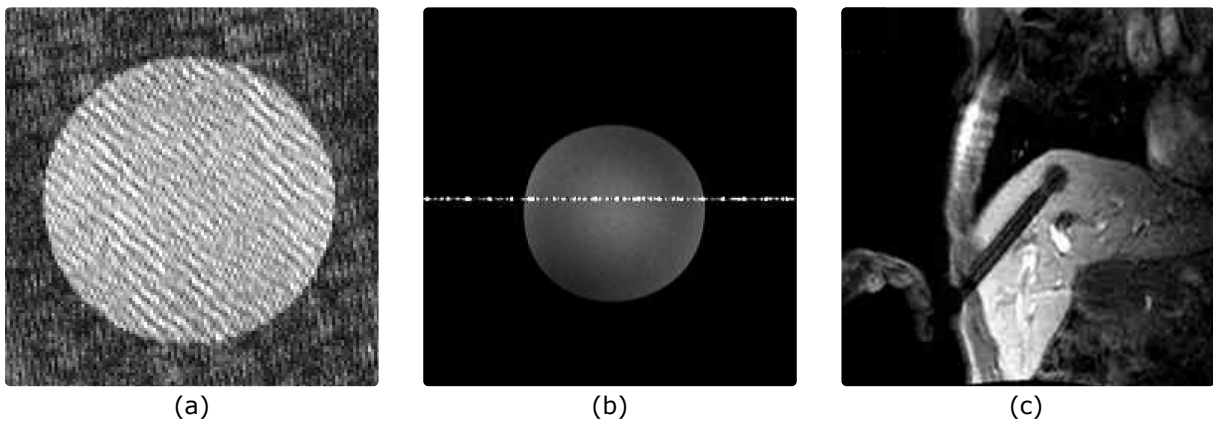


Abbildung 2.4: Artefakte. (a) Grundrauschen [PMV18]. (b) Zipper-Artefakt [PMV18]. (c) Nadelartefakt [FBT⁺11].

Relevant für die Entwicklung von MRT-kompatiblen Systemen wie μ RIGS und MURPHY ist die dritte Kategorie (siehe Abbildung 2.4). Die Erhöhung des Grundrauschens im Bild verringert das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR), was die Detailerkennbarkeit und damit die diagnostische Aussagekraft der Bilder reduziert. Weiterhin können deterministische Störsignale als Zipper-Artefakte entlang der Phasenkodierrichtung erscheinen.

Zur quantitativen Bewertung der Bildqualität und des Einflusses externer Störquellen nach DIN EN 62464 [DINb] kann das SNR berechnet werden [WKM06, S. 29]:

$$\text{SNR} = \frac{\bar{x}}{\sigma} \quad (2.3)$$

\bar{x} repräsentiert den Mittelwert des Signals in einer definierten *Region of Interest* (ROI) und σ die Standardabweichung des Hintergrundrauschens.

In der iMRT beeinflussen Suszeptibilitätsartefakte, speziell Nadelartefakte, die Bildqualität und Interventionsgenauigkeit [SDS⁺23]. Diese Artefakte entstehen durch die Wechselwirkung zwischen dem Magnetfeld des MRTs und dem metallischen Material der Nadel.

Obwohl Artefakte generell als störend gelten, werden diese bei Punktionen gezielt genutzt, um die Nadelposition zu visualisieren und präzise zum Ziel zu navigieren. Das Nadelartefakt erscheint in MRT-Bildern typischerweise als signalarme Zone, die größer ist als der tatsächliche Nadeldurchmesser. Die Ausprägung des Artefakts hängt von verschiedenen Faktoren ab, wie dem Nadelmaterial, der Nadelausrichtung zum Magnetfeld und den verwendeten MRT-Sequenzparametern. Das Ziel ist es das Artefakt zu minimieren und gleichzeitig eine ausreichende Sichtbarkeit der Nadel zu gewährleisten.

2.2.3 Hygienemanagement

Die Durchführung von minimal-invasiven Eingriffen, z.B. von perkutanen Punktionen und Injektionen als Fokusfeld in dieser Arbeit, erfordert eine sorgfältige Einhaltung von Hygienemaßnahmen, um das Infektionsrisiko zu minimieren.

Hierfür sind keine speziellen Operationsräume mit höchsten Hygieneanforderungen notwendig und müssen nicht über eine spezielle Lufttechnikanlage verfügen [KRI00]. Die Arbeitsfläche mit hergerichtetem Zubehör muss vor Umgebungskontamination durch Spritzwasser oder andere Partikel geschützt werden [MJAD12, RKI11].

Das Punktionsareal muss entzündungsfrei, gereinigt und desinfiziert sein. Bei erhöhtem Infektionsrisiko, wie bei Organ- oder Körperhöhlenpunktionen, ist eine sterile Abdeckung mit Lochtüchern erforderlich. Zur Prävention exogener Keimeinträge sind sterile Handschuhe, Schutzkittel und Mund-Nasen-Schutz obligatorisch [MJAD12, RKI11].

Alle Instrumente, die für die Punktion verwendet werden, müssen Sterilisationsprozesse nach den Herstellerempfehlungen und den geltenden Hygienestandards nach DIN EN ISO 17664-1 [DINe] durchlaufen [RKI11]. Wenn Assistenzsysteme, wie interventionelle Roboter, ein Instrument halten und führen, muss der Roboter selbst hygienisch vorbereitet werden. Die Roboterteile, die mit dem sterilen Bereich des Patienten oder dem Instrument in Kontakt kommen können, müssen steril sein oder steril abgedeckt werden [MJAD12]. Für die restlichen Systembestandteile werden regelmäßige Oberflächendesinfektionen empfohlen.

2.2.4 Klinischer Workflow

In der klinischen Praxis spielen Arbeitsabläufe, oder auch Workflow genannt, eine zentrale Rolle für den Erfolg von Diagnose- und Therapieverfahren. Dieser Abschnitt beschreibt den grundlegenden konventionellen Workflow in der iMRT basierend auf Erkenntnissen von Hoffmann et al. [HTR⁺12] sowie Fischbach et al. [FBT⁺11] während Biopsien für die Diagnose von Leber-, Prostata- und muskuloskelettalen Tumoren. Zusätzlich dienen die beschriebenen Arbeitsschritte von Hensen et al. [BUE⁺18] zu Tumorablationen an der Leber, Truwit et al. [TH06a] zu intraoperativen Neurochirurgie und Fritz et al. [FTC⁺09]

zu Injektionsbehandlungen an der Lendenwirbelsäule als therapiebezogene Interventionen. Der konventionelle iMRT Workflow lässt sich in vier aufeinanderfolgende Phasen in Vor-

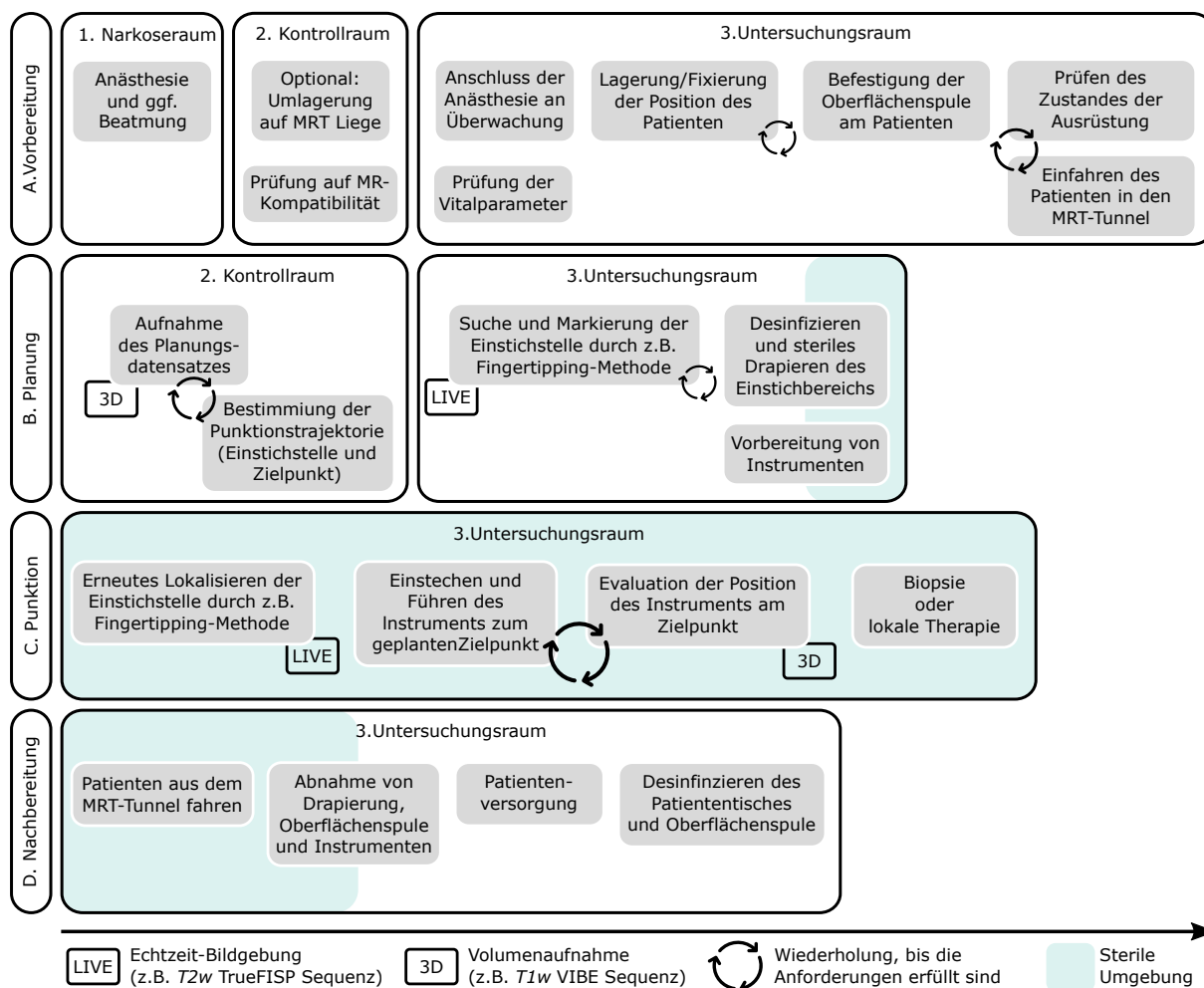


Abbildung 2.5: Konventioneller iMRT Workflow [Fom21].

bereitung, Planung, Punktion und Nachbereitung unterteilen (siehe Abbildung 2.5). Diese Phasen finden in verschiedenen Räumlichkeiten statt, typischerweise einem Vorbereitungs- oder Narkoseraum, einem Kontrollraum und dem Untersuchungsraum. Jede Phase wird sequentiell oder teilweise parallel in den entsprechenden Räumen durchgeführt. Es ist zu beachten, dass der im Folgenden vorgestellte Workflow nicht für alle iMRT-Anwendungen verallgemeinert werden kann. Zudem können sich die Abläufe je nach institutioneller Infrastruktur und Teamroutine erheblich unterscheiden.

Die Art der Sedierung oder Anästhesie hängt von Eingriffsart, Bildqualitätsanforderungen und Patientenzustand ab [TH06a]. Für viele interventionelle Verfahren ist eine Lokalanästhesie in Kombination mit leichter Sedierung ausreichend [BUE⁺18]. Bei komplexeren oder länger dauernden Eingriffen kann eine tiefere Sedierung oder Vollnarkose notwendig sein. Die Lokalisierung der Punktionsstelle erfolgt nach der Interventionsplanung mittels der etablierten Fingertipping-Methode (siehe Abbildung 2.6, a) [FBT⁺11]. Bei diesem Verfahren identifiziert der interventionelle Radiologe die geplante Einstichstelle durch Platzierung

des Fingers unter Echtzeit-MRT-Kontrolle in den entsprechend der Trajektorienplanung ausgerichteten Bildebenen. Nach erfolgreicher Lokalisation wird der Patient aus dem Magnetfeld gefahren und die identifizierte Position mittels Hautmarkierung gekennzeichnet. Die Durchführung der Intervention erfordert die Einhaltung bestimmter Hygieneanforderungen (siehe Kapitel 2.2.3). Dies umfasst unter anderem die sterile Abdeckung der MRT-Oberflächenspulen, die unmittelbar an der Punktionsregion platziert werden (siehe Abbildung 2.6, b).

Während des eigentlichen Eingriffs ist der Patientenzugang eingeschränkt, was ergonomische Herausforderungen für den Interventionalisten mit sich bringt. Der Anwender muss in einer suboptimalen Körperhaltung - häufig mit gestrecktem Arm in sitzender oder halbliegender Position - die Punktionsstelle erreichen. Gleichzeitig erfordert die Prozedur eine kontinuierliche Auswertung der MRT-Bildgebung (siehe Abbildung 2.6, c) [AS11].

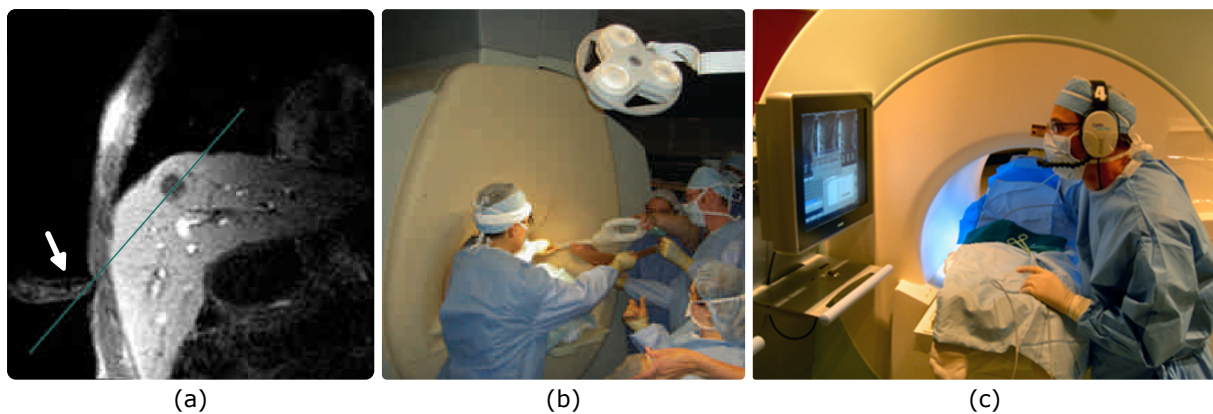


Abbildung 2.6: Ausgewählte Darstellungen des konventionellen Workflows. (a) Fingertippen Methode [FBT⁺11] (Pfeil: Zeigefinger; Linie: Geplanter Nadelpfad) (b) Sterilitätskonzept [TH06b]. (c) Patientenzugang [AS11].

2.3 Menschliche Anatomie und Physiologie

Die Entwicklung robotischer Assistenzsysteme und realitätsnaher Phantome für die interventionelle MRT abdomineller mit Fokus auf abdominelle Organe basiert auf anatomischen und physiologischen Grundlagen. Dies umfasst insbesondere die Anthropometrie und atemabhängige Organbewegungen. Ein Kernziel dieser Arbeit ist die Integration haptischer Interaktion während des ferngesteuerten Nadelvorschubs. Die physiologischen Grundlagen der haptischen Wahrnehmung bilden die theoretische Basis für die technische Umsetzung.

2.3.1 Anthropometrie und Körperorientierungen

Anthropometrie befasst sich mit der Erfassung und Anwendung menschlicher Körpermaße. Die Norm DIN 33402-2 bietet eine detaillierte Darstellung verschiedener Körpermaße [DINa]. Sie enthält nicht nur Angaben zu den Dimensionen unterschiedlicher Körperteile, sondern liefert durch die Aufführung von Umfangsmaßen auch indirekte Informationen zur Verteilung der Körpermasse an verschiedenen Körperstellen. Diese anthropometrischen Daten sind für diverse Anwendungen in Ergonomie und Produktdesign von Relevanz. Anatomische Lage- und Richtungsbezeichnungen sind standardisierte Begriffe, die in der medizinischen Fachsprache für eine einheitliche Beschreibung der Position und Ausrichtung von Körperstrukturen im Raum verwendet werden (siehe Abbildung 2.7).

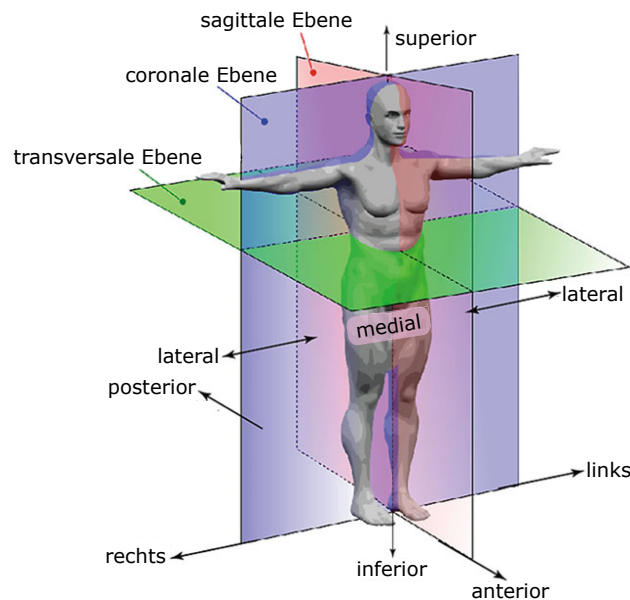


Abbildung 2.7: Anatomische Lage- und Richtungsbezeichnungen [TIA13].

2.3.2 Abdomen und atemgetriggerte Organbewegung

Im Abdomen sind verschiedene lebenswichtige retroperitoneale Organe lokalisiert: Leber, Nieren, Magen, Bauchspeicheldrüse, Gallenblase, Dünn- und Dickdarm, Zwölffingerdarm und Milz [Ste14]. Zusätzlich befinden sich große Blutgefäße wie die Bauchaorta und die untere Hohlvene im Abdomen (siehe Abbildung 2.8, links). Die anatomische Lokalisation von Leber und Nieren im superioren Abdomen stellt besondere Anforderungen an die iMRT. Diese parenchymatösen Organe befinden sich subdiaphragmal und werden durch die kaudalen Rippen (10. bis 12. Rippe) sowie die thorakolumbale Wirbelsäule knöchern begrenzt. Diese anatomische Konstellation beeinflusst maßgeblich die Zugangswege bei interventionellen Prozeduren.

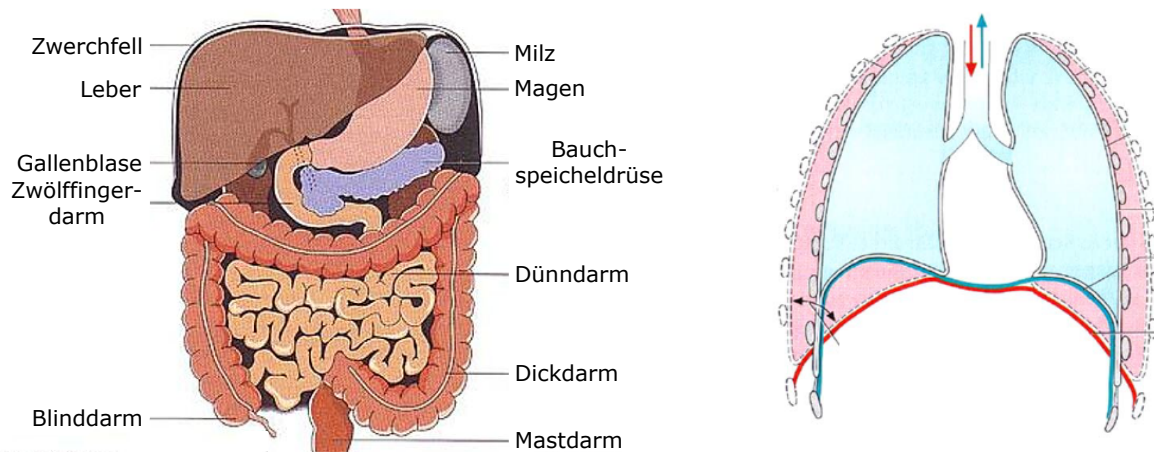


Abbildung 2.8: Abdomnielle Organe [DCC] und Atmung [Rep]. Bewegung der Rippen, der Lunge und des Zwerchfells während der Einatmung (rot) und Ausatmung (blau).

Die Respirationsbewegung beeinflusst maßgeblich die Position und Kompression der abdominalen Organe durch die zyklische Kontraktion und Relaxation des Diaphragmas [Bou14]. In der Inspirationsphase kontrahieren sich das Zwerchfell sowie die *Musculi intercostales*, was eine Expansion des Thorax bewirkt. Diese Bewegung führt zur Elevation der Rippen und Erweiterung der Interkostalräume. Simultan erfolgt eine kaudale Verlagerung und Kompression der Abdominalorgane. Während der Expiration relaxiert die Atemmuskulatur, wodurch sich der Thorax verkleinert und die Rippen in ihre Ausgangsposition zurückkehren. Dies resultiert in einer kranialen Rückbewegung der abdominalen Organe.

2.3.3 Haptische Wahrnehmung

Die sensorische Wahrnehmung durch Berührung lässt sich in zwei Kategorien einteilen: die passive (taktile) und die aktive (haptische) Wahrnehmung [Ker09, Man22]. Taktile Reize umfassen mechanische Stimuli wie Druck, Vibration und Temperatur, die über das somatosensorische System verarbeitet werden. Der Begriff Haptik, der sich vom griechischen Wort für „berührbar“ ableitet, beschreibt die aktive Interaktion mit der Umgebung. Im Gegensatz zur rein taktilen Wahrnehmung beinhaltet die haptische Wahrnehmung neben der somatosensorischen Reizaufnahme auch eine motorische Komponente. Dies ordnet sie dem sensomotorischen System zu und charakterisiert sie als dynamische Wahrnehmungsform. Weiterhin liefert die Propriozeption Informationen über die Position und den Spannungszustand von Muskeln, Sehnen und Gelenken. Somit integriert die haptische Wahrnehmung sowohl kinästhetische als auch taktile Elemente. Verschiedene Mechanorezeptoren in den tieferen Hautschichten erfassen mechanische Reize und leiten diese in Form von elektrischen Signalen zum zentralen Nervensystem weiter (siehe Abbildung 2.9). Dort erfolgt die Verarbeitung und Interpretation der Informationen. Diese Rezeptoren

ermöglichen eine zeitliche und räumliche Auflösung der empfangenen Stimuli [CAM⁺20].

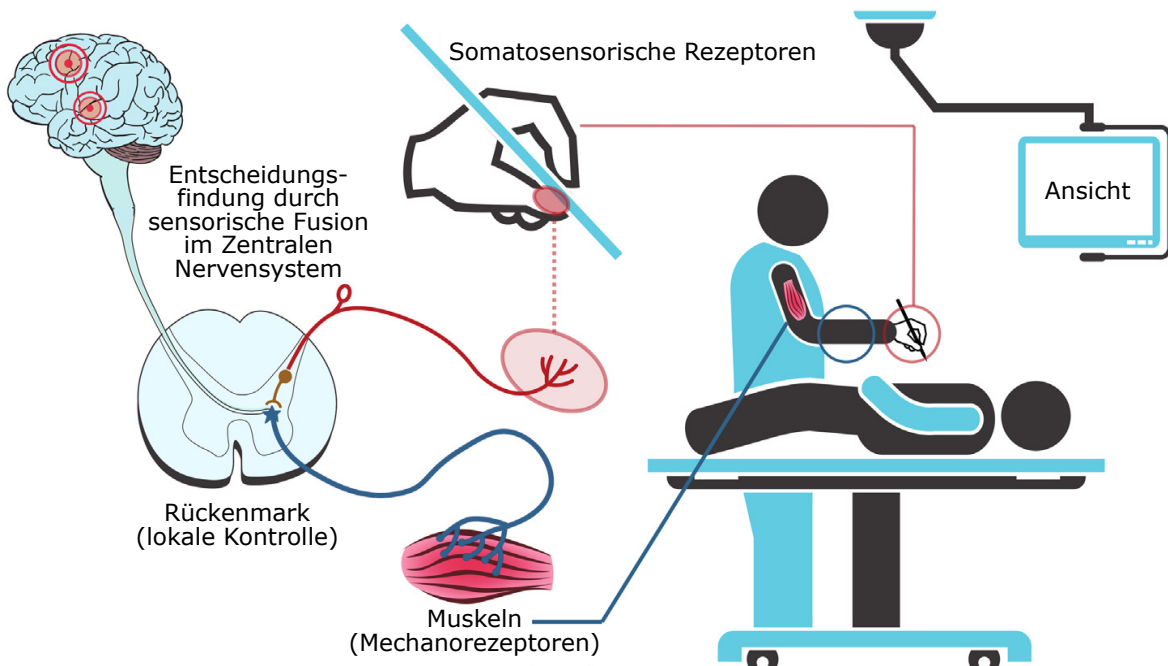


Abbildung 2.9: Elemente der haptischen Wahrnehmung [CAM⁺20].

Aus der Analyse von Kern et al. [Ker09] entstand eine detaillierte Zusammenstellung der wesentlichen Parameter der haptischen Wahrnehmung. Eine Auswahl dieser Kennwerte, die für die Entwicklung des haptischen Interaktionssystems relevant sind, ist in Tabelle 2.1 dargestellt.

Tabelle 2.1: Kennwerte der haptischen Wahrnehmung [Ker09].

Grundgröße	Kennwert	Körperstelle	Wert
Dynamische Auslenkung	Frequenz (Obergrenze)	Finger	5 – 10 Hz
		Ganzer Körper	20 – 30 Hz
	Maximale Empfindlichkeit	Fingerspitze, Handfläche	200 – 300 Hz
Kraft und Druck	Absolutschwelle	Finger	0,8 mN
		Handfläche	1,5 mN
Statische Auslenkung	Zweipunktschwelle	Fingerspitze	0,8 mN
		Handfläche	1,5 mN
	Hautauslenkung	Fingerspitze	10 μ m

2.4 Medizinische Robotik

Der wirtschaftliche Trend spiegelt die zunehmende Bedeutung und Akzeptanz von Robotertechnologien im Gesundheitswesen wider. Zu den Hauptarten medizinischer Roboter gehören chirurgische Roboter, Rehabilitationsroboter, Pflegeroboter, Diagnoseroboter und Laborroboter [Hai19]. Die Anwendungsbereiche erstrecken sich von minimal-invasiven chirurgischen Eingriffen über Patientenversorgung und -rehabilitation bis hin zu Laborautomatisierung und Medikamentenverabreichung.

Da der klinische Themenschwerpunkt dieser Arbeit sich auf Interventionen fokussiert, werden im Folgenden die Grundlagen der chirurgischen Roboter, als Oberkategorie für interventionelle Roboter, näher erläutert.

2.4.1 Autonomie

Die Autonomie chirurgischer Roboter wird anhand verschiedener Konzepte bewertet, darunter der Grad der Autonomie und das Level der Autonomie (LoA) [Hai19].

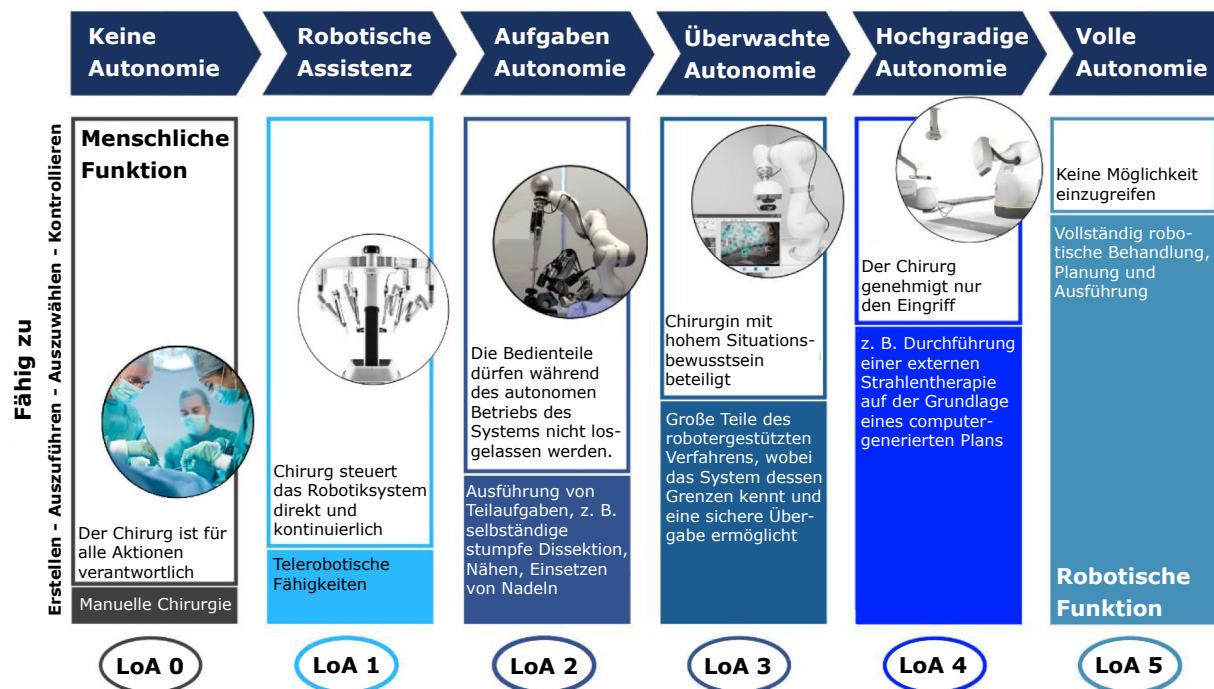


Abbildung 2.10: Autonomielevel [Hai19].

Der Grad der Autonomie wird durch vier kognitive Funktionen bestimmt: Optionen generieren, ausführen, überwachen und auswählen. Jede dieser Funktionen kann entweder vom Menschen oder vom Computer (bzw. Roboter) ausgeführt werden. Der Gesamtgrad der Autonomie ergibt sich aus der Kombination dieser vier Funktionen und spiegelt das Niveau

der Mensch-Maschine-Interaktion wider. Der Grad der Autonomie hat einen wesentlichen Einfluss auf die Risikobeurteilung eines chirurgischen Robotersystems.

Das LoA-Konzept umfasst sechs Stufen von keiner bis zur vollen Autonomie, wobei die meisten aktuellen Systeme LoA 1-3 erreichen (siehe Abbildung 2.10).

Somit kann der Begriff „Robotik“ laut ISO 8373:2015 [DINh] nur verwendet werden, wenn das System mindestens LoA 2-3 aufweist und programmierte sowie angetriebene Aufgaben in seiner Umgebung ausführt [Hai19]. Viele kommerzielle Systeme, wie der Da-Vinci (Intuitive Surgical Deutschland GmbH), fallen nicht unter diese Definition, da diese keine Entscheidungsfindungsfähigkeiten besitzen, sondern lediglich teleoperative Funktionen. Die Entwicklung autonomer Funktionen wird durch regulatorische Herausforderungen und die Notwendigkeit umfassender Sicherheitsstandards beeinflusst.

2.4.2 Anthropomorphie

Anthropomorphismus bezeichnet die Zuschreibung menschlicher Eigenschaften an nicht-menschliche Entitäten. Diese Vermenschlichung ist ein kognitiver Prozess, der tief in der menschlichen Psychologie verwurzelt ist und sowohl in der Kunst als auch in der technischen Entwicklung Anwendung findet [EWC07]. Methodisch werden anthropomorphe Merkmale durch Experimente analysiert, bei denen menschliche Reaktionen auf vermenschlichte Objekte oder Szenarien beobachtet und ausgewertet werden [DQS⁺23].

In der Robotik wird Anthropomorphismus genutzt, um die Interaktion zwischen Menschen und Maschinen zu verbessern. Roboter mit menschenähnlichen Merkmalen aktivieren bekannte soziale Interaktionsmuster, was Vertrauen und Akzeptanz fördert [SKR23]. Übermäßige Vermenschlichung von Robotern kann unrealistische Erwartungen erzeugen, ethische Fragen zur Mensch-Maschine-Grenze aufwerfen und die Wahrnehmung von Sicherheit sowie Empathie negativ beeinflussen [KP23].

Phantome sind notwendig, um Funktionen von robotischen Systemen zu evaluieren oder diese als Trainingswerkzeuge für Ärzte zu verwenden. Anthropomorphe Phantome bieten realitätsnahe Testumgebungen, die eine genaue Simulation menschlicher Anatomie und Physiologie ermöglichen können [WGK23]. Weiterhin ermöglicht es Forschern und Entwicklern, neue Technologien effektiv zu testen und gleichzeitig ethische Standards einzuhalten und Studien an Tieren zu minimieren.

2.4.3 Haptische Systeme

Bei konventionellen Eingriffen können Chirurgen die Beschaffenheit von Geweben und Organen unmittelbar ertasten. Dies ermöglicht ihnen neben den visuellen Eindrücken, weitere Informationen wie Konsistenz, Druck, Vibrationen, Dehnbarkeit und Wärme direkt

wahrzunehmen. Bei ferngesteuerten Robotersystemen bedient der Arzt die Instrumente von einer räumlich getrennten Konsole aus [CAM⁺20]. Dabei geht die direkte Verbindung zum Patienten verloren. Die fehlende haptische Wahrnehmung muss daher durch die robotische Technologie, die einen direkten Kontakt mit dem Patienten vorweist, und entsprechende Sensoren sowie Modellierungen wiederhergestellt werden.

Die Funktionsweise einer haptischen Technologie lässt sich anhand Abbildung 2.11 näher erläutern [CAM⁺20]. Der Benutzer gibt zunächst über ein haptisches Eingabegerät eine gewünschte Position ein. Diese Information wird von einem Steuerungssystem verarbeitet, welches daraufhin die tatsächlich auszuführende Bewegung des Manipulators ausführt. Am Manipulator angebrachte Sensoren erfassen während der Ausführung der Bewegung auftretende Kräfte. Diese und weitere Informationen, die für eine optimale haptische Wahrnehmung anwendungsspezifisch modelliert² werden können, werden dann zurück an das haptische Eingabegerät geleitet. Durch diesen geschlossenen Regelkreis entsteht eine bidirektionale Verbindung zwischen Benutzer und Manipulator, sodass der Nutzer die Interaktion des Manipulators mit seiner Umgebung haptisch wahrnehmen kann.



Abbildung 2.11: Grundlegende Systemstruktur von Technologien mit haptischen Feedback [CAM⁺20].

Die in Tabelle 2.1 aufgeführten Werte dienen als Rahmenbedingungen für die optimale Entwicklung von haptischen Systemen. Für eine zuverlässige Erfassung hochdynamischer Ereignisse bei der Nutzung haptischer Eingabegeräte wird eine Mindestfrequenz von 1 kHz empfohlen [Man22].

Die menschliche Wahrnehmung basiert auf der Integration verschiedener Sinneseindrücke

²Modellierung des vollständigen Antriebsstranges und der Interaktion zwischen Instrument und Gewebe [YXLS18]

(siehe Kapitel 2.3.3). Die individuelle Gewichtung dieser Eindrücke variiert je nach Person und Situation. Bei robotischen Systemen ist besonders die Kongruenz von visueller und haptischer Wahrnehmung bedeutsam. Studien zeigen, dass akzeptable Latenzzeiten zwischen den beiden Sinneseindrücken bei simulierten Punktionen bei etwa 54 ms liegen und dass die Kombination verschiedener Sinneseindrücke zu verbesserten Reaktionszeiten und Entscheidungsfindungen führen kann [BLM⁺04, GSv83, SS18]. Weitere Studien haben gezeigt, dass Chirurgen, die Systeme ohne haptisches Feedback nutzen und sich ausschließlich auf visuelle Informationen verlassen, tendenziell zu viel Kraft anwenden und mehr Zeit für teleoperierte Eingriffe benötigen [BFW23]. Dies unterstreicht die Bedeutung von Haptik in Kombination mit visuellem Feedback für präzises und effizientes Arbeiten während robotergestützter klinischer Eingriffe.

Das Konzept der *Situational Awareness* bildet in drei Stufen die Grundlage jeglicher Entscheidungsfindung und ist somit maßgeblich für die Leistungsfähigkeit eines Arztes [End88]: Das Erkennen relevanter Aspekte; Das Verstehen der Gesamtsituation; Die Prognose zukünftiger Entwicklungen. Diese Struktur verdeutlicht die Notwendigkeit einer intuitiven Bedienung haptischer Geräte, damit der Nutzer effektiv ein Situationsbewusstsein aufbauen kann, ohne sich neu orientieren zu müssen.

2.4.4 Kinematik und Pfadplanung

Die Kinematik bildet das Fundament für das Verständnis und die Steuerung von Roboterbewegungen [Mar20, S. 20–27]. Diese befasst sich mit den geometrischen Beziehungen zwischen den Komponenten eines Roboters, ohne die einwirkenden Kräfte zu berücksichtigen. Zentral für die Kinematik sind die verschiedenen Gelenktypen, insbesondere Rotations- und Translationsgelenke, welche die Bewegungsmöglichkeiten des Roboters definieren. Die Anzahl der unabhängig kontrollierbaren Bewegungsachsen, bekannt als Freiheitsgrade (DoF), bestimmt die Flexibilität des Roboters im 3D-Raum. Typische Industrieroboter verfügen über 6 DoF, um vielfältige Aufgaben präzise ausführen zu können. Die Struktur eines Roboters lässt sich als kinematische Kette beschreiben, die den Robotersockel mit dem Endeffektor verbindet. Für die Steuerung von Robotern sind zwei wesentliche kinematische Berechnungsverfahren von Bedeutung: Die direkte Kinematik ermittelt die Position und Orientierung des Endeffektors aus den Gelenkstellungen, während die inverse Kinematik die erforderlichen Gelenkpositionen für eine gewünschte Endeffektorposition und -orientierung berechnet.

Die Pfadplanung nutzt die kinematischen Prinzipien, um effiziente und kollisionsfreie Bewegungsabläufe zu generieren [Mar20, S. 28–30]. Dabei müssen die Eigenschaften der kinematischen Kette, der Arbeitsraum des Roboters sowie kinematische Beschränkungen wie Gelenkwinkelgrenzen berücksichtigt werden. Die inverse Kinematik führt häufig zu

mehrdeutigen Lösungen. Dies bedeutet, dass verschiedene Kombinationen von Gelenkstellungen dieselbe räumliche Lage des Endeffektors erzeugen können, auch bezeichnet als Konfigurationen.

Die Existenz multipler Konfigurationen bietet einerseits Flexibilität in der Bewegungsplanung, stellt andererseits aber auch eine Herausforderung für die Entwicklung robuster Steuerungsalgorithmen dar [Mar20, S. 23]. Die Wahl der optimalen Konfiguration muss unter Berücksichtigung von Faktoren wie Energieeffizienz, Hindernissen im Arbeitsraum und der Vermeidung von Singularitäten³ erfolgen.

2.4.5 Antriebstechnik

In der Robotik kommen verschiedene Antriebstypen zum Einsatz [Mar20, 31-35]. Weniger etabliert sind pneumatische und hydraulische Antriebe. Dessen konstruktive Integration in Roboter-Manipulatoren stellt aufgrund ihrer Komplexität und Größe eine Herausforderung dar. Diese Antriebsarten weisen Einschränkungen hinsichtlich der Bewegungsfreiheit, des Gewichts und der Wartungsfreundlichkeit auf, was deren Eignung für moderne Leichtbau-Manipulatoren und flexible Robotersysteme limitiert.

Diesen Herausforderungen können elektrische Antriebe entgegenwirken und sind in vielen kommerziellen Bereichen weit verbreitet, um individuellen Anforderungen gerecht zu werden [Mar20, 31-35].

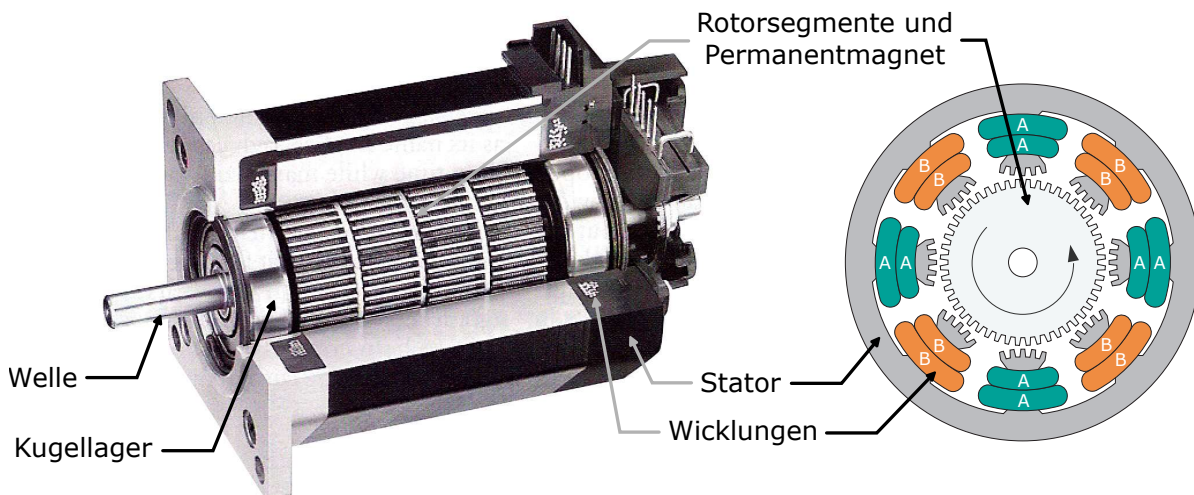


Abbildung 2.12: Grundlegender Aufbau eines Hybridschrittmotors [KOL].

Basierend auf den vorherigen Analysen wurde das in dieser Arbeit zu entwickelnde robotische Assistenzsystem weiterhin mit Schrittmotoren realisiert, was sich durch deren

³In bestimmten Endeffektorstellungen kann die inverse Kinematik unendliche Lösungen aufweisen, die zu einer mathematischen Unbestimmtheit in den Berechnungen führen [Mar20, S. 23]

spezifische Eigenschaften begründen lässt [FOP⁺21]. Im Vergleich zu Servomotoren bieten Schrittmotoren eine präzise Positionierbarkeit ohne zusätzliche Sensorsysteme, da jeder Motorschritt einem definierten Winkel entspricht. Diese Charakteristik ermöglicht eine höhere Wiederholgenauigkeit und ein konstant hohes Haltemoment im Stillstand [DVB⁺14]. Außerdem ermöglicht die kosteneffiziente Ansteuerung eine präzise Regelbarkeit bei niedrigen Geschwindigkeiten und häufigen Richtungswechseln [KOL].

Hybridschrittmotoren kombinieren die Vorteile von Permanentmagnet- und Reluktanzschrittmotoren in einem System (siehe Abbildung 2.12) [Bin17, S. 827–846]. Der Rotor besteht aus einem axial magnetisierten Zylindermagneten, der zwischen zwei gezahnten Eisenrotoren eingefasst ist. Diese Rotorzähne sind um eine halbe Zahnteilung zueinander versetzt, wodurch der eine Rotorteil den Nordpol und der andere den Südpol bildet. Der Stator verfügt über mehrere Pole mit Erregerspulen, die ebenfalls gezahnt sind. Durch sequentielle Bestromung der Statorwicklungen entsteht ein rotierendes Magnetfeld, das mit den permanentmagnetischen Polen des Rotors interagiert. Diese Interaktion bewirkt eine schrittweise Drehung des Rotors, wobei jeder Schritt einem definierten Winkel entspricht. Der typische Schrittwinkel beträgt $1,8^\circ$, kann aber je nach Konstruktion variieren.

3 Stand der Technik

Die interventionelle Robotik rückt zunehmend in den Fokus der medizinischen Forschung und Anwendung. Im vergangenen Jahrzehnt entstanden zahlreiche robotische Assistenzsysteme für perkutane und endovaskuläre Interventionen unter MRT-, CT- oder Sonografie-Führung [LCB⁺23, NKAH23]. Abgeleitet aus der Zielstellung der vorliegenden Arbeit konzentriert sich die folgende Untersuchung des Stands der Technik auf die robotischen Komplettsysteme für perkutane Einsätze im Bereich der iMRT. Dabei werden Technologiekonzepte im Bereich Robotik-Patienten Interfaces, MRT-kompatible Aktuator-/Sensortechnik, Sterilitätskonzepte und Tracking für (semi-)autonome Instrumentenpositionierung beispielhaft erläutert.

Die realistische Evaluation robotischer Systeme in frühen Entwicklungsphasen sowie die Etablierung einer Trainingsumgebung für Anwender erfordert MRT-kompatible Phantome. Dies gilt insbesondere, wenn Organbewegungen, wie sie im abdominellen Bereich auftreten, berücksichtigt werden müssen. Im folgenden werden geeignete Phantommaterialien und Bewegungstechniken dargestellt, um MRT-Eigenschaften, Punktierbarkeit und Organbewegungen simulieren zu können.

3.1 Interventionelle MRT Robotik

Die aktuelle Situation des Stands der Technik im Bereich der iMRT Robotik verzeichnet über 100 verschiedene Systemkonzepte hauptsächlich im Bereich der Forschung und einige als kommerzielle Produkte für Biopsieanwendungen, Ablationen, Brachy- und Schmerztherapien an Körperregionen wie Prostata, Brust und Gehirn als Hauptregionen und weitere wie Leber, Nieren, Lymphknoten, Wirbelsäule und Lunge. Diese werden in diversen Review Artikeln kategorisiert und fokussiert auf die Punktionsgenauigkeit und MRT-Sicherheit miteinander verglichen [FK23, HLZ⁺23, HMF18]. Neben technischen Aspekten erfordert die klinische Translation robotischer MRT-Systeme die Berücksichtigung weiterer Faktoren: Sterilisierbarkeit, kompakte Integration in den MRT-Tunnel, einfache Installation und Bedienung sowie Kosteneffizienz. Folgend werden die genannten Systemanforderungen anhand ausgewählter Beispiele analysiert und verglichen, um die Grundlage der Konzepte für die μ RIGS-Teilsysteme aber auch die MURPHY-Bewegungseinheit zu erweitern.

3.1.1 Antriebstechnik

Die Antriebstechnik stellt eine Herausforderung in der iMRT-Robotik dar, da diese spezifische Anforderungen und Einschränkungen durch die MRT-Umgebung mit sich bringt. Elektromagnetische Interferenzen von konventionellen Motoren und metallischen Komponenten können die MRT-Bildqualität beeinträchtigen [GYC⁺06]. Die Auswahl geeigneter nichtmetallischer und nichtmagnetischer Materialien ist begrenzt. Zudem müssen die Aktuatoren hochpräzise Bewegungen ausführen können, was komplexe Steuerungssysteme erfordert. Die räumlichen Begrenzungen innerhalb eines MRT-Scanners erfordern die Miniatürisierung der Aktuatoren, was oft zu Kompromissen bei Leistung und Robustheit führt. Auch die Energieversorgung ist problematisch, da herkömmliche elektrische Systeme nur bedingt verwendet werden können. Die Entwicklung MRT-kompatibler Antriebe erfordert daher Eigenbaulösungen, was die erreichbare Präzision und Zuverlässigkeit einschränken kann [FK23].

Die verbreitetsten Ansätze sind piezoelektrische und pneumatische Direktantriebe sowie die Kombination aus ausgelagerten piezoelektrischen/elektromagnetischen Motoren und Bowdenzügen als Transmissionskonzept (siehe Abbildung. 3.1) [GYC⁺06].

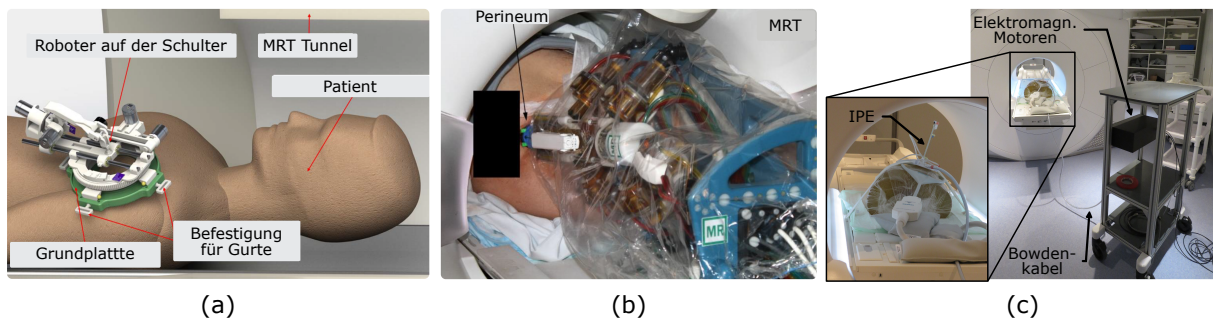


Abbildung 3.1: Antriebsvarianten in der iMRT Robotik. (a) Roboter mit Piezomotoren als Direktantrieb für Schulterinterventionen [PAM⁺18]. (b) Roboter mit pneumatischer Aktorik als Direktantrieb für Prostatainterventionen [SKP⁺17]. (c) Roboter mit ausgelagerter elektromagnetischer Antriebstechnik in Kombination mit Bowdenzügen zur Ausführung der Kinematik an der Instrumentenpositionierungseinheit (IPE) für Interventionen an diversen Körperregionen.

Bei pneumatischen Antriebssystemen erfolgt die Kraftübertragung durch Druckluft über flexible Schlauchleitungen, wobei die Steuerungselektronik außerhalb des Magnetfeldes im Kontrollraum platziert werden kann. Neben der MRT-Sicherheit bietet die Technologie Vorteile wie die hohe Kraftdichte und stabile Haltekräfte im statischen Betrieb. Aktuelle Forschungsarbeiten zeigen jedoch Limitationen hinsichtlich der Positionsgenauigkeit, Bewegungsauflösung und Systemdynamik. Zusätzlich können Zeitverzögerungen und nichtlineare Reibungseffekte die Präzision beeinträchtigen [FK23]. Die erforderlichen Baugrößen pneumatischer Komponenten können zudem die kinematische Gestaltung robotischer Systeme

einschränken (siehe Abbildung 3.1, b).

Piezoelektrische Aktoren basieren auf dem inversen piezoelektrischen Effekt, bei dem elektrische Felder präzise steuerbare Dimensionsänderungen im Kristallgitter erzeugen und so Linear- als auch Rotationsbewegungen ermöglichen [Ger12, S. 87–104]. Die miniaturisierte Konstruktionsweise dieser Aktuatoren ermöglicht eine optimale Integration in iMRT Roboter (siehe Abbildung 3.1, a). Jedoch weisen konventionelle piezoelektrische Motoren einen SNR Verlust von 40 % bis 80 % und beeinträchtigen somit die Bildqualität [HLZ⁺23]. Damit sind spezielle elektromagnetische Abschirmungskonzepte sowie angepasste Signalverarbeitungssysteme erforderlich.

Kabelübertragungssysteme ermöglichen die Kraftübertragung durch die Platzierung von Aktuatoren außerhalb des MRT-Scanners oder Untersuchungsraums. Die Bewegungen werden über flexible Kabel wie Bowdenzüge auf die Instrumente übertragen. Diese Methode minimiert elektromagnetische Interferenzen und gewährleistet die MRT-Kompatibilität. Die Verwendung nichtmetallischer Materialien wie Polymere und Verbundwerkstoffe für die Bowdenzüge erfüllt zusätzlich die MRT-Sicherheitsanforderungen. Solche Technologien eignen sich für kleine Systeme, in denen Direktantriebe aus Platz- oder Gewichtsgründen nicht praktikabel sind. Herausforderungen bestehen in der Reibung zwischen Seil und Hülle sowie der möglichen Kabeldehnung unter Belastung. Diese Probleme können durch spezielle Beschichtungen, hochsteife Materialien und präzise Vorspannung minimiert werden [GYC⁺06].

Alternative Antriebstechnologien für MRT-kompatible Systeme, darunter hydraulische Aktuatoren [DGL⁺19], MRT-induzierte Antriebe [HHM⁺22] und optisch aktivierte Mechanismen [MYES21], befinden sich noch im experimentellen Entwicklungsstadium. Diese Konzepte erfordern weitere Optimierung hinsichtlich ihrer Drehmomentstabilität, Regelungspräzision und Energieeffizienz, bevor eine klinische Implementation möglich ist [FK23].

3.1.2 Sensoren für haptisches Feedback

Wie schon im Kapitel 2.4.3 beschrieben, besteht ein optimales haptisches Interaktionssystem neben dem physischem Eingabegerät und Manipulatorantrieben aus einem Algorithmus zur Kraftsteuerung. Dieser Algorithmus setzt sich zusammen aus den Informationen der Echtzeit-Sensormessungen, dessen Signalverarbeitung und weiteren mathematischen Modellierungen der Instrument-Gewebe Interaktion [YXLS18]. Der Fokus dieser Arbeit besteht darin, ein erstes Konzept für ein haptisches Feedback bei der ferngesteuerten Nadelpunktion mit dem μ RIGS zu validieren. Demnach wird im Folgenden der Stand der Technik für MRT-kompatible Kraftsensoren näher analysiert. Die jahrzehntelange Forschung in diesem Bereich zeigt, dass sich primär optische Sensoren in verschiedenen Konfigurationen etabliert haben [FK23].

Eine davon stellt Shi et al. in Form einer optischen Faser mit integrierten Faser-Bragg-Gittern vor [STW21]. Dieser Sensor ist am Kopfende der Nadel angebracht und nutzt die Dehnung eines Federelements zur Messung axialer Kräfte (siehe Abbildung 3.2, links). Dieser erreicht eine Auflösung von 1,5 mN und deckt einen Messbereich von 0 N bis 6 N ab. Die Experimente bestätigten eine hohe Linearität und Zuverlässigkeit.

Elayaperumal et al. integrierten eine optische Faser mit Faser-Bragg-Gitter direkt in den inneren Schaft einer Biopsienadel (siehe Abbildung 3.2, rechts) [EBC⁺13]. Dieser Sensor ist geeignet neben den axialen Kräften auch laterale Kräfte zu messen, die durch die Biegung der Nadel entstehen. Dieses Konzept ermöglicht zwar eine präzise Kraftmessung an der Nadel, erweist sich jedoch aufgrund des konstruktiven und kostenintensiven Aufwands sowie der Verwendung von Einwegnadeln für die klinische Praxis als nicht praktikabel.

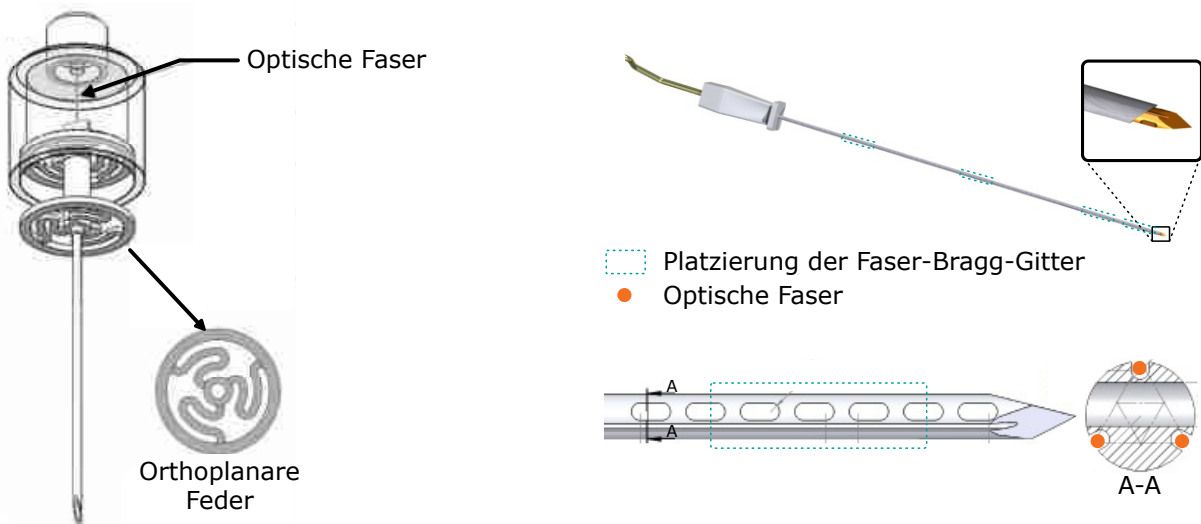


Abbildung 3.2: MRT-kompatible Kraftsensoren. (links) Optischer Sensor im Instrumentenkopf [STW21]. (rechts) Optischer Sensor im Nadelschaft [EBC⁺13].

Neben den etablierten Messverfahren existieren weitere innovative Ansätze zur Kraftmessung in MRT-Umgebungen, die sich jedoch noch in frühen Entwicklungsstadien befinden. Die hydrostatische Kraftübertragung ermöglicht eine telemanipulative Steuerung während der Nadelführung, erfordert jedoch komplexe fluidische Systeme [FKP⁺20]. Konventionelle Dehnungsmessstreifen weisen Limitationen durch Interferenzen mit dem statischen Magnetfeld und den Gradientenfeldern auf, was ihre Kalibrierung und Messgenauigkeit beeinträchtigt [KLG⁺09]. Sowohl vibroakustische Sensoren zur Detektion mechanischer Nadelschwingungen [FBH⁺22] als auch passive Kraftmessverfahren, die auf der Strommessung am Motorschaft basieren [ZN15, LLW⁺18], wurden bislang nicht für den Einsatz in iMRT-Umgebungen validiert.

3.1.3 Systemtracking

Die präzise Positionserfassung robotischer Systeme ist ein fundamentaler Aspekt für deren realistische Integration in klinische Interventionsszenarien. Ein Element bildet dabei die Echtzeitdetektion der räumlichen Komponenten des Systems in Relation zu den anatomischen Strukturen im MRT-Bildvolumen. Diese Verknüpfung ermöglicht eine sichere und zielgerichtete Instrumentenführung.

Die technologischen Ansätze zum Positionstracking lassen sich in zwei grundlegende Kategorien unterteilen: Die direkte Nutzung des MRT-Systems als Sensorelement sowie die Integration externer kamerabasierter Trackingsysteme. Die folgenden Abschnitte analysieren verschiedene Methoden beider Kategorien anhand aktueller technischer Implementierungen.

Aktiv mit MRT

Das aktive Tracking basiert auf miniaturisierten Radiofrequenzspulen, die über Koaxial- oder Glasfaserkabel mit dem MRT-System verbunden sind. Die Funktionsweise beruht auf der Detektion der Position dieser Mikrospulen durch spezielle MRT-Pulssequenzen, wodurch die räumlichen Koordinaten und Orientierung des Instruments in Echtzeit erfasst werden [Wan15]. Diese Technologie findet z.B. in der kardialen Intervention Anwendung, wo die präzise Navigation von Kathetern in den Koronargefäßen erforderlich ist.

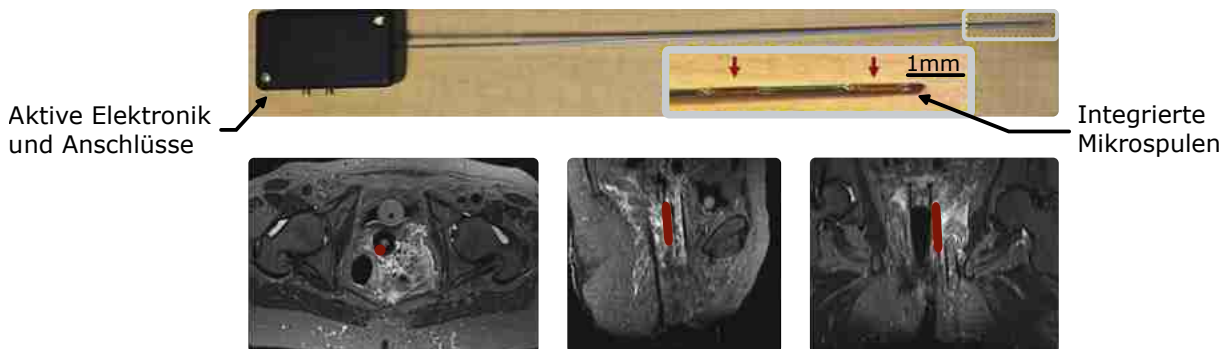


Abbildung 3.3: Aktives MRT-geführtes Katheter Tracking bei einem Patienten mit gynäkologischem Krebs [Wan15].

Ein potentielles Risiko für den Patienten kann durch lokale Erwärmungen der langen Leitungen der Mikrospulen durch HF-Pulse entstehen [KKR11]. Solche Erwärmungen können durch den Einsatz von akusto-optischen Transmissionskonzepten minimiert werden, indem elektrische Leitungen durch optische Fasern ersetzt werden [YYH⁺21]. Zudem limitieren solche aktive Katheter aufgrund ihrer mechanischen Rigidität die Flexibilität und Manövrierbarkeit in komplexen Gefäßstrukturen und Herzkammern [SEM21].

Passiv mit MRT

Das passive Tracking basiert auf der Visualisierung von Instrumenten oder Markern durch ihre intrinsischen magnetischen Eigenschaften ohne aktive Signalerzeugung. Die magnetischen Eigenschaften passiver Instrumente, die paramagnetische, ferromagnetische oder ferrimagnetische Materialien enthalten, beeinflussen die T_1 - und T_2 -Relaxationszeiten des MRT-Signals. Diese Wechselwirkung ermöglicht eine kontrastreichere Darstellung der eingebrachten Instrumente gegenüber dem umgebenden Gewebe [SEM21]. Die Integration kontrastmittelgefüllter Marker an interventionellen Instrumenten optimiert deren räumliche Lokalisierung im MRT-Bildvolumen unabhängig davon, ob diese im Gewebe oder außerhalb platziert sind (siehe Abbildung 3.4) [OPF19]. Diese Markersysteme ermöglichen im Vergleich zur konventionellen Artefaktvisualisierung der metallischen Nadel eine präzisere und robustere Positionsbestimmung der Instrumente.

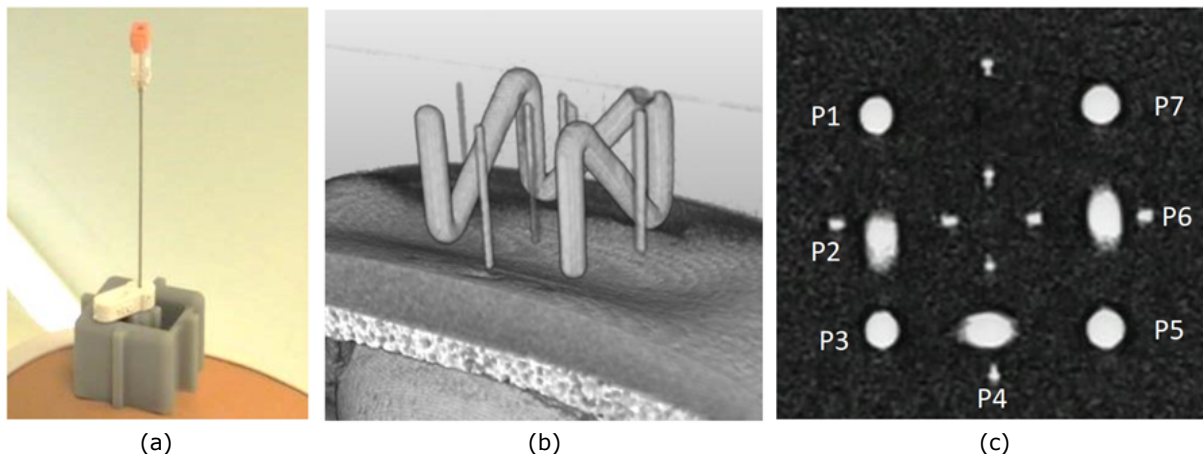


Abbildung 3.4: Passives MRT-geführtes Instrumententracking [OPF19]. (a) Z-förmiger MRT-Marker mit zentral angeordneter Biopsienadel auf einem Phantom. (b) 3D-Darstellung der inneren Fluidkanäle des Markers. (c) MRT-Schichtaufnahme mit den sieben Markerpunkten (P1-P7) zur eindeutigen Positions- und Orientierungsbestimmung.

Passives Tracking ermöglicht eine MRT-sicher und kosteneffiziente Instrumentenlokalisierung ohne metallische oder aktive Komponenten. Allerdings kann die Erzeugung ausreichender Kontraste herausfordernd sein und zusätzliche, zeitintensive Bildsequenzeinstellungen erfordern [KKR11].

Semi-aktiv mit MRT

Semi-aktive Trackingmethoden, auch als Hybridmethoden bekannt, kombinieren Eigenschaften von passiven und aktiven Techniken. Dabei werden drahtlose Resonanzkreise als passive HF-Marker genutzt, die induktiv mit der verfügbaren Sende-/Empfangsspule des

MRT-Scannern gekoppelt sind, ohne dass eine direkte Verbindung erforderlich ist. Solche HF-Marker können in der Nähe der Instrumentenspitze (z.B. Katheter und Biopsienadeln) platziert werden, die eine lokale Signalverstärkung oder -auslöschung erzeugen [WSB⁺]. Da bei semi-aktiven Designs die HF-Spule vollständig durch HF-Kopplung aktiviert wird, werden Erhitzungsrisiken durch lange leitfähige Strukturen inhärent vermieden [SEM21]. Allerdings hängt die Visualisierung stark von der Ausrichtung des Resonators in Bezug auf die MRT-Spule ab.

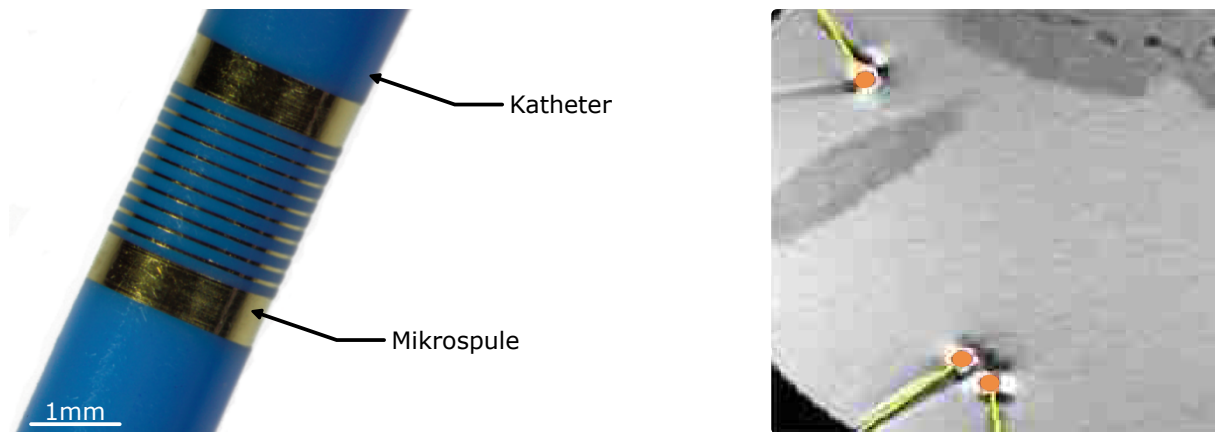


Abbildung 3.5: Semi-aktives MRT-geführtes Instrumententracking [WSB⁺]. (links) Resonanter Marker auf einem Katheter. (rechts) MRT-Bild von mehreren detektierten Markern (orange) im Phantomgewebe.

Optisch mit externen Kameras

Optisches Tracking verwendet externe Kameras und optische Marker, die auf den Instrumenten angebracht sind, um deren Position und Bewegung zu verfolgen. Diese Marker können reflektierende Punkte oder Lichter sein, die von den Kameras erfasst werden.

Das Moiré-Phase Tracking System stellt eine MRT-kompatible Lösung dar, bei der spezielle Moiré-Marker, die an diversen Objekten befestigt werden können, durch ein optisches Kamerasystem detektiert werden [KGA⁺18]. Diese Technologie ermöglicht eine präzise räumliche Lokalisierung mit Echtzeitfähigkeit, unterliegt jedoch physikalischen Limitationen wie der erforderlichen direkten optischen Sichtverbindung. Umgebungsfaktoren wie Beleuchtungsverhältnisse oder mechanische Hindernisse können die Systemperformanz beeinträchtigen.

3.1.4 Robotik-Patienten Interface

Die Integration robotischer Systeme in den iMRT Kontext erfordert ein angemessenes Patienten-Roboter Interface. Die mechanische Kopplung zwischen Robotersystem und

Patient kann durch verschiedene Fixierungsmethoden realisiert werden: Tischbasierte Gurtfixierungen (siehe Abbildung 3.6, c), körperumschließende Gurtsysteme [GMGH⁺18] oder adhäsive Lösungen direkt auf der Haut [HDF⁺20]. Die patientengebundene Fixierung bietet Vorteile hinsichtlich der Bewegungsfreiheit und Raumeffizienz. Diese Methodik ermöglicht zudem den universellen Einsatz eines Systems für multiple Zugangspunkte bei gleichzeitiger Aufrechterhaltung der räumlichen Registrierung zwischen Roboter und Patient während spontaner Körperbewegungen. Die dynamische Anpassungsfähigkeit des Systems reduziert das Verletzungsrisiko durch eingeführte Instrumente. Kritische Aspekte umfassen jedoch die Stabilität der MRT-Registrierung sowie potenzielle Einschränkungen des Patientenkomforts [HBCF16].

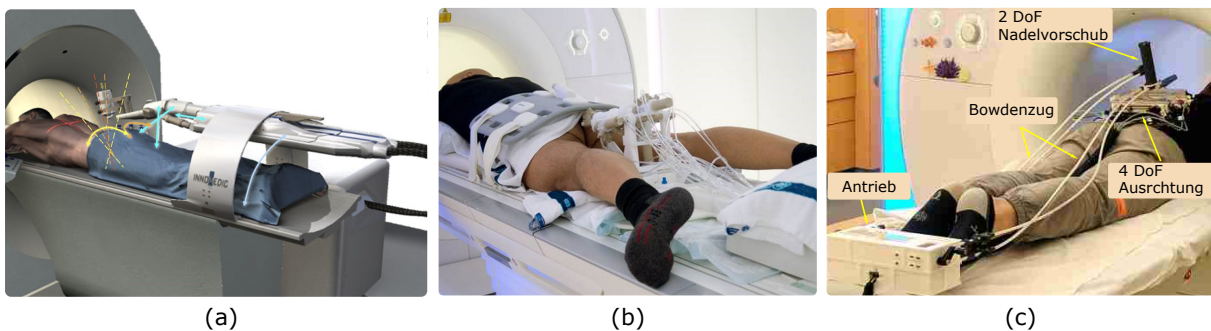


Abbildung 3.6: Varianten des Robotik-Patienten Interface. (a) INNOMOTION System (Innomedic GmbH) mit Haltevorrichtungen in Tischschienen über dem Patienten [CMW⁺06]. (b) RCM System (Soteria B.V.) aufgestellt auf dem Tisch hinter dem Patienten [BBT⁺17]. (c) PainBot fixiert direkt auf dem Patienten [LPS⁺20].

Alternative Positionierungskonzepte für robotische Interventionssysteme umfassen die Installation an den Longitudinalenden des Patiententisches (kranial oder kaudal, siehe Abbildung 3.6, b). Diese Konfiguration limitiert jedoch den interventionellen Arbeitsbereich signifikant. Demgegenüber ermöglichen tischseitig montierte Halterungssysteme einen erweiterten Zugang zu verschiedenen anatomischen Regionen (siehe Abbildung 3.6, a). Beide Ansätze erfordern zusätzlichen Raum im bereits räumlich begrenzten MRT-Tunnel und können die Zugänglichkeit zum Patienten in Notfallsituationen einschränken. Im Vergleich zu patientengebundenen Fixierungen ermöglichen diese Methoden zwar eine stabile räumliche Registrierung zum MRT-System, weisen jedoch Defizite in der dynamischen Anpassung an spontane Patientenbewegungen auf.

Weiterhin kann ein Roboterarm inklusive der notwendigen Instrumente neben dem Tisch stehen, wie beispielsweise beim guidoo-System (BEC Medical GmbH). Diese Option ist jedoch für iMRT-Anwendungen ungeeignet, da die Roboterarme derzeit nicht MRT-kompatibel sind und im begrenzten Raum des MRT-Tunnels keinen Platz finden würden. In solchen Fällen kann die Bildgebung präoperativ eingesetzt werden, und die Behandlung

erfolgt anschließend außerhalb des Untersuchungsraumes, beispielsweise mit dem ROSA ONE® (Zimmer Biomet).

3.1.5 Sterilität

Die Implementierung adäquater Sterilitätskonzepte stellt einen essentiellen Parameter für die klinische Translation robotischer Systeme dar (siehe Abbildung 3.7). Die sterile Integration erfolgt durch die Abdeckung des Robotersystems mit sterilen Folien, analog zur etablierten Praxis bei konventionellen iMRT-Komponenten wie Oberflächenspulen [LPS⁺20]. Am Endeffektor wird ein steriler Einwegadapter zur Instrumentenführung installiert. Diese Methodik gewährleistet die Einhaltung der Hygienerichtlinien (siehe Kapitel 2.2.3) im klinischen Umfeld [PYM⁺19, FBR⁺16].

Anzumerken ist, dass das beschriebene Vorgehen aus den kommerziell erhältlichen Systemen für die iCT abgeleitet wurde. Die Integration von Sterilitätskonzepten wird in der aktuellen Forschungsliteratur und Systementwicklung robotischer Systeme für die MRT-gestützte Intervention nur unzureichend adressiert.

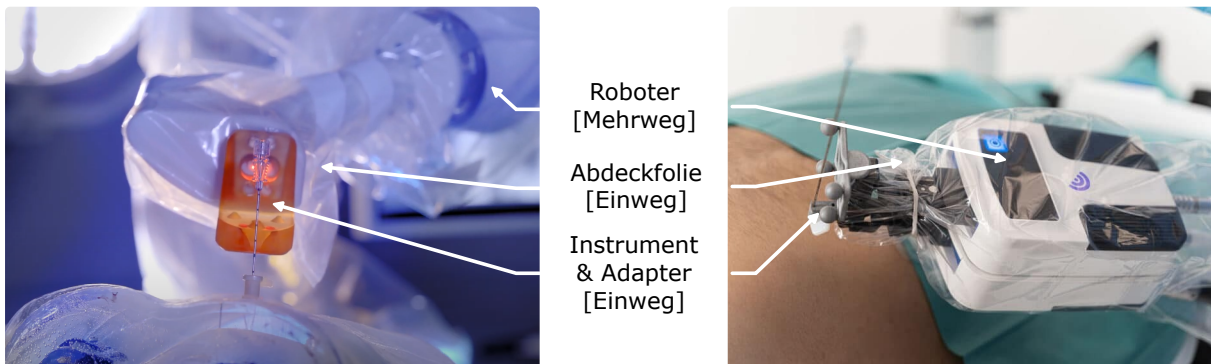


Abbildung 3.7: Sterilitätskonzept von interventionellen Robotern. Micromate™ (links, Bild von iSYS Medizintechnik GmbH) und guidoo (rechts, Bild von BEC GmbH) verpackt in einer Einwegfolie mit der Möglichkeit einen sterilen Einwegadapter inklusive dem Instrument an dem Endeffektor zu befestigen.

3.1.6 Lokale Bildgebung

Oberflächenspulen optimieren während iMRT Eingriffen das SNR der Bilder durch die patientennahe Positionierung. Spezielle kommerziell erhältliche Spulendesigns wie die Ringspule ermöglichen neben der lokalen Signalverstärkung eine zentrale Öffnung für einen Zugang zur Punktionsstelle (siehe Abbildung 3.8, rechts). Die Integration dieser Spulen in den interventionellen Workflow erfordert jedoch spezifische Maßnahmen zur Gewährleistung der Sterilität durch Drapierung sowie eine präzise räumliche Koordination mit robotischen

Systemen zur Erfüllung der funktionalen Anforderungen. Diese zusätzlichen Arbeitsschritte erhöhen die Komplexität des Verfahrens. Aktuelle Forschungsansätze adressieren diese Limitationen durch die Entwicklung integrierter, patientenspezifischer Ringspulendesigns (siehe Abbildung 3.8, links).

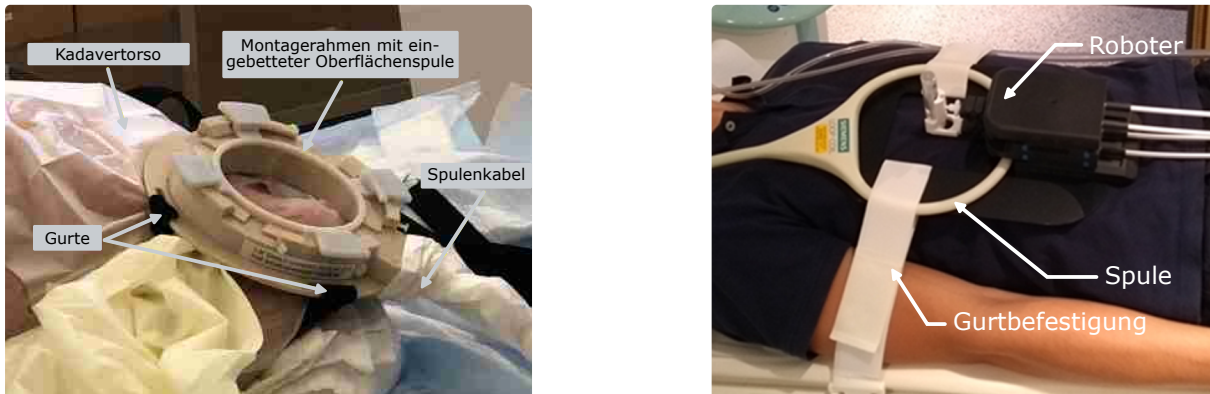


Abbildung 3.8: MRT-Spulen für robotische Interventionen. (links) Individuelle Entwicklung einer Ringspule, die in einer Roboter-Adaptervorrichtung integriert ist [LPS⁺20].(rechts) GantryMate mit einer kommerziellen Ringspule [RBVJ19].

3.2 Interventionelle Phantome

Phantome fungieren als standardisierte Testumgebungen in der medizinischen Forschung und Entwicklung. Diese anatomischen und/oder physiologischen Modelle ermöglichen die Validierung medizinischer Verfahren und Geräte unter kontrollierten Bedingungen ohne die Exposition von Patienten oder Tieren. Die Anwendungsgebiete sind vielfältig und umfassen im interventionellen Kontext die Optimierung von Bildgebungsprotokollen, die Evaluation von Instrumenten sowie das Training medizinischer Fachkräfte [ZMM⁺22]. Die zunehmende Integration robotischer Systeme und bildgeführter Therapien in der Medizin erfordert komplexe Phantommodelle [FK23]. Das Spektrum verfügbarer Phantome für bildgestützte Interventionen ist breit gefächert [WGK23]. Diese Arbeit fokussiert sich auf die iMRT mit Simulation der abdominalen Anatomie und Physiologie (siehe Grundlagen in Kapitel 2.3.2).

3.2.1 MRT-taugliche Phantommaterialien

In einer Metaanalyse von Ahmad et al. [ASS⁺20], die von Hellerbach et al. gestützt wurde [HSJS13], wurden häufig verwendete Materialien für Leberphantome bei verschiedenen Bildgebungsmodalitäten zusammengefasst. Zu den erprobten Materialien zählen Polyacrylamid, Polysaccharide, Carragen, Agar Agar, Agarose, Polyvinylalkohol-Kryogel

(PVA-K) und Elastomere. Die Autoren diskutieren zudem wesentliche Kriterien für die Gestaltung MRT-kompatibler Phantome, wie gleichmäßige Relaxationszeiten, chemische und physikalische Stabilität sowie pH-Werte und elektrische Leitfähigkeit.

PVA-K etabliert sich zunehmend als vielseitiges Phantommaterial in der medizinischen Bildgebung. Die Materialeigenschaften werden durch kontrollierte Gefrier-Tau-Zyklen definiert [ASS⁺20], die eine Vernetzung der Polymerstruktur bewirken. Aktuelle Forschungsarbeiten demonstrieren die Eignung von PVA-K für verschiedene Anwendungen: Von der Simulation arterieller Blutflüsse [CR97] über die Evaluation von Nadelinterventionen an Leberphantomen unter simulierten Atembewegungen [T.L19] bis hin zur Nutzung in multimodaler Bildgebung [SMTM13]. Experimentelle Untersuchungen zeigten, dass ein PVA Massenanteil von 10 % optimale mechanische Eigenschaften bietet - niedrigere Konzentrationen resultieren in instabilen Strukturen, während höhere Konzentrationen zu unerwünschter Materialrigidität führen [SMTM13].

Zur Nachbildung von Knochenstrukturen eignen sich verschiedene Werkstoffe: Photopolymerharze [RMJ⁺18], kupfersulfatmodifizierter Gips [CCH⁺20] sowie Acrylonitril-Butadien-Styrol [MY⁺16]. Diese Materialien approximieren die charakteristischen Relaxationszeiten kortikalen Knochens und sind mittels additiver Fertigungsverfahren individuell herstellbar [RMJ⁺18]. Thermometrische Analysen an Acrylonitril-Butadien-Styrol-basierten Knochenmodellen zeigen an Materialübergängen Temperaturgradienten, die mit physiologischen Messungen korrelieren [MY⁺16]. Polycarbonat etabliert sich zunehmend als Alternative, da es neben der Verarbeitbarkeit im 3D-Druck auch biomechanische Eigenschaften aufweist, die denen humaner Knochenstrukturen ähneln [FZM⁺17].

Die Signalverstärkung in der MRT-Bildgebung basiert auf der Modifikation der Relaxationseigenschaften des Gewebes durch Kontrastmittel. Klinisch etablierte Kontrastmittel umfassen Gadoliniumchelate, Eisenoxidverbindungen und Manganpräparate, die sich durch deren dia-, para- oder superparamagnetischen Eigenschaften auszeichnen [XPL⁺16]. In experimentellen Studien dienen polysaccharidbasierte Gele wie Agar Agar oder Agarose als Gewebeäquivalente aufgrund der T_2 Charakteristika. Die Modulation der Relaxationszeiten erfolgt durch Variation der Gelkonzentration oder Integration paramagnetischer Substanzen [HSJS13, DAD18, DMD18]. Kupfersulfat beeinflusst dabei sowohl T_1 als auch T_2 . Alternative Kontrastmittel wie Nickel-, Gadoliniumchloride oder Gadolinium-(III)-oxid ermöglichen eine gezielte Steuerung von T_1 [HSJS13, KFCK87, ATY⁺20]. Diese Korrelation kann auch für PVA-K eingesetzt werden [YSA⁺19].

3.2.2 Bewegliche und punktierbare Abdomenphantome

Die Entwicklung und Validierung von Phantomen speziell für interventionelle Zwecke erfordert die Berücksichtigung spezifischer Materialeigenschaften und funktionaler Aspekte. Industriell gefertigte Phantome wie das Triple Modality Abdomenphantom (Sun Nuclear

Corporation) oder vergleichbare Systeme von American Bionic ermöglichen multimodale Bildgebung und Punktionsmöglichkeiten von anatomischen Strukturen (siehe Abbildung 3.9, a). Diese Systeme und Konzepte in der Forschung [BHF⁺11, KKY⁺15, HIT⁺13] fokussieren primär die bildgebenden Eigenschaften, während die biomechanische Gewebecharakteristik und haptische Rückmeldung während der Punktion sekundär sind. Die Integration von Bewegungskomponenten ist bei diesen Systemen nicht vorgesehen.

Dedizierte MRT-kompatible Bewegungsphantome wie das ZEUS-System (Sun Nuclear Corporation) und QUASAR (Modus Medical Devices) ermöglichen die präzise Simulation respiratorischer Bewegungen (siehe Abbildung 3.9, b). Diese Systeme sind primär für die Radiotherapieplanung konzipiert und bieten reproduzierbare, eindimensionale Bewegungen. Die geschlossene Bauweise gewährleistet zwar Langzeitstabilität, verhindert jedoch Punktionsinterventionen. Komplexe Gewebedeformationen werden nicht abgebildet. Aktuelle Forschungsarbeiten adressieren die Simulation respiratorischer Leberbewegungen für die Dosimetrie in der Strahlentherapie (siehe Abbildung 3.9, c) [EJK⁺19]. Die mechanischen Eigenschaften sind jedoch nicht für realistische perkutane Punktionen ausgelegt. Zudem fehlen die MRT-Kompatibilität der Bewegungseinheiten sowie die Optimierung der Materialeigenschaften für die MRT-Bildgebung [T.L19].

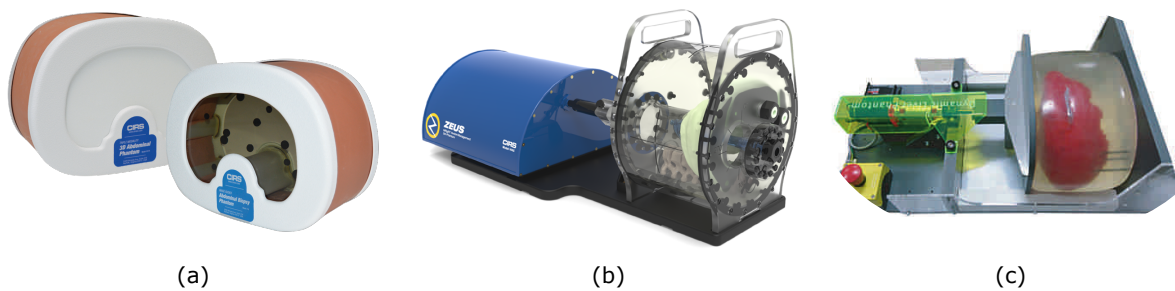


Abbildung 3.9: Varianten der Abdomenphantome. (a) Punktierbares und multimodales Abdomenphantom ohne Bewegungssimulation. (b) MRT-kompatibles Bewegungsphantom ohne Punktionsmöglichkeiten. (c) Nicht MRT-kompatibles Bewegungsphantom.

Die verfügbaren Phantomsysteme adressieren jeweils spezifische Aspekte wie Bildgebung, Bewegungssimulation oder Punktierbarkeit. Ein System, das alle relevanten Eigenschaften für die Evaluation robotischer iMRT-Interventionen vereint, existiert bislang nicht.

4 Material und Methoden

In diesem Kapitel werden die entwickelten Systeme μ RIGS und MURPHY sowie deren experimentelle Validierung beschrieben. Zunächst werden die grundlegenden Anforderungen an beide Systeme dargelegt, gefolgt von der Beschreibung der Konzeption und technischen Umsetzung der einzelnen Teilkomponenten. Der experimentelle Aufbau beschreibt Analysen und Studien zur Charakterisierung einzelner Systemkomponenten.

4.1 Systemanforderungen

Klinische und technische Anforderungen präzisieren effektive Systementwicklungen als Grundlage der notwendigen Forschungsevaluationen. Nach Feldhusen und Grote [FG13] wurde eine Anforderungsliste für μ RIGS methodisch erarbeitet, die sich aus den Rahmenbedingungen der iMRT (siehe Grundlagen 2.2), den Vorstellungen der interventionellen Radiologen des Universitätsklinikums Magdeburg sowie der Medizinischen Hochschule Hannover als Endanwender und den Erkenntnissen des Stands der Technik ergibt. Somit wurde nicht nur die technikorientierte, sondern auch eine nutzerorientierte Entwicklung für den realen klinischen Gebrauch unterstützt. Prozessrelevante Anforderungen wie Produktion und Wartung wurden nicht diskutiert, da es sich in dieser Arbeit um Systeme auf Demonstratorebene für Forschungszwecke handelt.

Die Liste umfasst verschiedene qualitative und quantitative Anforderungen, die vom klinischen Anwendungsprinzip sowie der -umgebung über die kinematischen, mechanischen, elektronischen und softwaretechnischen Eigenschaften bis hin zu Sicherheitsaspekten und Bedienungsfreundlichkeit reichen (siehe Tabelle A.1). Im Folgenden sind die relevanten Anforderungen für μ RIGS qualitativ zusammengefasst.

- Automatisierte Instrumentenpositionierung während Interventionen an Torso und Extremitäten (siehe A.1, Nr.1)
- Kompaktes und leichtes Design für vielseitige Einsatzmöglichkeiten und praktische Handhabung (siehe A.1, Nr.2)
- Ausreichende mechanische Beweglichkeit zur Gewährleistung eines großvolumigen Arbeitsbereichs (siehe A.1, Nr.3)

- Einsatz von MRT-sicheren oder bedingt MRT-sicheren Materialien und Methoden nach geltenden Normen (siehe A.1, Nr.5,7)
- Intuitive Systeminstallation am Patienten sowie in der Interventionssuite (siehe A.1, Nr.8)
- Möglichkeit der Fernsteuerung mit haptischem Feedback (siehe A.1, Nr.6)

Die Entwicklung von MURPHY basierte auf MRT-Kompatibilitätskriterien und weiteren systemspezifischen Anforderungen.

- Simulation der atemgetriggerten und 3D-Organbewegung und -verformung im Abdomenbereich
- Erkennbare anatomische Strukturen: Leber, Nieren, Rippenstruktur, Muskeln
- Übereinstimmung der Relaxationszeiten, Dielektrizität, Elastizität der einzelnen Phantomstrukturen mit menschlichem Gewebe von mindestens 80 %
- Modularisierbarkeit der anatomischen Strukturen
- Realitätsnahe Punktierbarkeit der anatomischen Strukturen mit der Möglichkeit der Verschließung der Punktionskanäle

4.2 Konzept und Umsetzung des robotischen Assistenzsystems

Das Grundkonzept von μ RIGS basiert auf den ersten Gestaltungs- und Machbarkeitsergebnissen der eigenen Arbeiten [FOP⁺21, Fom21]. Es besteht weiterhin aus einer metallfreien und miniaturisierten Instrumentenpositionierungseinheit, welche über Bowdenzüge als Transmissionsmethode und konventionelle Elektromotoren angesteuert wird (siehe Abbildung 4.1). Im Rahmen der Zielstellung dieser Arbeit und der gestellten Anforderungen im Kapitel 4.1 wurden Optimierungen durchgeführt und weitere Teilsysteme entwickelt wie ein Robotik-Patienten Interface mit integrierter Metamaterial Oberflächenspule, ein Einstichstellenfinder, ein haptischen Interaktionssystem und ein Tracking-Algorithmus für die Umsetzung automatisierter Instrumentenpositionierungsprozesse.

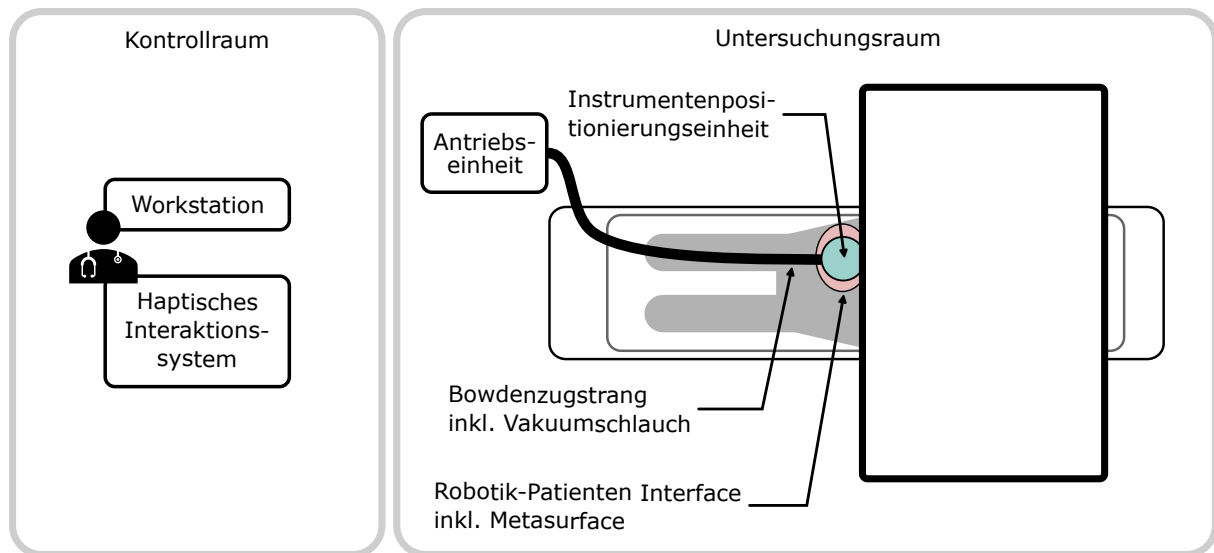


Abbildung 4.1: Übersichtsdarstellung von μ RIGS aufgeteilt in Teilsysteme.

Im Folgenden ist der Workflow einer MRT-geführten Intervention unter Verwendung des μ RIGS skizziert, wobei Bezug auf den konventionellen Workflow genommen wurde (siehe Abbildung 4.2). Diese Herangehensweise erweitert die Anforderungen hinsichtlich einer realistischen Integration in den bestehenden iMRT-Workflow. Der beschriebene Workflow stellt eine grundlegende Prozessabfolge dar und berücksichtigt nicht alle möglichen Anwendungsszenarien sowie die unterschiedlichen personellen und technischen Rahmenbedingungen der iMRT.

Die bewehrte Fingertipping-Methode für die Einstichstellenfindung wird ergänzt, indem der echte Finger durch einen Einstichstellenfinder mit passiven Markern ersetzt wird. In Kombination mit dem vakuum-basierten Roboter-Patienten Interface kann die Instrumentenpositionierungseinheit direkt an der ausgewählten Einstichstelle befestigt werden. Somit werden zusätzliche manuelle Arbeitsschritte benötigt, um das μ RIGS für die Intervention steril vorzubereiten, zu installieren, zu deinstallieren sowie nach geeigneten Hygienemaßnahmen nachzubereiten.

Jedoch werden die manuellen Handgriffe des Interventionisten, wie die komplexe Navigation entlang der geplanten Trajektorie und die Korrektur bei fehlerhafter Platzierung, grundlegend durch automatisierte Prozesse des μ RIGS ersetzt. Die Funktionsweise des automatischen Algorithmus sind näher in Kapitel 4.2.8 erläutert. Neben dem automatischen Instrumentenvorschub kann alternativ der Vorschub ferngesteuert und dabei das haptische Feedback der Nadel an den Anwender in Echtzeit wiedergegeben werden.

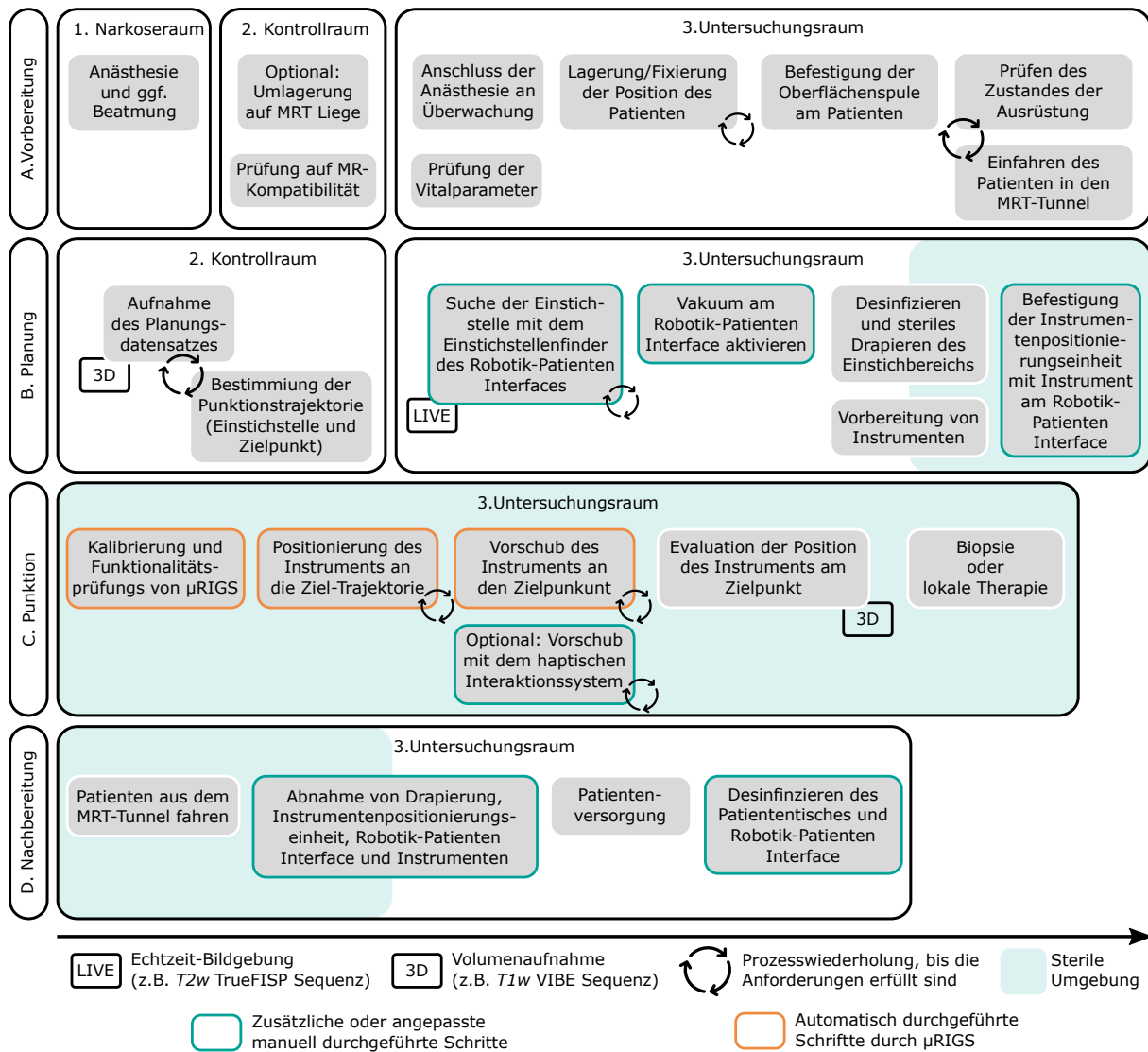


Abbildung 4.2: Angepasster iMRT-Workflow mit µRIGS angelehnt am konventionellen iMRT-Workflow (siehe Abbildung 2.5).

4.2.1 Robotik-Patienten Interface

Auf Basis der analysierten Eigenschaften sowie Herausforderungen der Stand der Technik Methoden eines Robotik-Patienten Interfaces (siehe Kapitel 3.1.4) wurden von Nico Engel im Rahmen einer Masterarbeit (Gutachter: Ramona Träger, Ivan Vogt) verschiedene Konzepte erarbeitet und zusammen mit interventionellen Radiologen der Medizinischen Hochschule Hannover und des Universitätsklinikums Magdeburg bewertet [Eng24]. Die Ergebnisse dazu zeigten, dass zwei Varianten sich potentiell für eine Robotik-Patienten Anbindung eignen.

Die erste ist die Fixierung eines MRT-kompatiblen Haltearms am MRT-Tisch [RTD⁺24], ähnlich wie bei dem MicromateTM-System (siehe Abbildung 3.6). Es bietet flexible Justierbarkeit über verschiedene Körperregionen ohne die Sterilitätsmethoden direkt auf dem Patienten zu beeinflussen, da keine direkte Anbindung an die Haut besteht. Die

fixe räumliche Anordnung zwischen dem MRT-Gerät, dessen Koordinatensystem und dem Roboter kann die Performance von Trackingalgorithmen steigern. Jedoch kann bei spontanen Körperbewegungen der Bezug zu relevanten anatomischen Strukturen verloren gehen. Außerdem muss die Installation am schmalen MRT-Tisch gewährleistet werden. Nach der Installation des Haltearmes müssen die Tools und μ RIGS noch fixiert oder während der Intervention umpositioniert werden. Es ist unklar, ob dies aus Platzgründen möglich ist, wenn der Patient samt den sterilen Utensilien und Beatmungsschläuchen und Oberflächenspulen schon im MRT-Tunnel ist. Des Weiteren können sich bei spontanen Körperbewegungen sich Fixierungen lösen oder der Patient bei eingeführter Nadel verletzt werden.

Bei der zweiten Variante wird der Roboter direkt auf der Haut des Patienten befestigt. So kann der Roboter mit eingeführtem Instrument spontane Körperbewegungen direkt ausbalancieren. Es ist kein zusätzlicher Platz im Untersuchungsraum oder am MRT-Tisch notwendig. Jedoch ist es notwendig das Interface direkt auf der Haut des Patienten zu platzieren. Der Stand der Technik bietet da nur eingeschränkte Fixierungsansätze an. Entweder mit Gurten, die um den Patienten gelegt werden oder mit Klebeflächen direkt auf der Haut wie bei einem SeeStar[®] (Apriomed AB). Damit die Gurte um den Patienten gelegt werden können, muss der Patient angehoben werden. Während sterilen Verhältnissen könnte dies zu einer komplizierten Bedienung führen, wenn eine Neu- oder Umpositionierung (z.B. System wurde um wenige Millimeter falsch installiert) notwendig wird. Die Klebeflächen ermöglichen zwar eine einfache und intuitive Fixierung, erlauben jedoch nur bedingt eine Umpositionierung. Nicht optimale Hautbeschaffenheiten könnten zu unzureichender Haftung und somit Funktionalität des Roboters führen.

Somit soll im Rahmen dieser Arbeit ein neuartiges vakuum-basiertes Roboter-Patienten Interface auf der Grundlage der eigenen Publikation [VEE⁺24] vorgestellt und erforscht werden (siehe Abbildung 4.3).

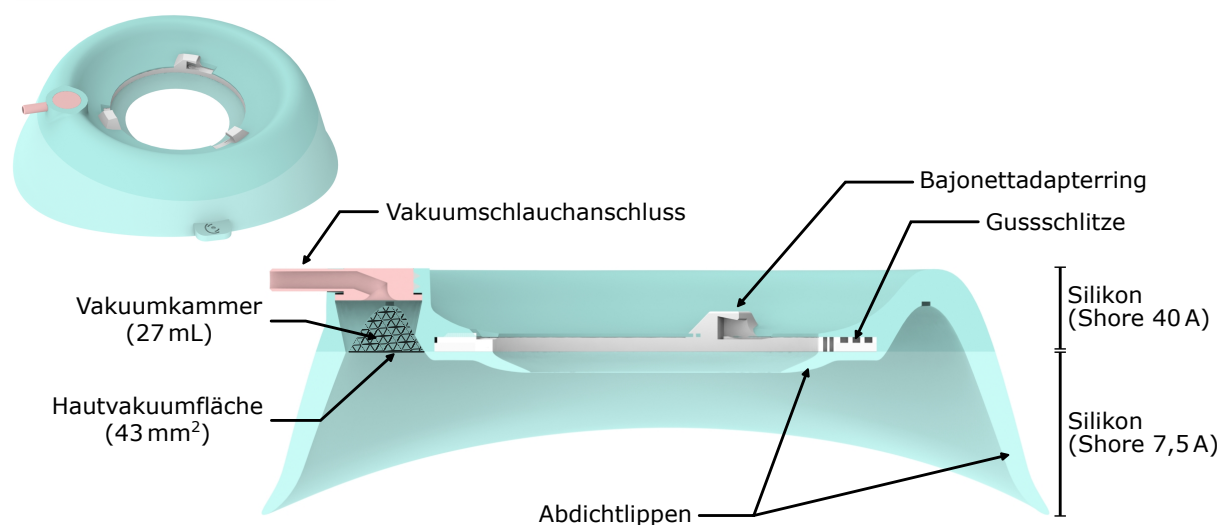


Abbildung 4.3: Übersichtsdarstellung des Robotik-Patienten Interface.

Das entwickelte Robotik-Patienten Interface weist eine maximale Außenabmessung von 13,5 cm auf und verfügt über asymmetrisch geformte Dichtlippen, um eine optimale Anpassung an verschiedene Körperkonturen zu gewährleisten (siehe Abbildung 4.3). Die Kontaktfläche der toroidalen 27 mL Vakuumkammer zum Patienten beträgt 43 cm². Das Gesamtgewicht beläuft sich auf 106 g. In Bezug auf die Materialeigenschaften ist das Bauteil bis zu einer Höhe von 20 mm aus Silikon mit einer Shore-Härte von 7,5 A gefertigt (Mischung aus SF00 und SILIXON10, silikonfabrik.de). Darüber hinaus wird für eine erhöhte Stabilität der Vakuumkammer Silikon mit einer Shore-Härte von 40 A (SILIXON40, silikonfabrik.de) verwendet. Zur Verbesserung der Abdichtung an der Haut ist die Innenseite der Dichtlippen mit einer zusätzlichen Schicht Silikon der Shore-Härte 0 A beschichtet.

An der oberen Rundung des Silikonteils befindet sich eine Bohrung zur Aufnahme eines Schlauchanschlusses (Clear Resin V4, Formlabs GmbH). Dieser dient der Verbindung über einen Schlauch mit der Unterdruckpumpe, die sich in der μ RIGS-Antriebseinheit befindet (siehe Erläuterungen in Kapitel 4.2.6).

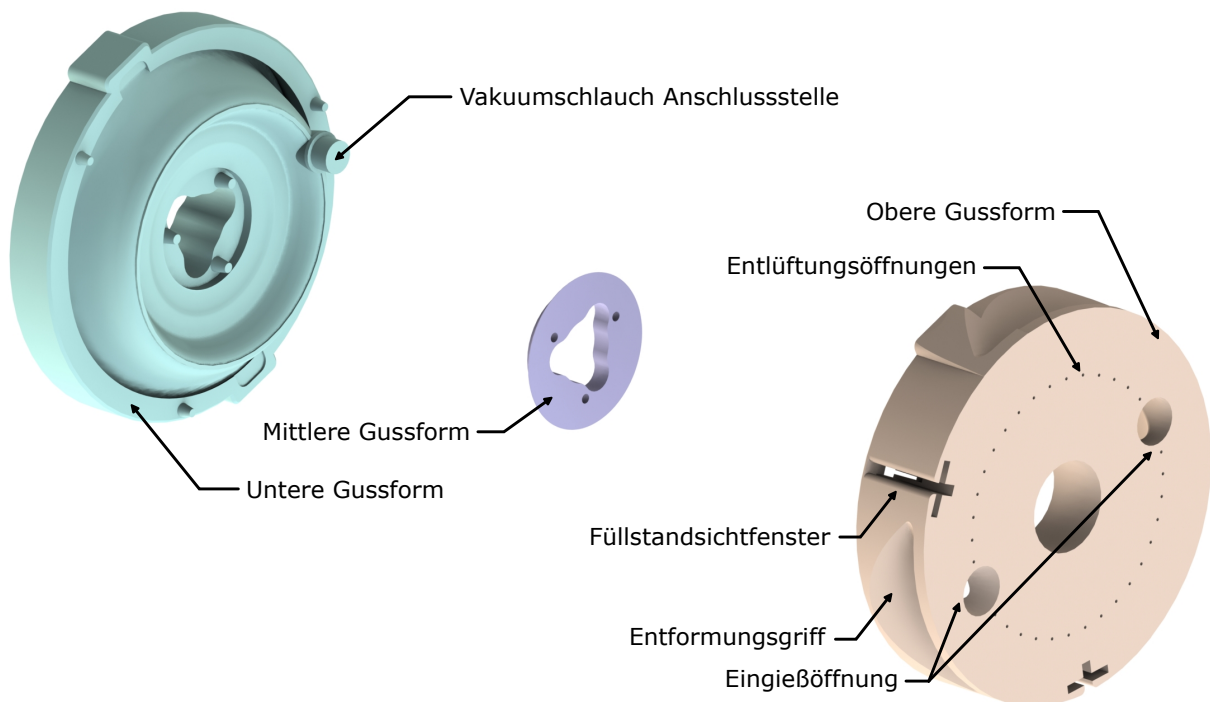


Abbildung 4.4: Herstellungsteile Robotik-Patienten Interface.

Der Bayonett-Adapterring (Prusament PETG, Prusa Research a.s.) des Robotik-Patienten Interfaces ermöglicht eine einhändige Verbindung der Instrumentenpositionierungseinheit. Der Adapter fungiert als definierte Grenzfläche zwischen dem nicht sterilen Roboter-Patienten Interface und dem sterilen Interventionsbereich. Die sterile Barriere wird durch ein Lochtuch realisiert, indem dieses zwischen dem Adapter und der Instrumentenpositio-

nierungseinheit eingeklemmt wird.

Dieses flexible und miniaturisierte Konzept soll die Fixierung an verschiedenen Körperformen und -bereichen ermöglichen.

Für die Herstellung des Silikonbauteils wurde eine dreiteilige Gussform additiv gefertigt (Prusament PETG, Prusa Research a.s.). Diese Form verfügt über zwei Sichtfenster, die eine Überwachung des Füllstands des gegossenen Silikons ermöglichen (siehe Abbildung 4.4). Vor dem Gießen wurde der Adapterring in die Form eingesetzt, damit sich dieser während des Gießvorgangs permanent mit dem Silikonteil verbinden kann. Hierfür sind in der Grundfläche Gusschlitzte vorgesehen, die das Silikon ausfüllen kann. Der Fertigungsprozess gliedert sich in zwei Hauptphasen: Zunächst wird die weiche Silikonschicht gegossen. Nach einer Aushärtungszeit von etwa 1,5 Stunden, kurz vor der vollständigen Vernetzung dieser Schicht, erfolgt das Gießen der härteren Silikonschicht. Diese Vorgehensweise gewährleistet eine optimale Verbindung zwischen den beiden Schichten mit unterschiedlichen Materialeigenschaften. Nach der vollständigen Aushärtung des Silikons wird das Bauteil mithilfe der Entformungsgriffe aus der Form gelöst.

4.2.2 Kabellose Metamaterial Oberflächenspule

Wie schon in den Grundlagen 2.2.4 und Stand der Technik 3.1.6 beschrieben werden konventionelle Oberflächenspulen an der Punktionsstelle befestigt, um lokal den Bildkontrast zu erhöhen. Da das Drapieren solcher Spulen inklusive der Kabel und deren Positionierung direkt an der Punktionsstelle erforderlich ist, ist zusätzlicher Platz für Assistenzsysteme wie μ RIGS nur eingeschränkt verfügbar [TH06b].

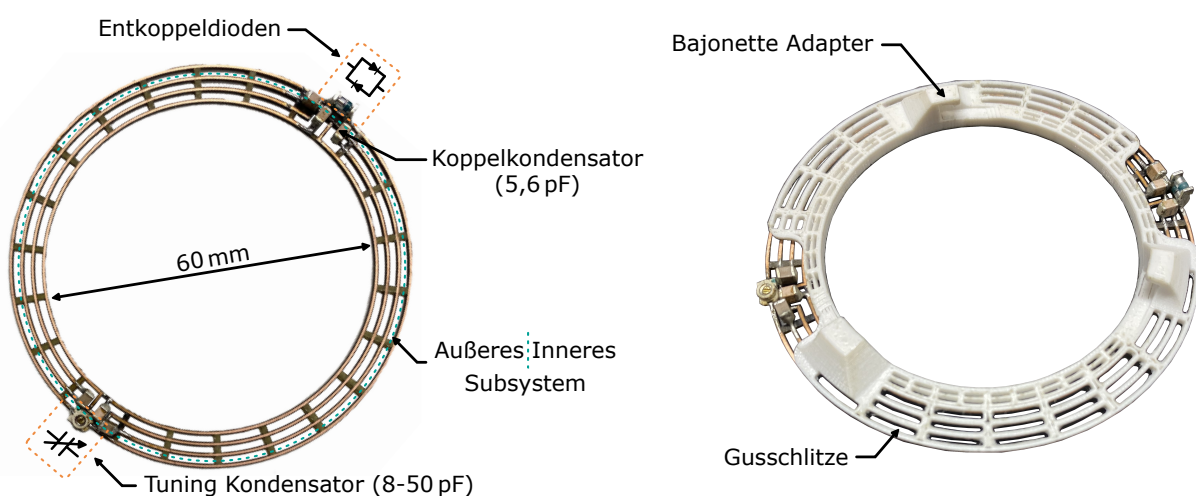


Abbildung 4.5: Übersichtsdarstellung der kabellosen Metamaterial Oberflächenspule. (links) Aufteilung in Subsysteme und notwendigen passiven elektronischen Bauteilen. (rechts) Kombination aus einem Bajonettadapterring und der Spule, die in dem Silikon des Robotik-Patienten Interface eingegossen werden kann.

Im Gegensatz dazu ermöglichen kabellose Oberflächenresonatoren (Metamaterial) eine lokale Verstärkung des empfangenen MRT-Signals, indem diese induktiv mit den eingebauten Spulen (z.B. Körper- oder Tischspule) des MRT-Scanners interagieren. Das kabellose, kostengünstige, flexible und dünne Design erlaubt eine vielseitige Integration in OP-Tücher oder Assistenzsysteme, um die Bildinterpretation für Ärzte und Trackingalgorithmen von Robotern während Interventionen zu optimieren [KKV⁺23].

Nach Kowal, Knull und Vogt et al. [KKV⁺23] wurde eine Metamaterial Spule¹ speziell für das Robotik-Patienten Interface entwickelt (siehe Abbildung 4.5, links) und in der eigenen Publikation vorgestellt [VEE⁺24]. Diese besteht aus mehreren resonanten Subsystemen, die in dessen niedrigsten gekoppelten Mode auf die Larmorfrequenz von etwa 123,3 MHz bei 3 T getunt sind.

Der innere Resonator besteht aus fünf Einheitszellen, die als gleichlange Streifen in einer Kreisform mit einem Innendurchmesser von 60 mm als Aussparung für den Einsatz der Instrumentenpositionierungseinheit angeordnet sind [KKV⁺23]. Die Koppelkondensatoren dienen als Verbindungen zu der äußeren Schleife als Subsystem. Bei dieser Konfiguration wird die Wechselwirkung zwischen den Subsystemen ausgenutzt, um die gewünschten Resonanzeigenschaften zu erzielen. [KKV⁺24]. Auf der einen Seite des äußeren Subsystems ist ein Drehkondensator angebracht, der ein dynamisches Tunen ermöglicht. Auf der gegenüberliegenden Seite befinden sich zwei antiparallel geschaltete Entkoppeldioden, die durch die MRT-Sendeimpulse angetrieben werden und eine empfangsselektive Verstärkung durch das Entstimmen der Spule ermöglichen [SKP⁺21].

Die vorgestellte kabellose Metamaterial Oberflächenspule wurde in den Bajonettadapting des Robotik-Patienten Interface integriert (siehe Abbildung 4.5, rechts) und in das Silikon eingegossen. Zusätzlich zu den elektrischen Eigenschaften dient die 1,5 mm FR-4 Leiterplatte als mechanische Stabilisierung des Adapterrings, um eine zuverlässige Konnektivität des Bajonettverschlusses zu gewährleisten.

4.2.3 Einstichstellenfinder

Bevor eine Punktion durchgeführt werden kann, wird eine Einstichstelle auf der Hautoberfläche definiert. In der iMRT gilt die Fingertipping-Methode als etabliert (siehe Grundlagen 2.2.4) [BUE⁺18, HTR⁺12]. Eine weitere Methode stellt die Software von Siemens MRTs zu Verfügung [RGW⁺13]. Nachdem die Einstichstelle definiert wurde, erfolgt die initiale Positionierung entlang der superior-inferioren Achse. Hierbei wird der MRT-Tisch so justiert, dass der Referenzlaser die z -Koordinate des geplanten Eintrittspunktes anzeigt. Im nächsten Schritt erfolgt die laterale Positionsbestimmung. Dabei wird der Links-Rechts Versatz zwischen dem Laserfadenkreuz und dem vorgesehenen Eintrittspunkt ermittelt.

¹Simulation von Robert Kowal, Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Forschungscampus STIMULATE

Diese Distanz, die zuvor durch die Planungssoftware berechnet und angezeigt wurde, wird mithilfe eines Maßbandes erfasst.

Die vorliegende Literatur bietet hierzu keine Vergleichsstudien der einzelnen Methoden. Jedoch berichten die Interventionisten der Medizinischen Hochschule Hannover und des Universitätsklinikums Magdeburg bei der Maßband Methode über eine schnelle und einfache Einstichstellenfindung. Jedoch können Ungenauigkeiten bis zu mehreren Zentimeter entstehen, da die individuelle Körperkrümmung bei der Berechnung nicht betrachtet wird. Auch beim Markieren der Einstichstelle mit einem Stift, nachdem der etwa 2 cm breite Finger hochgenommen wurde, ist bei der Fingertipping-Methode mit Ungenauigkeiten von mehreren Millimetern bis zu einem Zentimeter zu rechnen. Dies kann zu Neuplanungen der Einstichstelle führen sowie die Genauigkeit der Punktion oder die Komplikationsrate beeinflussen.

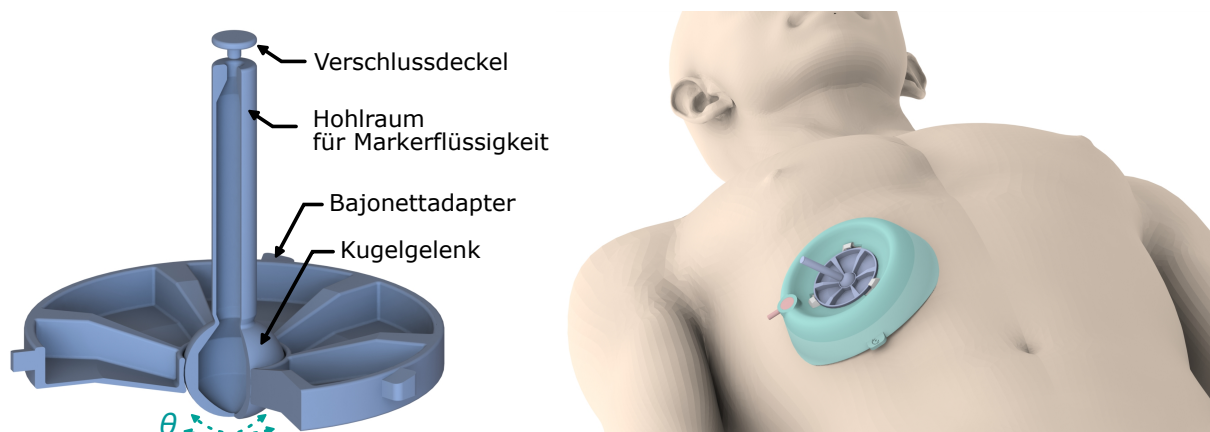


Abbildung 4.6: Übersichtsdarstellung des Einstichstellenfinders. (links) Einzelteile des beweglichen Zylindermarkers zur Abbildung der möglichen Winkelstellungen θ der Instrumentenpositionierungseinheit. (rechts) Platzierung im Robotik-Patienten Interface auf dem Patienten.

Damit ein Gesamtworkflow mit dem μ RIGS realisiert werden kann, soll die Fingertipping-Methode mit dem entwickelten Robotik-Patienten Interface kombiniert werden. Dabei wird in den Bajonettadapterring ein Einstichstellenfinder eingeklickt (siehe Abbildung 4.6). Dieser besteht aus einem zylinder- und kugelförmigen Marker, der den Finger ersetzt. Zur Erhöhung des MRT-Kontrastes wurde der Markerflüssigkeit ein Kontrastmittel beigelegt (siehe Auslegung im Kapitel 4.2.8).

Die einstellbaren Winkel θ des Markers entsprechen den kinematischen Möglichkeiten der Instrumentenpositionierungseinheit (siehe Kapitel 4.2.4). So kann während der Einstichstellensuche gleichzeitig geprüft werden, ob μ RIGS die entsprechende Ziel-Trajektorie einnehmen kann. Nachdem die Einstichstelle während der unsterilen Planungsphase gefunden wurde, wird das Vakuum aktiviert, der Einstichstellenfinder entfernt, der Bereich

inklusive des Robotik-Patienten Interfaces steril drapiert und schließlich die Instrumentenpositionierungseinheit eingeklickt (siehe Abbildung 4.2). Diese Methodik schließt die Notwendigkeit einer manuellen Markierung der Punktionsstelle aus, wie es bei konventionellen Verfahren üblich ist.

4.2.4 Instrumentenpositionierungseinheit

Die Instrumentenpositionierungseinheit bildet das zentrale Element des μ RIGS-Systems. Dabei wird das ursprüngliche Grundkonzept erhalten, wie es nach der eigenen Masterarbeit beschrieben wurde [FOP⁺21]. Allerdings wurden Designmodifikationen vorgenommen und alternative Materialien eingesetzt, um die mechanische Stabilität, Passgenauigkeit und Reibungseigenschaften zwischen den beweglichen Komponenten zu optimieren. Die überarbeiteten Führungen der Zugseiltunnel ermöglichen eine effizientere Umlenkung der Zugseile. Diese Optimierungen tragen dazu bei, Trägheiten im System zu reduzieren und eine effektive Führung der außenliegenden Bowdenzüge (siehe Kapitel 4.2.5) zu gewährleisten, ohne dabei die Funktionalität der kinematischen Abläufe oder den Zugang zum Instrument zu beeinträchtigen. Die Instrumentenpositionierungseinheit ermöglicht die Positionierung nadelbasierter Instrumente in drei DoF über einen festen Punkt, den sogenannten Pivotpunkt, der die Einstichstelle auf der Hautoberfläche definiert (siehe Abbildung 4.7).

Die Kinematik wird durch drei Hauptkomponenten bedient: die Zentraleinheit ist für das Gieren φ , das Bogenportal für das Rollen θ und die Vorschubseinheit für die vertikale Translation ρ des Instruments zuständig. Die miniaturisierte Basis der Hauptkomponenten weist trotz mehrerer DoFs einen Durchmesser von 55 mm auf. Die Höhe der Instrumentenpositionierungseinheit und somit die gesamte Baugröße ist jedoch von der maximalen Länge des Instruments abhängig, welches eingespannt werden soll. Es wurden ausschließlich nichtmetallische Materialien verwendet und somit MRT-sichere Randbedingungen geschaffen. Das Systemgewicht beträgt ca. 60 g. Die Auslegung der jeweiligen Hauptkomponenten und die dabei entstehenden kinematischen Rahmenbedingungen werden im Folgenden näher erläutert.

Zentraleinheit [Gieren]

Die Zentraleinheit ermöglicht das Gieren φ eines Instruments um den Pivotpunkt der Hochachse (siehe Abbildung 4.8). Diese Einheit basiert auf dem Prinzip eines Radialkugellagers und besteht aus Lagerschalen des additiv gefertigten Zentralrings (PLA Prusament, Prusa Research s.a.) und Bogenportals, in denen Glaskugeln (BB-6906-B180-30-GL, igus[®]) GmbH) platziert sind zur Gewährleistung von reibungsarmen Bewegungen. Ein spezielles

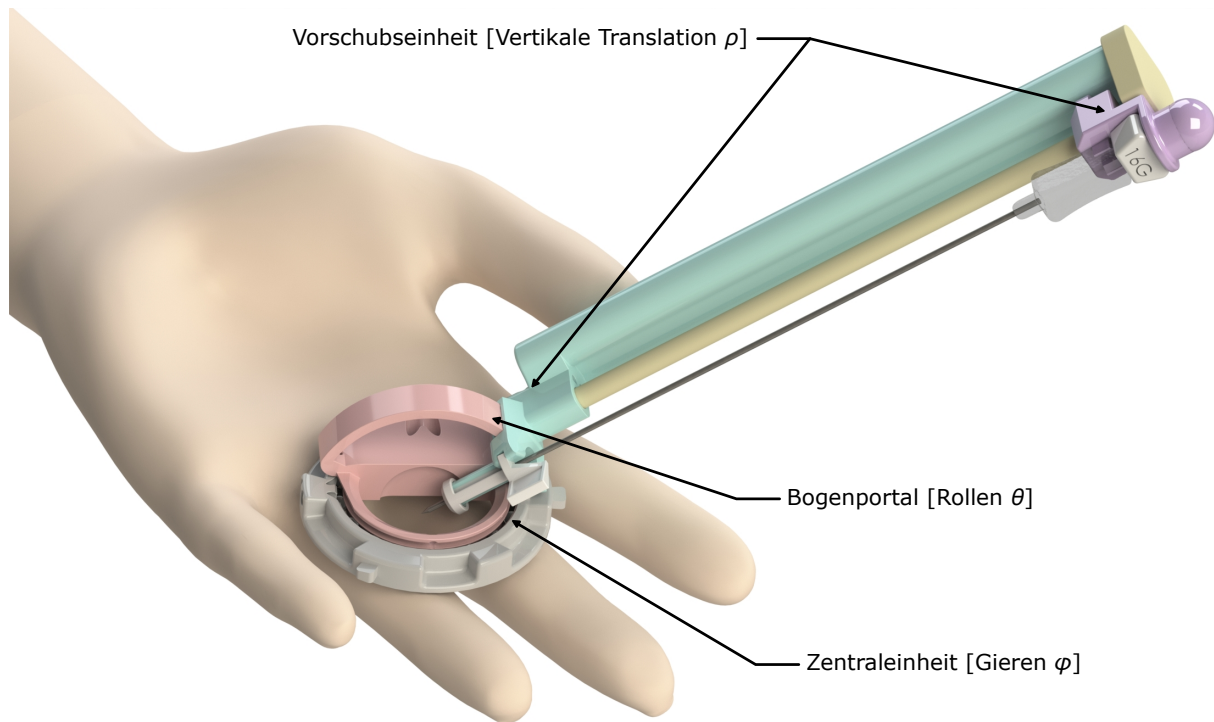


Abbildung 4.7: Übersichtsdarstellung der Instrumentenpositionierungseinheit aufgeteilt in die Hauptbestandteile für jeweils einen DoF. Die Platzierung auf einer Hand visualisiert die Baugröße des Systems.

Merkmal stellt eine additiv gefertigte Keramik als Materialauswahl für das Bogenportal dar. Die hohe Härte und geringe Elastizität verglichen mit Kunststoffen oder einigen Metallen fördert die Steifigkeit der gesamten Instrumentenpositionierungseinheit und somit die Präzision der Bewegungsabläufe bei wirkenden Drehmomenten auf die mechanischen Bauteile [VBU⁺23]. Gleichzeitig sind Keramiken MRT-sicher und biokompatibel. Die Temperaturresistenz bietet die Möglichkeit des Einsatzes von thermischen Sterilisationsverfahren.

Der Bajonettanschluss ermöglicht eine formschlüssige Verbindung mit dem Robotik-Patienten Interface oder anderen Befestigungsvorrichtungen.

Um ein bidirektionales Gieren des Bogenportals zu ermöglichen, sind zwei Zugseile an einem Knotenpunkt fixiert. Diese Seile verlaufen in entgegengesetzter Richtung durch eine Führung und werden über den Rand des Zentralrings durch den Bowdenzuganschluss nach außen geleitet. An diesem Punkt werden die Zughüllen der Bowdenzüge verbaut. Bei Ausübung einer Zugkraft auf eines der Zugseile resultiert eine Verfahrlänge L_{S_φ} beider Zugseile in entgegengesetzte Richtungen, was das Gieren des Bogenportals gegen den oder mit dem Uhrzeigersinn um den Pivotpunkt bewirkt, bis der Anschlag für das Bogenportal erreicht ist. Dieser Mechanismus ermöglicht das Gieren φ von insgesamt 180° in beide Richtungen um den Pivotpunkt.

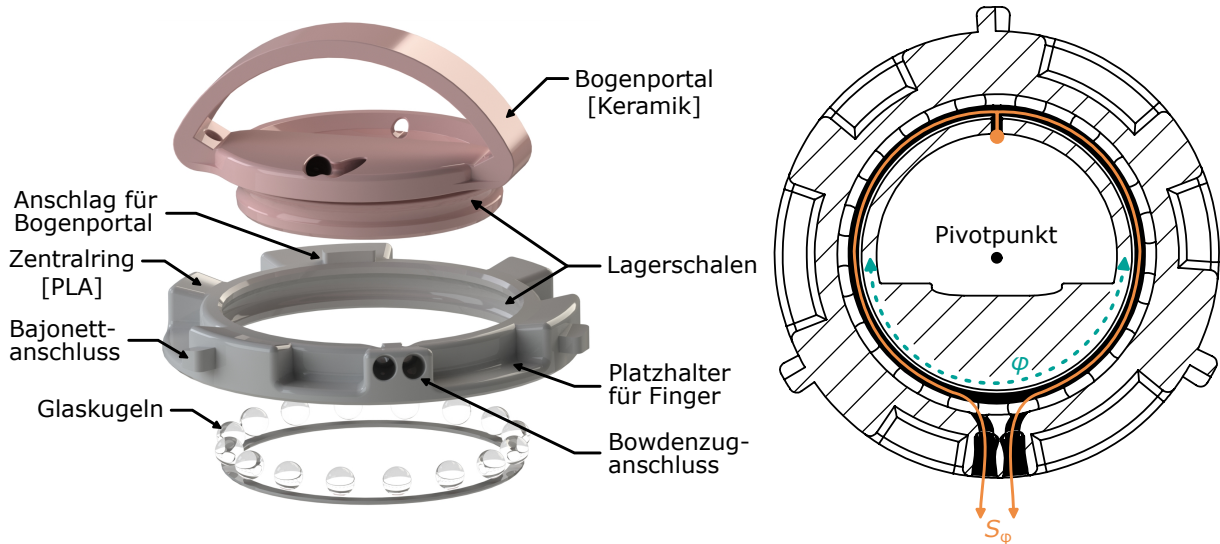


Abbildung 4.8: Bestandteile und Kinematik der Zentraleinheit. (links) Materialien und Funktionen der Bauteile der Zentraleinheit. (rechts) Gieren φ des Bogenportals im Zentralring um den Pivotpunkt (PP) in zwei Richtungen mit Hilfe der Zugseile S_φ (orange), die an einem Knotenpunkt (oranger Kreis) fixiert sind und in einem Tunnelsystem verlaufen (schwarz).

Bogeneinheit [Rollen]

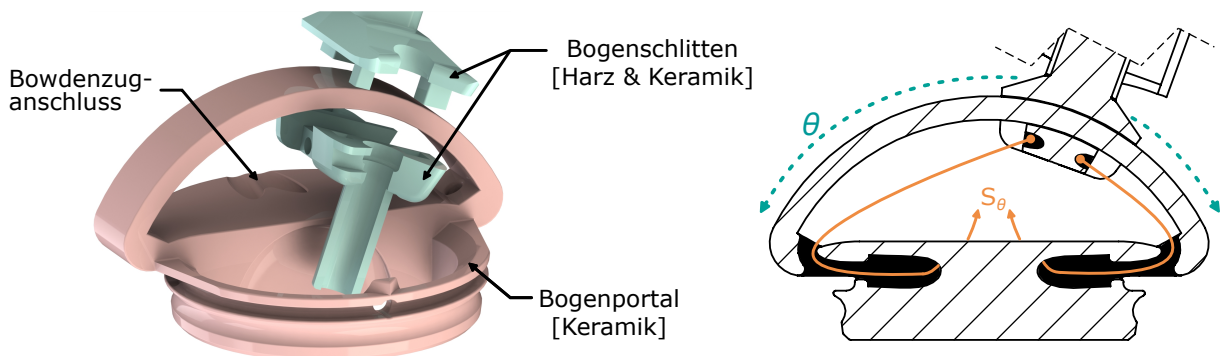


Abbildung 4.9: Bestandteile und Kinematik der Bogeneinheit. (links) Materialien und Funktionen der Bauteile der Bogeneinheit. (rechts) Rollen θ des Bogenschlittens auf dem Bogenportal um den Pivotpunkt (PP) in zwei Richtungen mit Hilfe der Zugseile S_θ (orange), die jeweils an einem Knotenpunkt (oranger Kreis) fixiert sind und in einem Tunnelsystem verlaufen (schwarz).

Die Bogeneinheit ermöglicht das Rollen θ eines Instruments um den Pivotpunkt der Längsachse (siehe Abbildung 4.9). Das zentrale Element ist ein Bogenportal mit einem Radius von ca. 25 mm, dessen Mittelpunkt den Pivotpunkt darstellt. Die dazugehörigen Bogenschlitten bestehen aus zwei Teilen, die eine spielfreie Montage ermöglichen. Der untere Teil besteht aus der gleichen Keramik wie das Bogenportal und der obere, welches zusätzlich Elemente der Vorschubseinheit integriert, aus additiv gefertigtem Harz (Clear Resin V4, Formlabs GmbH). Zur Minimierung der Reibung zwischen Bogenportal und

Bogenschlitten dient eine Gleitfolie aus Polytetrafluorethylen (PTFE).

Das bidirektionale Rollen des Bogenschlittens wird durch zwei Zugseile realisiert, die jeweils an einem Knotenpunkt fixiert sind. Diese Zugseile verlaufen durch ein Tunnelsystem und werden durch Öffnungen des Bowdenzuganschlusses geführt. An diesem Punkt werden die Zughüllen der Bowdenzüge verbaut. Bei Ausübung einer Zugkraft auf eines der Zugseile resultiert eine Verfahrlänge L_{S_p} beider Zugseile in entgegengesetzte Richtungen, wodurch das Rollen nach Links oder Rechts um den Pivotpunkt erreicht wird. Dieser Mechanismus ermöglicht das Rollen θ von insgesamt 102° in beide Richtungen um den Pivotpunkt.

Vorschubseinheit [Vertikale Translation]

Primär ermöglicht die Vorschubseinheit die vertikale Translation ρ und somit den ferngesteuerten Vorschub eines Instruments. Das Kernelement dieser Einheit ist der Instrumentenkopfhalter, der über eine Kunststoffgleithülse (P210SM-0507-10, igus[®] GmbH) auf einem 5 mm glasfaserverstärkten Kunststoffrundstab (709077, modell-Hubschrauber.at) reibungsarm gelagert ist. Die Form des Halters gewährleistet einen Formschluss mit dem Kopf von interventionellen Kanülen (KIM und KIR Serie, Innovative Tomography Products GmbH).

Die bidirektionale vertikale Translation des Instrumentenkopfhalters wird durch zwei Zugseile realisiert, die jeweils an einem Knotenpunkt fixiert sind. Diese Seile verlaufen durch ein Tunnelsystem und werden durch Öffnungen des Bowdenzuganschlusses geführt. An diesem Punkt werden die Zughüllen der Bowdenzüge verbaut. Bei Ausübung einer Zugkraft auf eines der Zugseile resultiert eine Verfahrlänge L_{S_p} beider Zugseile in entgegengesetzte Richtungen, wodurch die vertikale Translation nach Unten oder Oben auf dem Pivotpunkt erreicht wird. Das Zugseil, welches für die Aufwärtsbewegung zuständig ist, wird in der Abschlusskappe umgelenkt. Dieser Umlenktunnel ist mit einer PTFE Gleithülle ausgelegt, die ebenfalls in dem Bowdenzug verwendet wird (siehe Kapitel 4.2.5), um Reibungseffekte zu minimieren.

Die Instrumentenpositionierungseinheit wurde so konzipiert, dass ein spezieller Dreh-Zieh-Entriegelungsmechanismus der Instrumentenführungshülse möglich ist. So kann die Instrumentenpositionierungseinheit demontiert werden, ohne die bereits eingeführte Punktionsnadel zu entfernen. Diese Konstruktion erhöht die Flexibilität und Sicherheit, insbesondere in Situationen, in denen ein schneller Zugang zum Patienten erforderlich ist, ohne das bereits platzierte Instrument zu beeinträchtigen. Es ist anzumerken, dass diese Sicherheitsfunktion bei Biopsienadeln nicht möglich ist, da der Instrumentenkopf großenteils nicht durch die innere Öffnung des Bogenportals passen würde.

Als Teilelement des Bogenschlittens und des Instrumentenkopfhalters sind Zylinder- bzw. Kugelmarder vorgesehen, die für das passive Tracking notwendig sind, um die automatisierte Instrumentenpositionierung zu ermöglichen (Erläuterungen in Kapitel 4.2.8).

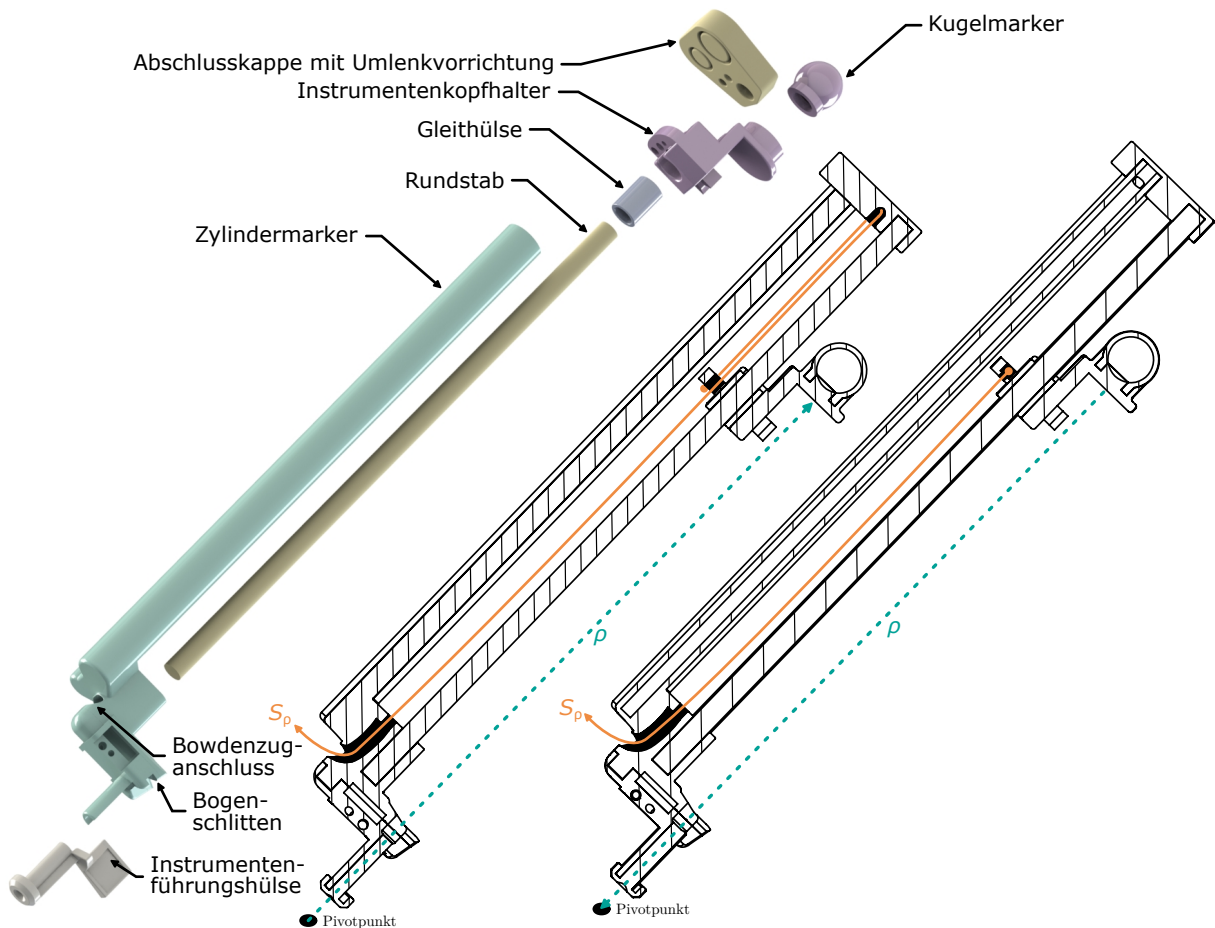


Abbildung 4.10: Bestandteile und Kinematik der Vorschubseinheit. (links) Materialien und Funktionen der Bauteile der Vorschubseinheit. (rechts) Vertikale Translation ρ des Instrumentenkopfhalters auf dem Rundstab auf den Pivotpunkt (PP) in zwei Richtungen mit Hilfe der Zugseile S_ρ (orange), die jeweils an einem Knotenpunkt (oranger Kreis) fixiert sind und in einem Tunnelsystem verlaufen (schwarz).

Kinematik

Die folgende kinematische Analyse der möglichen Bewegungsmechanismen dient als Grundlage für die Auslegung der Antriebseinheit (siehe Kapitel 4.2.6) und der Planung des automatischen Positionierungsalgorithmus (siehe Kapitel 4.2.8). Ferner kann beurteilt werden, welche anatomischen Strukturen in einer bestimmten Position auf dem Patienten erreichbar sind (anatomischer Arbeitsbereich) bzw. welche potenziellen Einschränkungen in einer Planung zu beachten sind (siehe Abbildung 4.11). Außerdem kann eine Angabe darüber getroffen werden, welche Raumgröße dem System (technischer Arbeitsbereich) im MRT-Tunnel zur Verfügung gestellt werden sollte, um eine zuverlässige Funktionalität zu gewährleisten.

Die drei möglichen DoFs der Instrumentenpositionierungseinheit lassen sich auf Bewegungen in einem Kugelkoordinatensystem projizieren. Dabei können aus dem Kugelkoordinatensystem mit gegebenen φ , θ und ρ ein Zielpunkt P_Z sowie eine Zieltrajektorie als

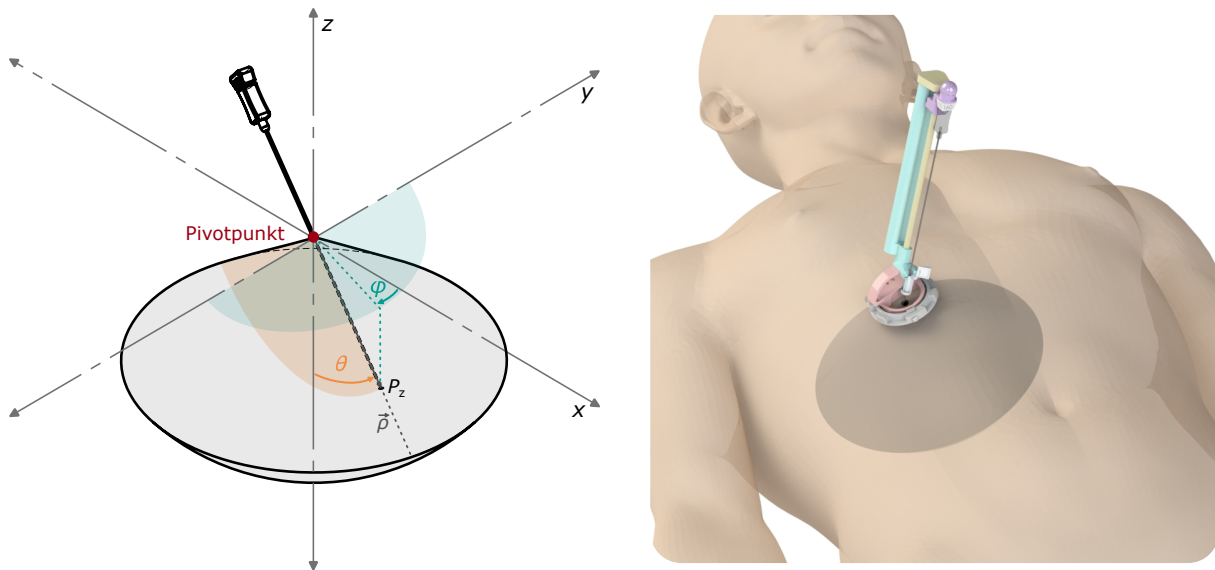


Abbildung 4.11: Kinematik und Arbeitsbereich der Instrumentenpositionierungseinheit. (links) Gieren ($\phi : -90^\circ$ bis 90°), Rollen ($\theta : -51^\circ$ bis 51°) und vertikale Translation ($\rho : 0$ mm bis aktive Instrumentenlänge – 22 mm) des Instruments, um einen bestimmten Zielpunkt P_Z entlang der Trajektorie $\vec{\rho}$ zu erreichen. (rechts) Visualisierung der Größenverhältnisse des anatomischen Arbeitsbereichs im abdominalen Bereich mit einer einzelnen Einstichstelle.

Ortsvektor $\vec{\rho}$ und somit die direkte Kinematik berechnet werden [Pap16].

$$\vec{\rho} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \rho \sin(\theta) \cos(\varphi) \\ \rho \sin(\theta) \sin(\varphi) \\ \rho \cos(\theta) \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

Im Umkehrschluss können kartesische Koordinaten von P_Z für die inverse Kinematik genutzt werden, um den notwendigen Gierwinkel φ , Rollwinkel θ und Translation ρ zu berechnen.

$$\begin{aligned} \varphi &= \text{atan2}(y, x) \\ \theta &= \arccos\left(\frac{z}{\rho}\right) \\ \rho &= \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \end{aligned} \quad (4.2)$$

Der mögliche anatomische Arbeitsbereich ist hauptsächlich von der aktiven Länge der Punktionsnadel abhängig. Die maximale Einstichtiefe und damit notwendige Verfahrenslänge der Zugseile L_{S_ρ} definiert sich aus: aktive Instrumentenlänge – 22 mm. Durch die zwei weiteren DoFs ($\varphi : -90^\circ$ bis 90° ; $L_{S_\varphi} = 55$ mm und $\theta : -51^\circ$ bis 51° ; $L_{S_\theta} = 33$ mm) wird ein konusförmiger, erweitert um ein Kugelsegment, anatomischer Arbeitsbereich geschaffen (siehe Abbildung 4.11).

Wird eine Nadel mit aktiver Länge von 140 mm (KIM-16/14T, Innovative Tomogra-

phy Products GmbH) verwendet, entsteht ein anatomisches Arbeitsvolumen von etwa 1320 cm^3 (1,3 L). Wird der technische Arbeitsbereich betrachtet, definiert sich dieser aus der Kombination aus der aktiven Nadellänge + Nadelkopfhöhe + Kugelmarkerhöhe und der mitbewegenden Bowdenzüge nah an der Instrumentenpositionierungseinheit. Demnach wird der technische Workspace als eine Halbkugel definiert mit dem Pivotpunkt als Mittelpunkt und einem Radius von rund 19 cm, der über der Einstichstelle zur Verfügung gestellt werden sollte, um eine zuverlässige Funktionalität der Instrumentenpositionierungseinheit zu gewährleisten.

4.2.5 Bowdenzüge zur kinematischen Transmission

Für metallfreie und somit MRT-kompatible Bewegungen von mechanischen Elementen der Instrumentenpositionierungseinheit wurden Direktantriebe aus dem MRT-Tunnel ausgelagert und in einer Antriebseinheit hinter dem Patiententisch platziert (siehe Kapitel 4.2.6). So kann eine leichte und miniaturisierte Instrumentenpositionierungseinheit gefertigt werden ohne die MRT-Sicherheit zu beeinflussen.

Das Prinzip eines Bowdenzuges wird genutzt um Zugkräfte über Zugseile zu übertragen, welche die jeweiligen mechanischen Elemente in Bewegung versetzen [Mon04]. Der Bowdenzug besteht aus einem beweglichen Zugseil innerhalb einer robusten und gleichzeitig flexiblen Zughülle. Durch diese Konstruktion können Zugkräfte effektiv entlang beliebig gekrümmter Bahnen übertragen werden, was eine flexible Positionierung der Antriebs- und Instrumentenpositionierungseinheit ermöglicht.

Aufgrund der gegebenen Anforderungen an das μ RIGS-System bietet der kommerziell verfügbare Markt keine Fertiglösungen für Bowdenzüge, die diese erfüllen können. Ein individuell entwickelter, metallfreier Bowdenzug wurde konstruiert, um Kräfte über eine Distanz von vier Metern möglichst verlustfrei mit minimaler Latenz zu übertragen. Die Grundlage für die Auslegung des geeigneten Bowdenzuges für diese Arbeit bildeten die eigene Publikation [FOP⁺21] und die Masterarbeit von Marcel Eisenmann (Gutachter: Georg Rose und Ivan Vogt) [Mar23].

Der Angelsportsektor bietet eine vielfältige Auswahl an MRT-kompatiblen Hochleistungsschnüren. Die Materialklassifizierung unterscheidet zwischen Monofilament- und Multifilament-Konstruktionen [Net20]. Monofilamente aus Polyamid (PA) zeichnen sich durch minimale Oberflächenrauheit aus, weisen jedoch eine erhöhte Eigenelastizität unter Belastung auf. Multifilamente Konstruktionen, die durch präzise Flechtprozesse hergestellt werden, bieten optimierte tribologische Eigenschaften bei reduzierter Elastizität. Die Oberflächenqualität und Reibungscharakteristik korreliert dabei direkt mit der Filamentanzahl und Flechtdichte der textilen Struktur.

Hochmodulares Polyethylen (HMPE) charakterisiert sich durch spezifische physikalische und mechanische Eigenschaften, welches die Verwendung in Multifilament-Konstruktionen

optimiert. Das Material weist ein Festigkeit-zu-Gewicht-Verhältnis auf, das den Wert von Stahl um den Faktor zehn übersteigt [MHO04]. Die hydrophobe Materialcharakteristik resultiert in minimaler Wasseraufnahme und erhöhter Langzeitstabilität [Vla18]. Die molekulare Struktur, generiert durch ein Gel-Spinn-Verfahren, führt zu optimierter Abriebresistenz und UV-Stabilität bei gleichzeitig minimaler Eigenelastizität unter Belastung [Vla18]. Die Kombination dieser Materialeigenschaften mit der Realisierbarkeit geringer Durchmesser bei hoher Zugfestigkeit prädestiniert HMPE als ideale Wahl für das μ RIGS-Konzept.

Die Optimierung des μ RIGS-Bowdenzugsystems basiert auf systematischen Analysen verschiedener Zugseil-Hülle Kombinationen (siehe Kapitel 4.4.5). Die experimentellen Zwischenergebnisse (siehe Kapitel 5.5) bildeten die Grundlage für die finale Konfiguration des Bowdenzugstrangs.

Die Konstruktion des Bowdenzugstranges (siehe Abbildung 4.12) basiert auf einem

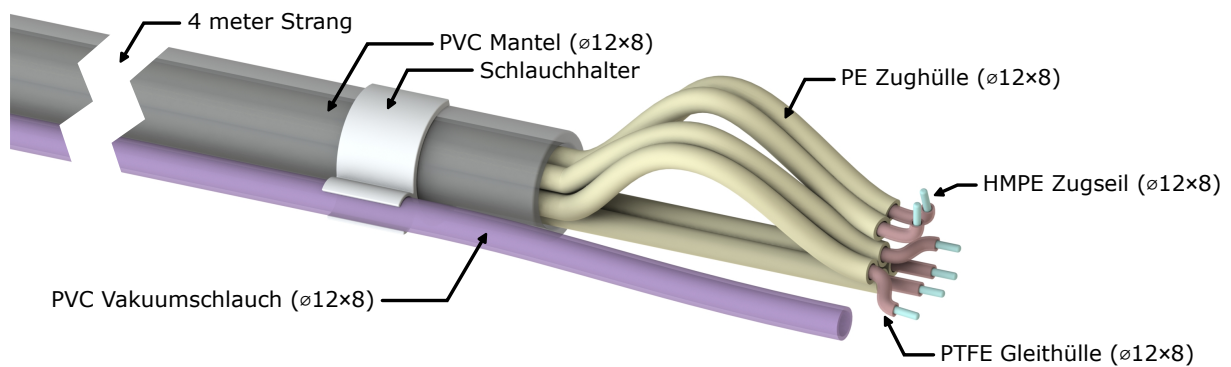


Abbildung 4.12: Übersichtsdarstellung des Bowdenzugstranges und des Vakuumschlauchs mit den jeweiligen Materialien und Dimensionen ($\varnothing_{\text{innen}} \times \varnothing_{\text{außen}}$ in mm).

HMPE-Zugseil mit einer 12-fach Flechtstruktur und einem 0,9 mm Durchmesser. Diese Konfiguration ermöglicht die Kraftübertragung bei engen Umlenkradien $< 0,7$ mm, die aufgrund der komplexen und miniaturisierten Gestaltung der Instrumentenpositionierungseinheit notwendig ist. Die hochverdichtete Flechtstruktur resultiert in minimaler Oberflächenrauheit und optimiert dadurch die tribologischen Eigenschaften. Die Zughülle besteht aus PA mit integrierter PTFE-Gleithülle zur weiteren Reibungsreduktion. Diese Materialkombination gewährleistet die erforderliche mechanische Stabilität des Gesamtsystems bei gleichzeitiger Beibehaltung der Flexibilität, um kinematische Funktionalitäten der Instrumentenpositionierungseinheit einhalten zu können. Die Gesamtheit der sechs Bowdenzüge ist in einem Polyvinylchlorid-Mantel integriert. Diese Konstruktion gewährleistet die mechanische Stabilisierung und gleichzeitige Flexibilität des Bowdenzugstrangs und optimiert die Kraftübertragung durch Minimierung unerwünschter Deformationen der Zughüllen.

4.2.6 Antriebseinheit

Die Auslegung der Antriebseinheit basiert auf dem Grundkonzept der eigenen Publikation [FOP⁺21]. Eine Umgestaltung und Optimierung waren erforderlich, um die zuverlässige Funktionsweise des Robotik-Patienten Interface, des haptischen Interaktionssystems sowie des automatischen Positionierungsalgorithmus sicherzustellen (siehe Abbildung 4.13).

Die μ RIGS-Antriebseinheit besteht aus einem Seiltrommelmodul mit mehreren untersetz-

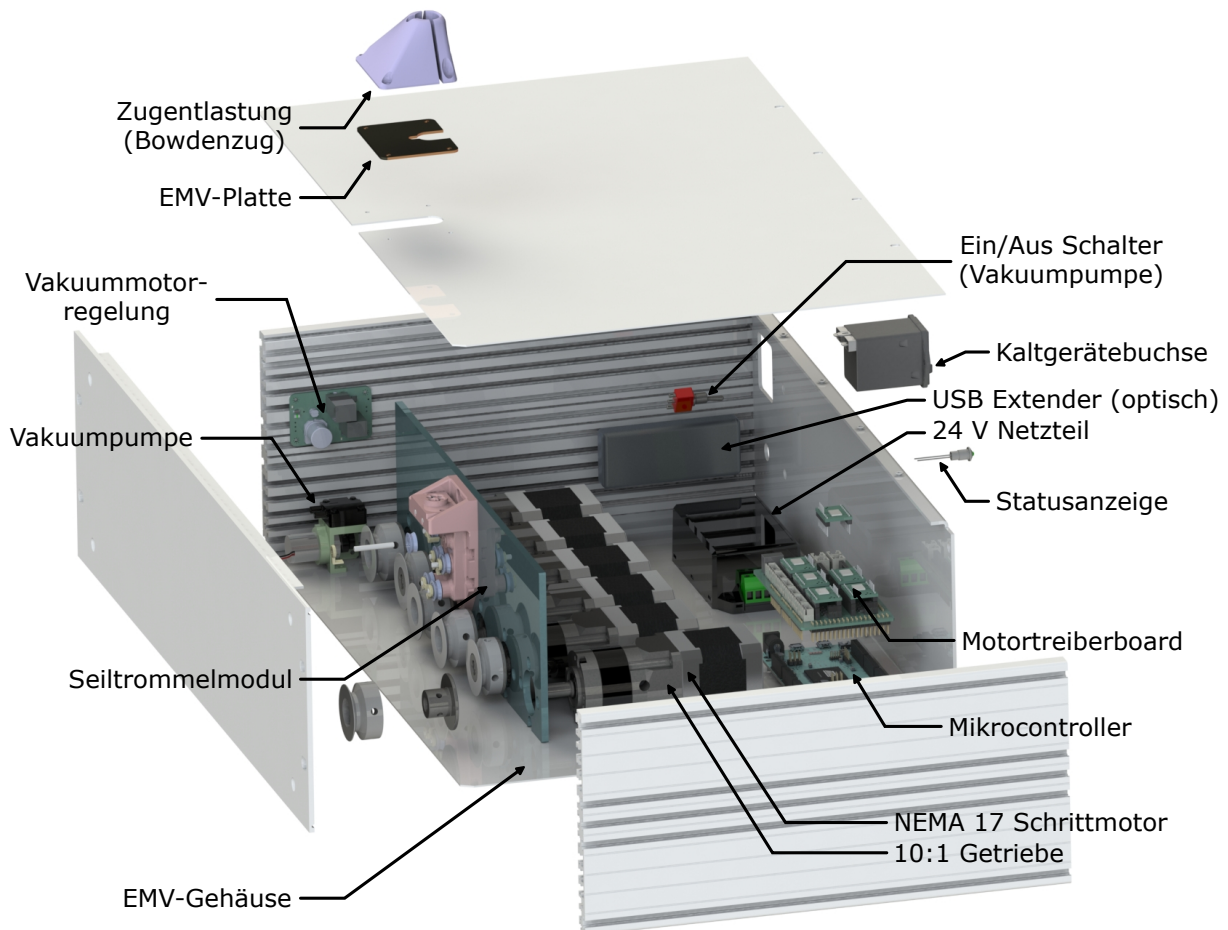


Abbildung 4.13: Übersicht der Bestandteile der Antriebseinheit.

ten Schrittmotoren. Die Motoren werden über Schrittmotortreiber gesteuert, die wiederum von einem Mikrocontroller über eine Adapterplatine angesteuert werden.

Da elektromagnetische Antriebskomponenten verwendet werden, besteht das Risiko von MRT-Bildartefakten. Um dies zu verhindern, sind alle Komponenten der Antriebseinheit in einem geschirmten, EMV-gerechten Gehäuse untergebracht, um Störaussendungen zu minimieren und die Störfestigkeit sicherzustellen. Periphere Anschlüsse sowie eine Bedienoberfläche am Gehäuse ermöglichen die Kommunikation mit der Workstation im Kontrollraum und erlauben eine manuelle Steuerung z.B. von der Vakuumpumpe.

Aufgrund der Auslegung des Bowdenzugstranges auf vier Meter kann die Antriebseinheit in einem sicheren Abstand zum Magneten hinter dem MRT-Tisch im Untersuchungsraum

positioniert werden. Zusätzlich kann die Antriebseinheit in einem paramagnetischen Rollwagen platziert werden [Fom21]. Mit einem Gesamtgewicht von etwa 40 kg und einem Anteil von 10% der ferromagnetischen Materialien können Beschleunigungskräfte vermieden werden.

Über eine Öffnung im Gehäuse können die Schläuche durchgeführt werden und mit einer Zugentlastung fixiert werden. Unter der Zugentlastung ist eine Aluminiumplatte² angebracht, welche die EMV weiterhin optimieren soll.

Seiltrommelmodul

Das Seiltrommelmodul besteht aus sechs Seiltrommelantrieben. Jeder Antrieb besteht aus einem Schrittmotor, Getriebe und einer Seiltrommel, die durch Auf- und Abwickeln von Zugseilen die mechanischen Komponenten der Instrumentenpositionierungseinheit in drei DoF bewegt.

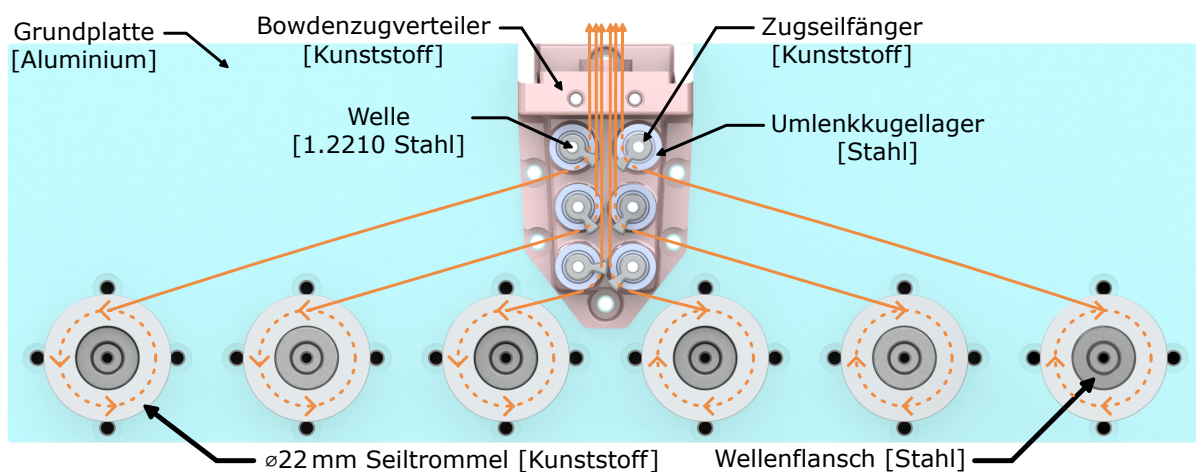


Abbildung 4.14: Übersichtsdarstellung des Seiltrommelmoduls. Für jeden DoF sind zwei Seiltrommelantriebe (insgesamt sechs) notwendig, um die jeweiligen Zugseile (orange) zu bewegen.

Auf einer gefrästen Grundplatte aus Aluminium³ ist ein additiv gefertigter Bowdenzugverteiler (PLA Prusament, Prusa Research s.a.) verschraubt, an dem der Bowdenzugstrang angeschlossen wird und der die einzelnen Zugseile an den jeweiligen Seiltrommelantrieb über Kugellager mit einer Führungsnut verteilt. Bei den Auf- und Abwickelprozessen der Zugseile gewährleisten die additiv gefertigten Seilfänger die vorgesehene Führung der Zugseile. Durch die Kombination der Grundplatte mit dem Bowdenzugverteiler mit verstärkten Silberstahlwellen werden mechanische Verformungen zwischen den Teilsystemen minimiert, wodurch die Systemsteifigkeit maximiert wird. Dies verhindert fehlerhafte Verfahrenswege der Zugseile unter Last und optimiert somit die kinematische Bewegungspräzision.

²Fertigung von Marcel Eisenmann, Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Forschungscampus STIMULATE

³Fertigung von Marcel Eisenmann, Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Forschungscampus STIMULATE

Treiber für Aktorik und Sensorik

Der Schrittmotortreiber TMC5160 (Analog Devices Inc.) bildet das zentrale Element der Antriebseinheit und vereint präzise Motorsteuerung mit passiver Sensortechnik. Neben der klassischen Ansteuerung von Schrittmotoren mittels Mikroschritt Interpolation (bis zu 256 Mikroschritte) ermöglicht der Treiber eine kontinuierliche Lastmessung durch die integrierte *StallGuard*-Technologie [TRI22].

Während der Motordrehung entsteht in den Statorwicklungen eine induzierte Spannung, die von der Rotorgeschwindigkeit und -position abhängt und der Versorgungsspannung entgegenwirkt. Die effektive Motorspannung ergibt sich aus der Differenz dieser beiden Spannungen. Das Funktionsprinzip basiert auf der Phasenverschiebung zwischen dem durch die Versorgungsspannung erzeugten magnetischen Feld und dem durch die Rotordrehung induzierten magnetischen Feld. Bei unbelastetem Motor ist diese Phasenverschiebung (Lastwinkel) minimal, wodurch die induzierte Spannung nahezu der Versorgungsspannung entspricht. Mit zunehmender mechanischer Belastung steigt der Lastwinkel an, bis bei etwa 90° Schrittverluste auftreten können.

StallGuard berechnet einen Stall-Wert st , der den Lastwinkel repräsentiert und somit Rückschlüsse auf das anliegende Drehmoment am Motor ziehen kann. Die Messgenauigkeit der st -Werte ist dabei maßgeblich von der Motordrehzahl abhängig und ist zwischen $50 - 200 \text{ min}^{-1}$ für den optimalen Betrieb einzustellen. Da der Treiber die st -Werte pro Vollschritt aktualisiert, ist die Abtastrate der Lastmessung proportional abhängig von der Motorgeschwindigkeit. Weiterhin beeinflussen der/die anliegende Motorstrom/-spannung, die eingestellte Mikroschrittauflösung und hardwareseitigen Motoreigenschaften die Berechnungen des *StallGuard* Algorithmus.

Da dieser Algorithmus nicht öffentlich dokumentiert ist, erfolgte die Optimierung der Hardware- und Firmwareparameter experimentell. Die iterative Abstimmung berücksichtigt die spezifischen Anforderungen des μ RIGS-Systems: Eine präzise Positionierung der Endeffektoren bei gleichzeitig sensitiver und echtzeitfähiger Kraftmessung. Das Augenmerk lag dabei auf der Realisierung realistischer Vorschubgeschwindigkeiten unter Gewährleistung ausreichender Drehmomente für eine sichere Instrumentenführung.

Die optimale Auslegung für den Seiltrommelantrieb ergab sich aus 0,46 Ncm Schrittmotoren mit einem 0,9° Schrittwinkel (17HM19-2004S, StepperOnline), 10:1 Planetengetrieben (EG17-G10, StepperOnline) und Seiltrommeln mit 22 mm im Durchmesser. Die hardwareseitige Treiberkonfiguration ist in Abbildung 4.15 dargestellt.

Messungen von Maurin et al. ergaben bei Punktionen laterale Nadelkräfte von 0,0021 N, was die geringe Einwirkung der seitlich wirkenden Kräfte aufzeigt [MBB⁺04]. Dagegen wurden in Vorschubrichtung bei Leberpunktionen, einschließlich der Hautdurchdringung, Höchstkräfte von 4 N gemessen. Diese Erkenntnisse führen zu der Schlussfolgerung, dass ein Kraftsensor mit einem DoF für das haptische Interaktionssystem (siehe Kapitel 4.2.7)

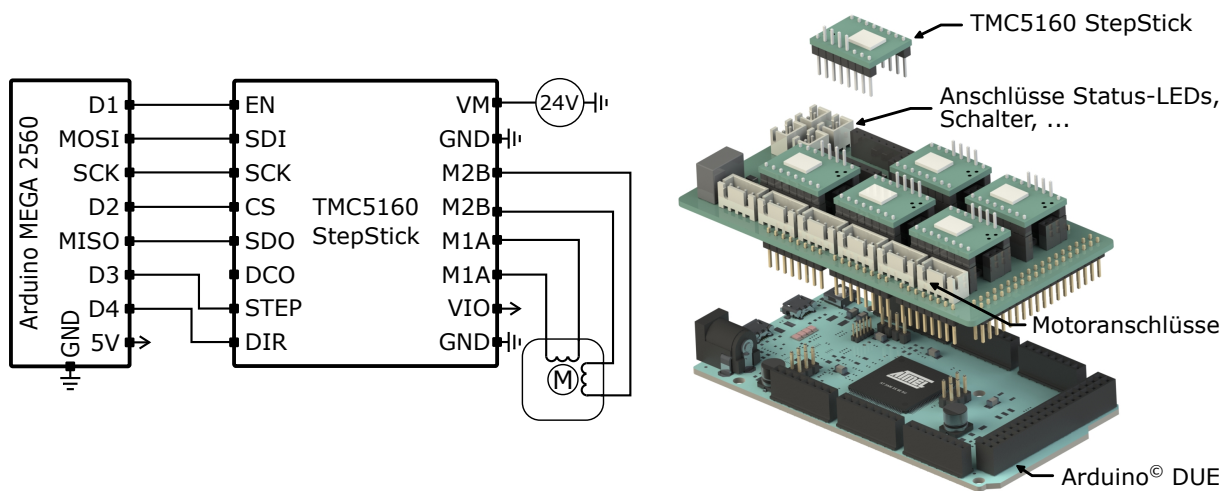


Abbildung 4.15: Hardwareseitige Motortreiberkonfiguration. (links) Vereinfachtes Blockschaltbild. (rechts) Darstellung der relevanten Komponenten zur Ansteuerung der Antriebseinheit.

ausreichend ist. Dieser sollte unter Berücksichtigung eines angemessenen Sicherheitsfaktors in der Lage sein, Kräfte bis zu 25 N zu messen [PKM⁺12].

Firmware

Die Firmware basiert auf einem Arduino[®] DUE Mikrocontroller, der durch AccelStepper- und TMC-Bibliotheken [Mik, tee] die Konfiguration des TMC5160 Treibers ermöglicht. Dies erlaubt die Steuerung der Schrittmotoren sowie die simultane Bestimmung der *st*-Werte. Die μ RIGS-Firmware ist grundlegend wie folgt strukturiert. Die implementierten Funktionen sind im Anhang A.2 zu finden.

1. Initiale Definition von Konstanten/Variablen und Konfiguration der seriellen Kommunikation, der Motortreiber sowie dessen Datenbus über das *Serial Peripheral Interface*.
2. Initiale Kalibrierung der jeweiligen DoFs, indem die kinematischen Endanschläge angefahren werden und die Transformationskonstante k_T als Quotient aus den dafür notwendigen Motorschritten und maximalen Positionen für jeden DoF über die Messung der *st*-Werte bestimmt werden.

Die optimale Spannung der jeweiligen Zugseile kann über das Spannen der Zugseile, bis der definierte *st*-Wert erreicht ist, und das Lockern der Zugseile um bestimmte Motorschritte in die entgegengesetzte Richtung, erreicht werden. Im Anschluss dieses Prozesses kann eine Referenzposition eingestellt werden, die relevant für die automatisierte Instrumentenpositionierung ist (siehe Kapitel 4.2.8): Gieren im Uhrzeigersinn, Rollen nach Links und Translation nach Oben bis zu den Endanschlägen.

3.1 Standby, bis Positionierungsdaten von der Workstation übergeben werden.

- Einzustellende Positionen (φ, θ, ρ) werden gelesen, dekodiert und mit Hilfe der Kalibrierungsdaten in notwendige Motorschritte MS transformiert.

$$\begin{aligned} MS_{\varphi} &= k_{T,\varphi} \cdot \varphi \\ MS_{\theta} &= k_{T,\theta} \cdot \theta \\ MS_{\rho} &= k_{T,\rho} \cdot \rho \end{aligned} \tag{4.3}$$

- Die Bewegungsfunktion wird so angesteuert, dass festgelegte Verfahrwege relativ zur aktuellen Position zurückgelegt werden, anstatt eine absolute Zielposition direkt anzufahren. So wird im automatischen Algorithmus gewährleistet, dass die Zielposition iterativ erreicht wird.

3.2 Standby bis Befehl zur Nutzung des haptischen Interaktionssystems während des Instrumentenvorschubs von der Workstation übergeben wird.

- Befehl zum Starten des Vorschubs wird gelesen und dekodiert.
- Die Bewegungsfunktion führt die Motordrehung für den Vorschub eines Instruments aus und übergibt alle 2 ms einen st -Wert an die Workstation für das haptische Interaktionssystem (Weiterverarbeitung siehe Kapitel 4.2.7).
- Alle 200 ms werden Benutzeraktionen wie das Stoppen des Vorschubs oder Herausziehen des Instruments abgefragt.

Vakuumerzeugung für das Robotik-Patienten Interface

Da Interventionen typischerweise zwischen 0,5 und 1,5 Stunden dauern können, ist eine kontinuierliche Vakuumversorgung für das Robotik-Patienten-Interface notwendig. Erste Tests zeigten, dass manuelle Handpumpen unzureichend waren, da Bewegungen des Patienten oder des μ RIGS-Systems die Abdichtung des Robotik-Patienten Interfaces beeinträchtigten und ein erneutes Pumpen erforderlich machten.

Daher wurde eine Miniatur-Membran-Vakuumpumpe (3003CD/0.7/E/12VDC, Metzger Technik GmbH) eingesetzt, die über einen 4 Meter langen PVC Vakuumschlauch (AQ-TPR-004, Schlauch24 GmbH) mit dem Robotik-Patienten Interface verbunden und am Ende des MRT-Tisches innerhalb der Antriebseinheit platziert ist. Das Vakuum wird durch einen bürstenlosen Gleichstrommotor erzeugt. Abhängig von der zugeführten Leistung kann ein maximaler relativer Unterdruck P_{vakuum} von $-0,35$ bar und eine maximale dynamische Förderrate von 850 mL/min erreicht werden. Je höher der aufgebaute Unterdruck bzw. das dabei notwendige Drehmoment, desto geringer die Förderrate bzw. Drehzahl [FN22].

Um die höchste Förderrate zu erhalten wurde der Motor mit 12 V versorgt. Das Drehmoment und somit der erzeugte Unterdruck kann durch die Einstellung des Stromes, der an den Motorphasen anliegt, beeinflusst werden. Dafür wurde ein Strombegrenzer⁴ entwickelt, der über ein Drehpotentiometer den Motorstrom begrenzen kann, je nachdem mit welchem Unterdruck das Robotik-Patienten Interface an dem Patienten angelegt werden soll (siehe Abbildung 4.16).

Die Pumpe kann über einen Schalter, der an dem Aluminiumgehäuse der Antriebseinheit angebracht ist, ein- und ausgeschaltet werden.

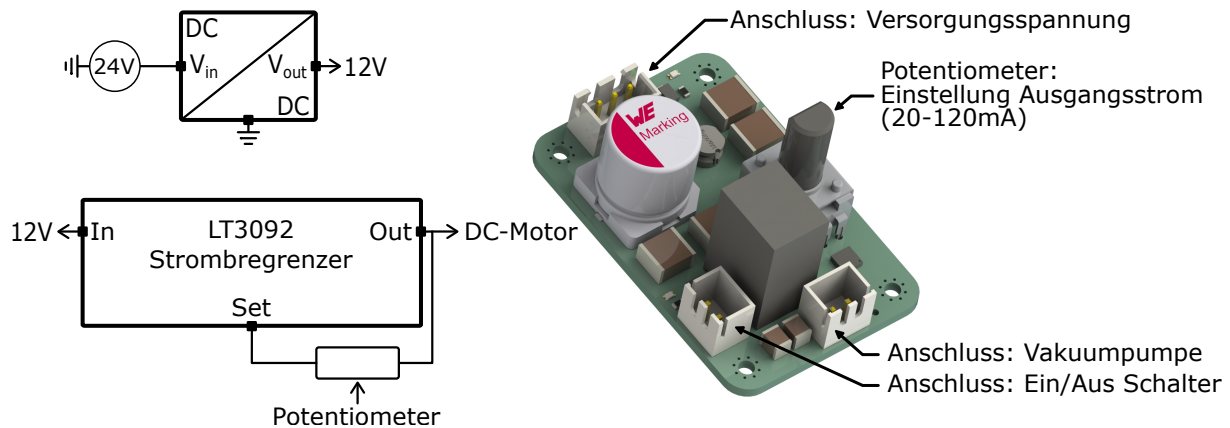


Abbildung 4.16: Hardwareseitige Vakuummotorregelung. (links) Vereinfachtes Blockschaltbild. (rechts) Darstellung der relevanten Komponenten.

4.2.7 Haptisches Interaktionssystem

Obwohl verschiedene interventionelle Robotertechnologien in der Forschung verfügbar sind, ist nur eine begrenzte Anzahl kommerziell zugänglich, und keine davon bietet haptisches oder taktiles Feedback (siehe Kapitel 3.1). Darüber hinaus schränkt die Anforderung an die MRT-Sicherheit den Einsatz von Sensormethoden ein. Aktuelle Sensortechnologien konzentrieren sich hauptsächlich auf die Positionsbestimmung und nutzen dabei optische Fasern, Faser-Bragg-Gitter, piezoelektrische und pneumatische Sensoren [HLZ⁺23, FK23]. Diese Technologien haben jedoch Nachteile wie Größenbeschränkungen, Probleme mit EMV und hohe Kommerzialisierungskosten.

Um die Einschränkungen aktiver Sensoren zu überwinden, bieten passive (sensorlose) Methoden einen alternativen Ansatz. Es existieren Konzepte von seilzugbetriebenen Robotersystemen, die Motordrehmomentmessungen als Kraftsensorik nutzen [ZN15, LLW⁺18], jedoch nicht für nabelbasierte Einsätze. Ein Interventionist kann die Nadelposition nicht nur über die Bildgebung, sondern auch über das haptische Gefühl beurteilen. Dies unterstreicht das Potenzial der Messung von *st*-Werten der μ RIGS-Antriebseinheit (siehe Kapitel 4.2.6).

⁴Fertigung von Anton Schlünz, Wissenschaftliche Hilfskraft am Forschungscampus STIMULATE

Im Rahmen dieser Arbeit wird ein haptisches Interaktionssystem basierend auf der eigenen Publikation [VES⁺24a] vorgestellt und evaluiert (siehe Abbildung 4.17). Das System ermöglicht sowohl interne Kalibrierungsprozesse als auch die Echtzeitübertragung mechanischer Lasten am Nadelhalter während des Gewebevorschubs an einen haptischen Controller (omega.6, Force Dimension). Diese Funktionalität bietet eine Alternative zur automatisierten Punktion (siehe Kapitel 4.2.8) durch manuelle Fernsteuerung von μ RIGS. Das integrierte haptische Feedback erlaubt dem Anwender eine direkte Gewebeverifizierung, was potenziell Präzision, Sicherheit und Akzeptanz der Fernsteuerung erhöhen könnte.

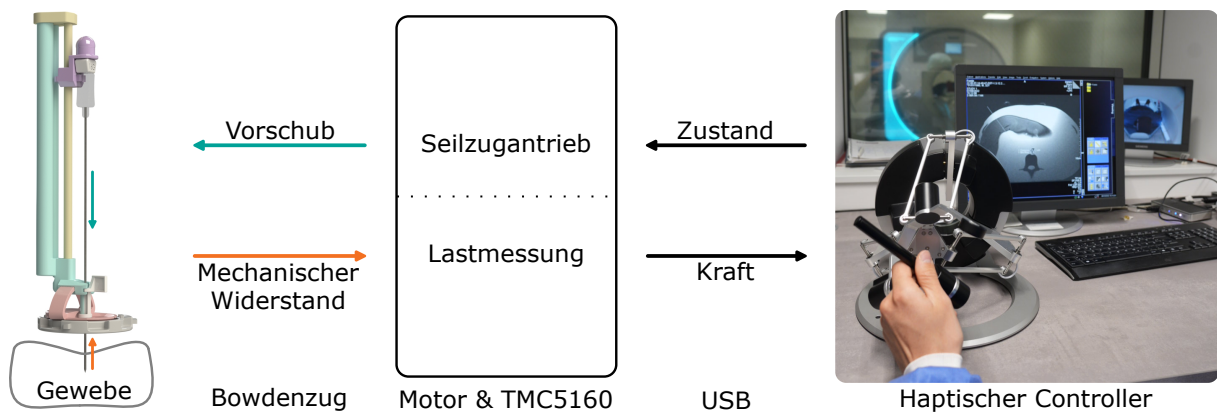


Abbildung 4.17: Funktionskonzept des haptischen Interaktionssystems.

Der omega.6 Controller ermöglicht eine Kraftübertragung von bis zu 12 N und Bewegungen in 6 DoF des Stylus, wobei das haptische Feedback in 3 DoF erfolgt. Der Stylus kann wie ein Stift gehalten werden mit der Möglichkeit mit einem Finger den frei programmierbaren Aktionsknopf zu betätigen.

Die Motorenregelung für den Vorschub wurde so konfiguriert, dass bei einem moderaten Instrumentenvorschub von 10 mm eine Abtastfrequenz f_{st} von 500 Hz erreicht wird. Das Programm ist wie folgt strukturiert, wobei die implementierten Funktionen im Anhang A.3 zu finden sind:

0. Nach dem Kalibrierprozess des ρ -DoFs wird im Leerlauf (ohne Punktionsnadel) ein mittlerer st -Wert st_0 berechnet.
1. Der Vorschub wird mit dem Aktionsknopf gestartet und alle 2 ms st -Werte erfasst.
2. Ein gleitender Mittelwert filtert mit einem Kern von $k = 25$ die erfassten Werte, um gleichzeitig ruckelfreies haptisches Gefühl zu erhalten und Sensitivitätsverluste zu minimieren (siehe Zwischenergebnisse 5.6.1). Zusätzlich dient eine experimentell ermittelte Gewichtung W_n der Priorisierung von neuen Werten, um Latenzen während

dynamischer Verläufe zu minimieren.

$$st_{\text{filter}} = \frac{1}{\sum_{i=1}^k W_k \cdot k} \sum_{i=1}^k W_n \cdot st_i \quad (4.4)$$

mit $W_n = [1,1,1,1,1,1,2,2,2,2,2,2,2,3,3,4,4,4,5,5,5,5,5,5]$

3. Die gefilterten Werte st_{filter} werden in Kräfte F umgerechnet und auf ein Maximum von 12 N skaliert, um die höchste Sensitivität am omega.6 zu erreichen.

$$F = 12 \text{ N} \cdot \left(1 - \frac{st_{\text{filter}}}{st_0}\right) \quad (4.5)$$

4. Die berechnete Kraft wird in z -Richtung auf dem omega.6 ausgegeben. Der Stylus wird dynamisch nach oben gedrückt, sodass der Anwender diesen aktiv nach unten drücken muss, um den Nadelvorschub zu simulieren. Der aktuell berechnete Wert wird so lange an das omega.6 System übertragen (etwa alle 100 μs), bis ein neuer st -Wert erfasst wird. So kann eine ruckelfreie Bedienung gewährleistet werden.
5. Alle 200 ms werden Benutzeraktionen abgefragt, wie Start/Stop des Vorschubs (Knopf am Stylus) oder Befehle wie Kalibrierung, Zurückziehen und Geschwindigkeitsänderungen.

Die implementierte Methodik der Kraftmessung (siehe Kapitel 4.2.6) ermöglicht ausschließlich eine haptische Rückmeldung nach Beginn des Vorschubs, jedoch keine Echtzeitanpassung der Nadelposition, -geschwindigkeit oder -beschleunigung. Dies erlaubt jedoch einen Fokus auf das haptische Gefühl während eines konstanten Instrumentenvorschubs.

4.2.8 Automatisierte Instrumentenpositionierung

Der Großteil der interventionellen Assistenzsysteme des Stands der Technik (siehe Kapitel 3.1) erreichen LoA 1. Somit sind solche Systeme per Definition keine Roboter, sondern ferngesteuerte Manipulatoren.

Das primäre Ziel dieser Forschungsarbeit ist die Entwicklung und Evaluation eines erhöhten Automatisierungsgrades (LoA 2-3) für das μRIGS -System. Durch die Steigerung des Automatisierungsniveaus soll eine effektive Balance zwischen manueller Kontrolle und automatisierten Prozessen erreicht werden, um die Effizienz und Präzision interventioneller Eingriffe zu verbessern, ohne dabei die Flexibilität und das Urteilsvermögen des medizinischen Personals zu beeinträchtigen.

Um einen geschlossenen Regelkreis zwischen Instrumentenpositionierung und -erkennung zu realisieren und somit das präzise Erreichen definierter Ziele in anatomischen Strukturen

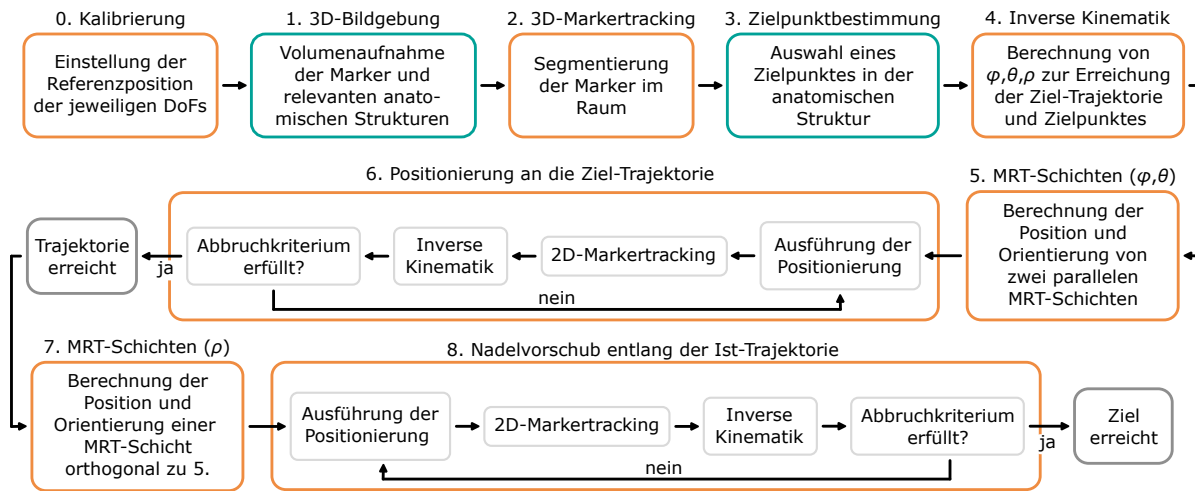


Abbildung 4.18: Algorithmus der automatisierten (orange) Instrumentenpositionierung mit μ RIGS, der zusätzlich Nutzereingaben (türkis) erfordert.

zu ermöglichen, ist ein effektives Systemtracking erforderlich. In dieser Arbeit wurde eine passive Trackingmethode implementiert, die auf den Erkenntnissen von Reichert et al. [RBVJ19] basiert. Diese Wahl begründet sich durch zwei wesentliche Faktoren: Zum einen können (semi-)aktive Techniken die MRT-Kompatibilität beeinträchtigen und erfordern eine komplexe Implementierung (siehe Kapitel 3.1.3). Zum anderen unterliegen optische Trackingmethoden Einschränkungen durch deren begrenztes Sichtfeld, was insbesondere in der beengten Umgebung des MRT-Tunnels problematisch sein kann.

Der μ RIGS-Automatisierungsalgorithmus (siehe Abbildung 4.18) basiert auf den Erkenntnissen der Masterarbeit von Gina Thieße (Gutachter: Oliver Speck, Marcel Gutberlet, Ivan Vogt) und einer eigenen Publikation [Gin23, GIT⁺23]. Im folgenden werden grundlegend die einzelnen Teilschritte des Algorithmus erläutert. Dazu sind die relevanten Funktionen im Anhang A.4, die in Python (3.12, Python Software Foundation) umgesetzt wurde zu finden.

Marker für passives Tracking

Das Design der passiven Marker war an folgende Kriterien und Anforderungen geknüpft.

- Die Marker ermöglichen die Erfassung von Gier- und Rollbewegungen zur Bestimmung der Trajektorienorientierung in beiden Koordinatensystemen (μ RIGS und MRT), während ein zusätzlicher Marker den Instrumentenvorschub detektieren kann.
- Die Funktionalität und Stabilität der Instrumentenpositionierungseinheit wird nicht beeinträchtigt oder verändert.
- Alle Marker können im MRT-Bild eindeutig voneinander differenziert werden.

- Das Nadelartefakt beeinträchtigt nicht das MRT-Signal der Marker.

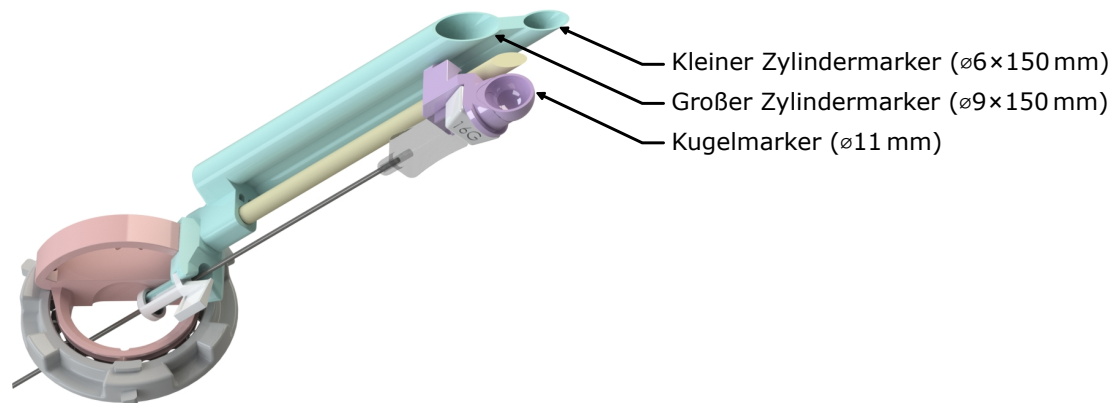


Abbildung 4.19: Markerkonzept für passives Tracking mit dem MRT.

Der Bogenschlitten, an dem die Vorschubseinheit (siehe Abbildung 4.10) und somit das Instrument integriert ist, rollt und giert im μ RIGS-Koordinatensystem. Dies bietet die Anknüpfung von zwei zylindrischen Markern entlang der Hochachse des Instruments. Die Zylinder besitzen unterschiedliche Durchmesser ($\varnothing_{\text{innen}}$ vom kleinen/großen Marker: 6 mm/9 mm), um eindeutig die Orientierung im Raum und somit den Pivotpunkt identifizieren zu können. Die Zylinder sind parallel zur Nadel in einem Abstand von etwa 15 mm angebracht. Diese Anordnung minimiert potenzielle Interferenzen zwischen dem Nadelartefakt und den wasserbasierten Markern. Die Zylindermarker und der Bogenschlitten sind aus einem Stück gedruckt, um geometrische Abweichungen in dynamischen Prozessen zwischen Instrument und Marker zu minimieren.

Der Instrumentenhalter folgt der vertikalen Translation für den Instrumentenvorschub. Ein Kugelmarker mit 11 mm Durchmesser wurde am oberen Ende des Halters mit 7 mm Abstand zu den metallischen Komponenten der Nadel integriert. Der Mittelpunkt des Markers ist koaxial zur Instrumentenachse ausgerichtet und definiert den Pivotpunkt.

Die T_1 -Relaxationszeit des Wassers kann durch Zugabe paramagnetischer Kontrastmittel gezielt verkürzt werden, wodurch auch bei Sequenzen mit kurzem TR ein hyperintensives und kontrastreiches MRT-Signal der Marker erzielt werden kann.

Hierfür wurde ein Gadolinium-basiertes Kontrastmittel ($0,5 \frac{\text{mmol}}{\text{mL}}$ Dotarem[®], Guerbet GmbH) verwendet. Zur Bestimmung der notwendigen Konzentration der Markerflüssigkeit wurde $T_1 = 150 \text{ ms}$ als relativ kurze Relaxationszeit eingestellt. Die Beziehung zwischen Kontrastmittelkonzentration c und resultierender T_1 -Zeit wird durch die Relaxivität r_1 beschrieben. Es gilt der folgende Zusammenhang zwischen der T_1 -Zeit mit Kontrastmittel und der natürlichen Relaxationszeit T_{1_0} bei 3 T [RBM⁺05]:

$$c = \left(\frac{1}{T_1} - \frac{1}{T_{1_0}} \right) \cdot \frac{1}{r_1} = \left(\frac{1}{0,15 \text{ s}} - 0,2 \frac{1}{\text{s}} \right) \cdot 0,28 \frac{\text{L}}{\text{mol s}} = 2,3 \frac{\text{mmol}}{\text{L}} \quad (4.6)$$

0. μ RIGS Kalibrierung

Die Kenntnis über die Referenzposition der DoFs der Instrumentenpositionierungseinheit (siehe Kapitel 4.2.6) und die damit verbundene Stellung der Marker im Raum ist die Grundlage für die eindeutige Berechnung der einzunehmenden Ziel-Trajektorie. Diese Kalibrierung ist vor jedem Automatisierungsdurchlauf notwendig.

1. 3D-Bildgebung

Zur optimalen Visualisierung der Marker bei gleichzeitiger Erfassung anatomisch relevanter Strukturen wurde eine T_1 -gewichtete FLASH-Sequenz implementiert. Diese Sequenz ermöglicht eine zeiteffiziente Bildakquisition bei gleichzeitig hohem Kontrast der mit Kontrastmittel dotierten Marker (siehe Sequenzparameter in Tabelle A.2, Nr.1). Basierend auf der T_1 -Zeit der Marker und TR der Sequenz wurde der optimale Flipwinkel $\alpha_E = 17,5^\circ$ nach Formel 2.2 berechnet, um ein maximales SNR zu gewährleisten.

Die initiale Volumenaufnahme erfolgt bevor die Kommunikation der μ RIGS-Workstation mit dem MRT hergestellt wird. Dafür wählt der Anwender das *3D_Volume_FLASH*-Sequenztemplate am MRT aus und positioniert den Schichtstapel so, dass die Marker und die anatomisch relevante Region für die Bildgebung abgedeckt sind. Dieses Template wird nicht gestartet, sondern lediglich geschlossen.

Nach erfolgter Verbindung der μ RIGS-Workstation (Details in Kapitel 4.2.9) mit dem MRT-System kann die Bildakquisition über die grafische Benutzeroberfläche (GUI) mittels des {Start: 3D-Planungsvolumen}-Befehls initiiert werden. Nach 6 min Aufnahmezeit wird der generierte 3D-Bilddatensatz automatisch an die Workstation übertragen.

2. 3D-Markertracking

Der zuvor aufgenommene 3D-Bilddatensatz (siehe Abbildung 4.20, links) wird einerseits in ein 3D-Array als Grundlage für die Markersegmentierung und andererseits in eine portable Netzwerkgrafik für die weitere Visualisierung in der GUI konvertiert.

Die Markersegmentierung basiert auf einem Schwellwertverfahren, das unter Berücksichtigung der bekannten Markergeometrie eine dreidimensionale Punktwolke generiert. Die anschließende Hauptkomponentenanalyse ermittelt die charakteristischen Achsen der Punktwolke, wobei die erste Hauptkomponente die Längsachse des zylindrischen Markers definiert. Die beiden weiteren Hauptkomponenten beschreiben die Querschnittsebene und ermöglichen die Bestimmung des Zylinder- und Kugelradius [PC13].

Die räumliche Orientierung und Position der Marker, kombiniert mit den bekannten

geometrischen Beziehungen der mechanischen Komponenten der Instrumentenpositionierungseinheit in der Referenzposition, ermöglichen die Berechnung des Pivotpunkts, der Hochachse (Gierachse) und der Ist-Trajektorie $\vec{\rho}_{\text{Ist}}$ der Punktionsnadel. Diese Parameter werden für Dokumentationszwecke in textbasierten Dateiformaten abgespeichert und bilden die Grundlage für die nachfolgende Berechnung der inversen Kinematik.

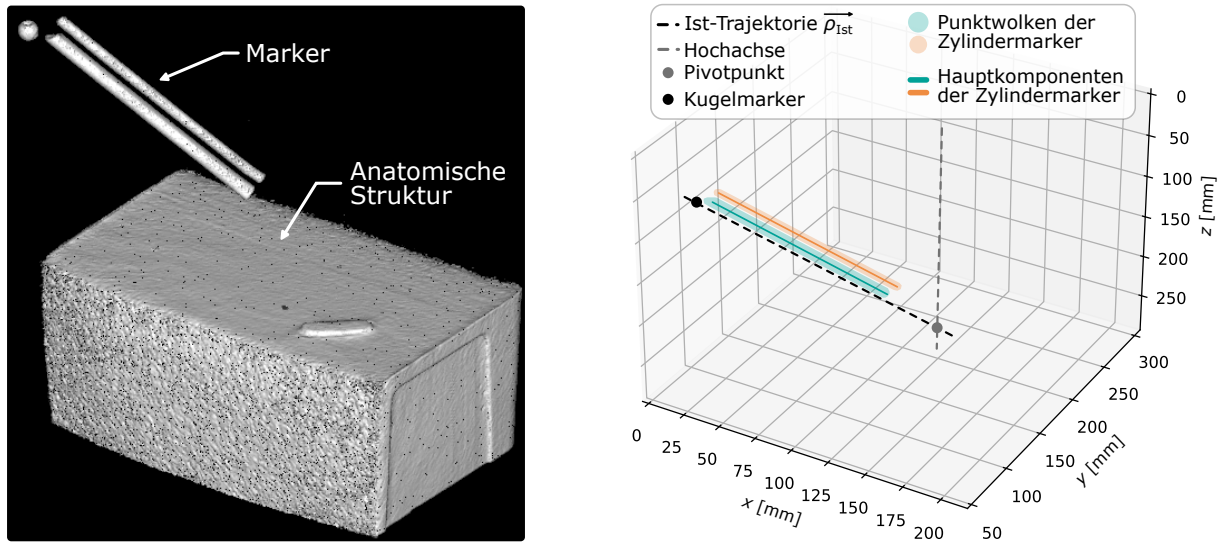


Abbildung 4.20: 3D-Markertracking. (links) Unbearbeitete Volumenaufnahme der Marker außerhalb der anatomischen Struktur. (rechts) Ergebnis des 3D-Trackingalgorithmus nach der Hauptkomponentenanalyse.

3. Zielpunktbestimmung

Nach erfolgreichem Markertracking ermöglicht die GUI eine interaktive Navigation durch die transversalen Schichten des 3D-Volumens (siehe Abbildung 4.28). Der Anwender kann den Zielpunkt P_{Ziel} in der gewünschten anatomischen Region definieren. Eine separate Verifizierungsansicht dient der Überprüfung und Bestätigung der Zielauswahl, bevor die Koordinaten zur Berechnung der inversen Kinematik übermittelt werden.

4. Inverse Kinematik

Die Berechnung der erforderlichen Bewegungsabläufe der Instrumentenpositionierungseinheit basiert auf den räumlichen Koordinaten des Zielpunkts P_{Ziel} und den Markerpositionen (siehe Abbildung 4.21). Die Bestimmung der Ziel-Trajektorie $\vec{\rho}_{\text{Ziel}}$ und der daraus resultierenden kinematischen Parameter erfolgt in einem dreistufigen Prozess.

1. Gier- φ und Rollwinkel θ werden ohne Richtungszuweisung nach Formel 4.2 berechnet.

2. Die Berechnung der optimalen Instrumentenausrichtung erfolgt durch eine richtungsabhängige Analyse. Hierbei werden verschiedene Winkelkonfigurationen als simulierte Trajektorien im 3D-Raum evaluiert. Für jede Konfiguration wird der Abstand zwischen $\vec{\rho}_{\text{Ziel}}$ und der simulierten Trajektorie quantifiziert. Die Konfiguration mit der geringsten Abweichung zur $\vec{\rho}_{\text{Ziel}}$ wird als optimale Lösung selektiert.
3. Die Berechnung des erforderlichen Nadelvorschubs ρ erfolgt entlang $\vec{\rho}_{\text{Ziel}}$ unter Berücksichtigung der bekannten Position des Kugelmarkers und der definierten Nadellänge.

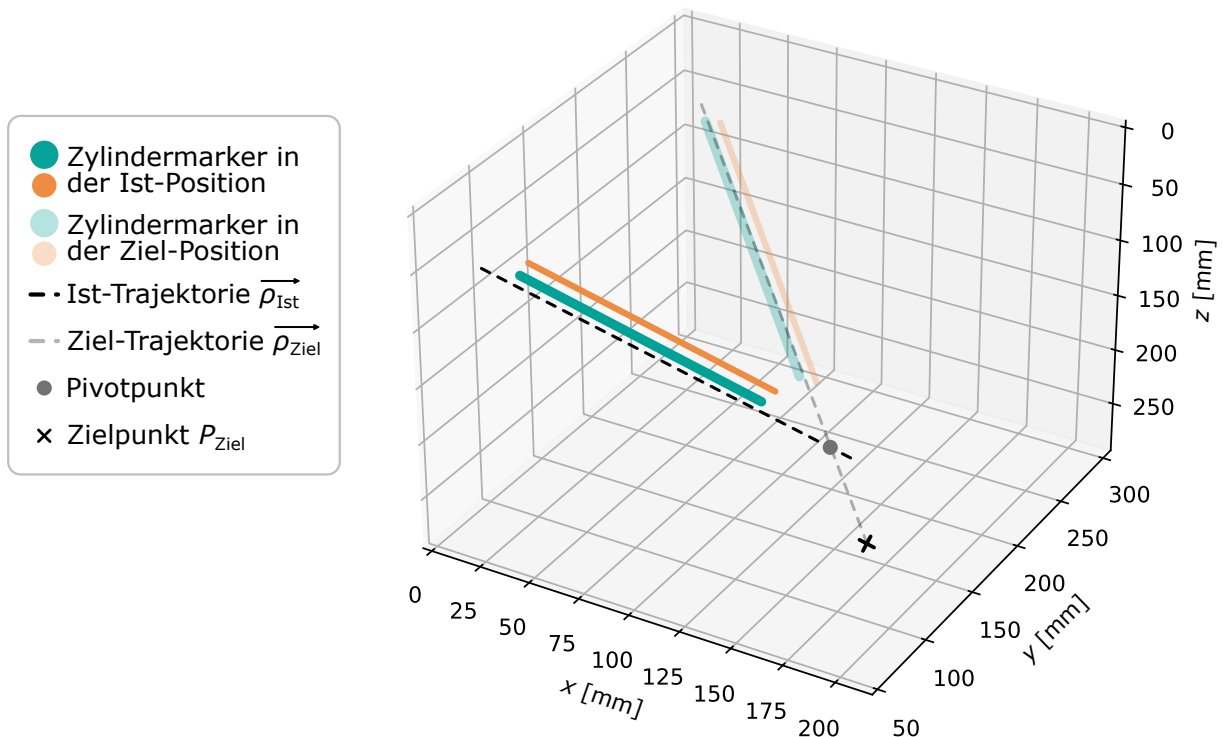


Abbildung 4.21: Räumliche Beziehung zwischen Ist- und Ziel-Trajektorie vor der initialen Instrumentenpositionierung.

Die errechneten Parameter werden in textbasierten Dateiformaten abgespeichert, die für Dokumentationszwecke und als Eingabe für Bewegungsprozesse der μ RIGS-Antriebseinheit dienen.

5. MRT-Schichten (Gierwinkel φ , Rollwinkel θ)

Für die Vorbereitung der autonomen Positionierung an die Ziel-Trajektorie werden zwei parallele MRT-Aufnahmeschichten definiert, die orthogonal zu $\vec{\rho}_{\text{Ziel}}$ als deren Normalenvektor orientiert sind. Die Positionierung dieser Schichten erfolgt durch Berechnung der Vektoren für Frequenz- und Phasenkodierung sowie der Mittelpunkte der jeweiligen Ebenen. Die Schichten werden in einem Abstand von 50 mm zueinander platziert, wobei die

untere Schicht einen Abstand von 45 mm zum unteren Ende der Zylindermarker aufweist (siehe Abbildung 4.22). Die berechneten Schichtparameter werden zunächst in das MRT-

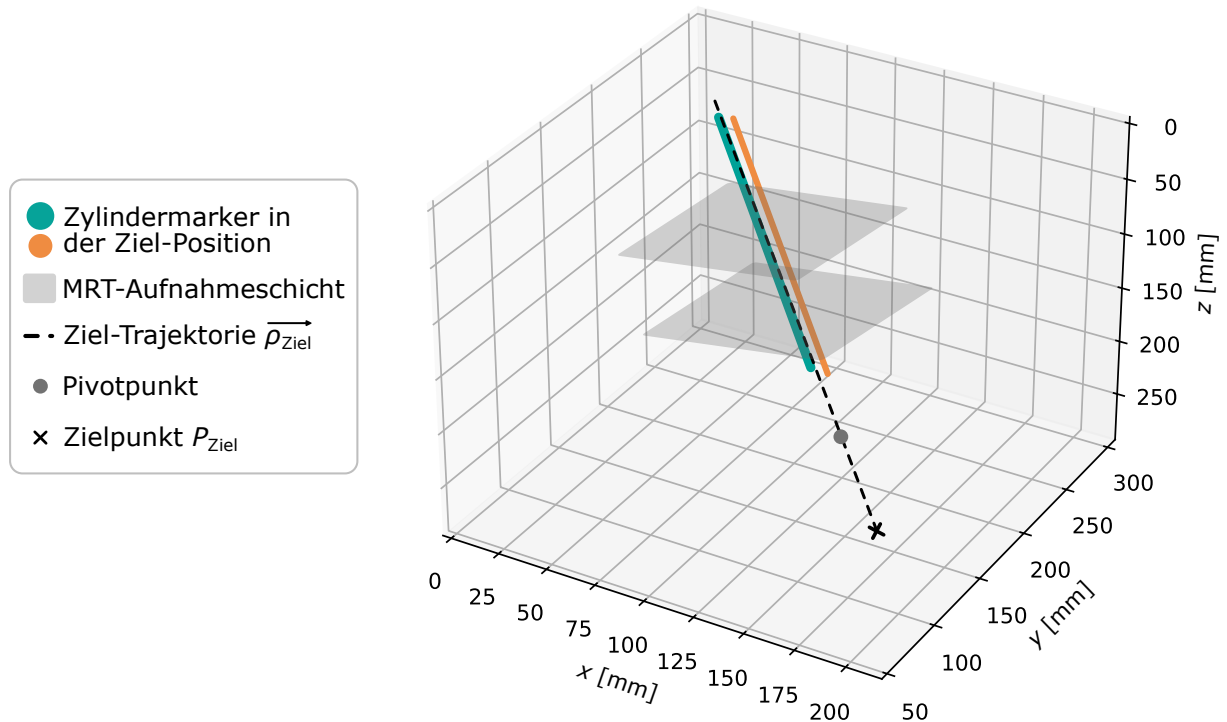


Abbildung 4.22: Räumliche Ansicht der zwei MRT-Aufnahmeschichten an der Zielregion zur Detektion der Zylindermarker.

Koordinatensystem transformiert, wobei die erforderliche Orthogonalität zwischen Phasen- und Frequenzkodierungsvektoren durch Berechnung des Skalarprodukts sichergestellt wird. Anschließend werden die resultierenden Parameter in textbasierten Dateiformaten gespeichert und an die *2Slice_FLASH*-Sequenz übergeben. Für die dynamische Bildgebung wurde eine $T1$ -gewichtete FLASH Sequenz implementiert, die hyperintense Markerkontraste bei einer Akquisitionszeit unter 1 s ermöglicht. Die Sequenzparameter des *2Slice_FLASH*-Protokolls sind in Tabelle A.2, Nr.2 dokumentiert. Der optimale Flipwinkel $\alpha_E = 18^\circ$ wurde gemäß Formel 2.2 bestimmt, um eine maximale Signalintensität der kontrastmittelgefüllten Marker zu gewährleisten.

6. Positionierung an die Ziel-Trajektorie

Nach Abschluss des initialen 3D-Markertrackings und der Definition der MRT-Schichten im Zielgebiet kann der Anwender die automatische Instrumentenpositionierung initiieren. Die Aktivierung erfolgt über den {Start: Positionierung an die Ziel-Trajektorie}-Befehl in der GUI.

Die berechneten Gier- und Rollwinkel werden an die μ RIGS-Antriebseinheit übermittelt. Nach erfolgter Instrumentenausrichtung startet automatisch das *2Slice_FLASH*-Protokoll.

Die akquirierten Bilddaten werden unmittelbar an die Workstation übertragen und in ein 2D-Array für das nachfolgende 2D-Markertracking konvertiert.

Die phasenbasierte Kreuzkorrelation (POCC) hat sich als effiziente Methode zur Bestimmung von Bildtranslationen etabliert und wurde in robotischen iMRT Anwendungen mehrfach validiert [KZM⁺13, ORB⁺08, RBVJ19, ZSK⁺14]. Im Kontext des 2D-Markertrackings

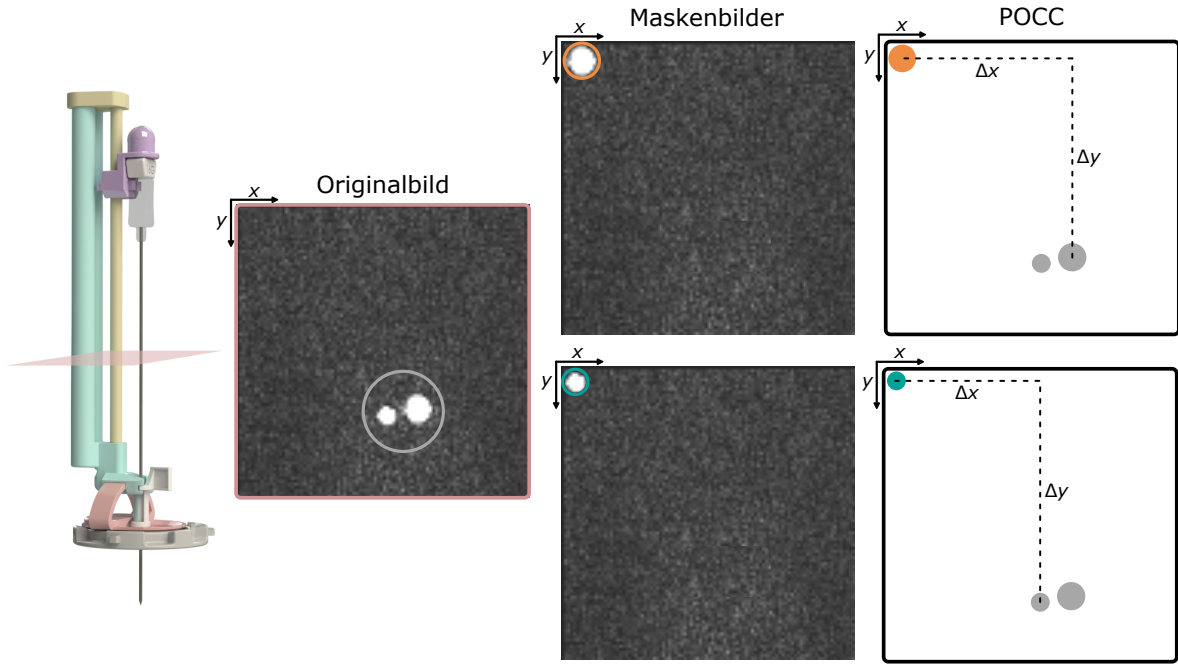


Abbildung 4.23: Funktionsweise von POCC.

wird die Position eines Markers durch die Verschiebung ($\Delta x, \Delta y$) als das Maximum der normalisierten Faltung zwischen einem synthetischen Maskenbild $M(x, y)$ und dem MRT-Originalbild $I(x, y)$ definiert (siehe Abbildung 4.23) [ORB⁺08]:

$$(\Delta x, \Delta y) = \max [\text{POCC}(x, y)] = \max \left[\frac{I(x, y)}{\|I(x, y)\|} * \frac{M(x, y)}{\|M(x, y)\|} \right] \quad (4.7)$$

Der definierte Durchmesser jedes Markers dient als Vorwissen zur eindeutigen Identifikation des jeweiligen Zylindermarkers.

Gemäß den mathematischen Zusammenhängen von Foroosh et al. [FZB02] kann zur Verfeinerung der Pixelgenauigkeit eine Schwerpunktberechnung um das ermittelte Maximum der POCC-Funktion durchgeführt werden [ORB⁺08]:

$$(\Delta x, \Delta y) = \left(\frac{\sum_{i,j=-n}^n x_i \text{POCC}(x_i, y_i)}{\sum_{i,j=-n}^n \text{POCC}(x_i, y_i)}, \frac{\sum_{i,j=-n}^n y_i \text{POCC}(x_i, y_i)}{\sum_{i,j=-n}^n \text{POCC}(x_i, y_i)} \right) \quad (4.8)$$

Für die Subpixel-Analyse wurde ein ROI mit einer Kantenlänge von $2n + 1$ Pixeln definiert, wobei $n = 3$ festgelegt wurde, um die Präzision der Markerlokalisierung erhöhen.

Nach der POCC Berechnung werden in der jeweiligen Schicht, der zwei parallelen MRT-

Aufnahmeschichten, die $(\Delta x, \Delta y)$ -Koordinaten für zwei Punkte des jeweiligen Markers bestimmt. Aus jeweils zwei Punkten, die in den 3D-Raum umgerechnet werden, kann ein Vektor berechnet werden, welcher die Längsachse der Zylindermarker in der Ist-Trajektorie $\vec{\rho}_{\text{Ist}}$ repräsentiert.

Die Übereinstimmung zwischen $\vec{\rho}_{\text{Ist}}$ und $\vec{\rho}_{\text{Ziel}}$ wird anhand eines Schwellenwertkriteriums evaluiert. Das System verifiziert die räumliche Abweichung an vier definierten Punkten in allen Raumrichtungen (x, y, z) . Bei einer Abweichung unter 1,2 mm wird das Abbruchkriterium⁵ erfüllt und der Status des Erreichens der Ziel-Trajektorie an die GUI übermittelt. Bei Überschreitung der zulässigen Abweichung berechnet das System mittels inverser Kinematik übrig gebliebene Gier- und Rollwinkel für die pRIGS-Antriebseinheit. Diese iterative Positionskorrektur wird fortgeführt, bis das definierte Präzisionskriterium erfüllt ist. Nach jeder Iteration wird eine räumliche Ansicht der Ist- und Ziel-Markerposition und

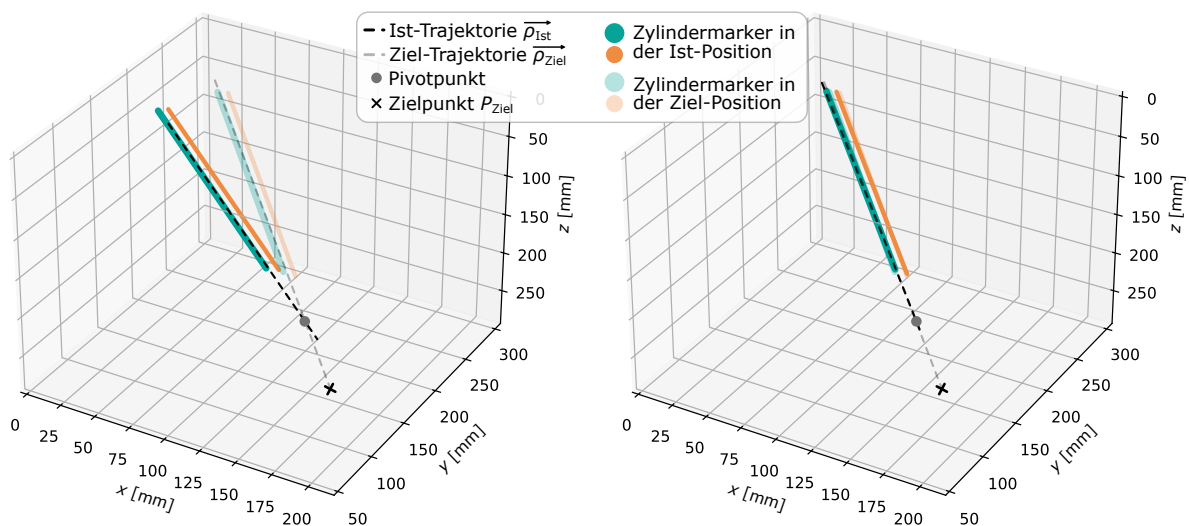


Abbildung 4.24: Räumliche Ansicht der Positionierungsabfolge der Ist-Trajektorie an die Ziel-Trajektorie.

den jeweiligen Trajektorien in der GUI dargestellt (siehe Abbildung 4.24).

7. MRT-Schichten (Instrumentenvorschub ρ)

Zur Vorbereitung des autonomen Vorschubs wird eine MRT-Aufnahmeschicht definiert, die entlang $\vec{\rho}_{\text{Ist}}$ verläuft und orthogonal zu den zwei MRT-Aufnahmeschichten (5. Teilschritt) orientiert ist. Die Positionierung dieser Schicht erfolgt durch Berechnung der Vektoren für Frequenz- und Phasenkodierung sowie des Mittelpunktes, der auf den Pivotpunkt projiziert wird (siehe Abbildung 4.25). Die berechneten Schichtparameter werden zunächst in das MRT-Koordinatensystem transformiert, wobei die erforderliche Orthogonalität

⁵Der Parameter wurde experimentell optimiert, um die Stabilität des Algorithmus zu gewährleisten und Endlosschleifen zu vermeiden

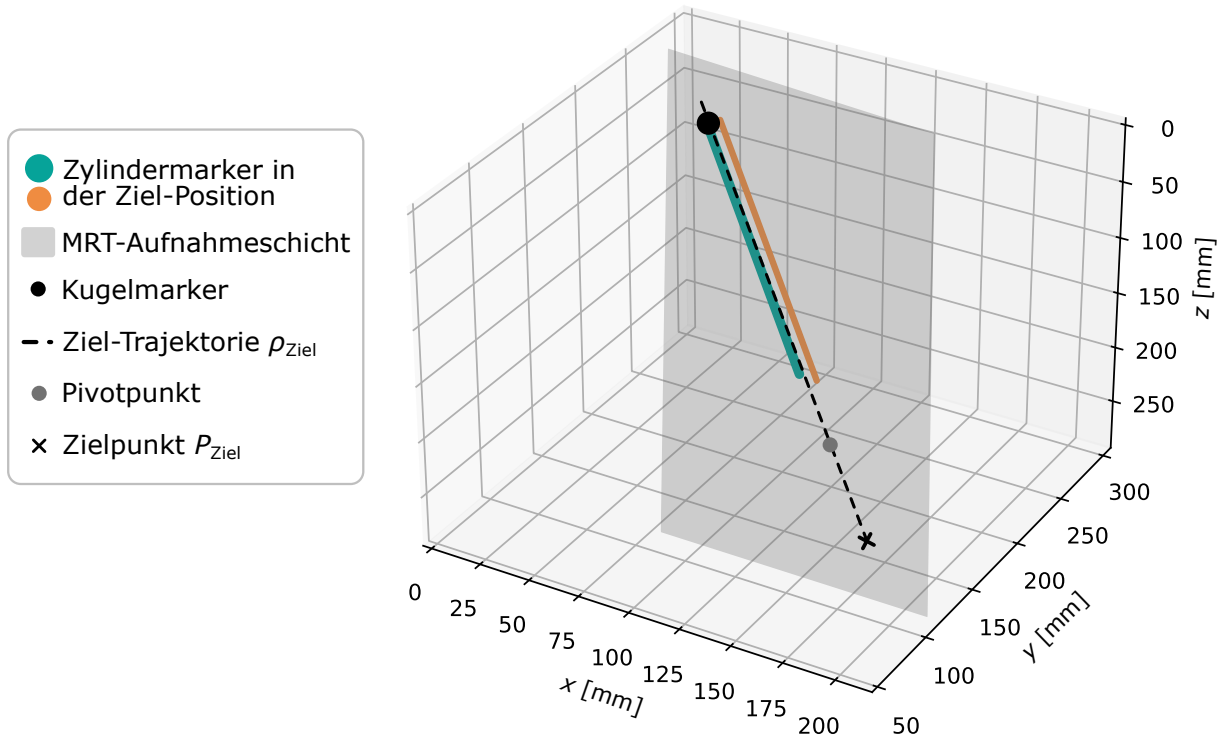


Abbildung 4.25: Räumliche Ansicht der dritten Aufnahmeschicht in der Zielregion.

zwischen Phasen- und Frequenzkodierungsvektoren durch Optimierung des Skalarprodukts sichergestellt wird.

Anschließend werden die resultierenden Parameter in textbasierten Dateiformaten gespeichert und an das *3rdSlice_TRUFI*-Protokoll übergeben. Die implementierte $T1/T2$ -gewichtete TRUFI Sequenz ermöglicht die simultane Visualisierung des Kugelmarkers, der relevanten anatomischen Strukturen sowie der Nadelposition und deren Artefakte in einer Querschnittsebene. Die Sequenzparameter wurden optimiert, um diagnostisch relevante Gewebekontraste bei gleichzeitig maximaler Signalintensität des Markers zu gewährleisten. Mit einer Akquisitionszeit von unter 500 ms erfüllt die *3rdSlice_TRUFI*-Sequenz (siehe Sequenzparameter in Tabelle A.2, Nr.3) die Anforderungen an eine echtzeitfähige interventionelle Bildgebung.

8. Nadelvorschub entlang der Ist-Trajektorie

Nach der Positionierung und Definition der MRT-Schicht im Zielgebiet kann der Anwender die automatische Instrumentenpositionierung starten, als Alternative zur ferngesteuerten Nadelvorschubsteuerung mit haptischem Feedback. Die Aktivierung erfolgt über den {Start: Automatisch}-Befehl in der GUI.

Der initial berechnete Instrumentenvorschub ρ wird an die μ RIGS-Antriebseinheit übermittelt. Nach erfolgter Instrumentenausrichtung startet automatisch das *3rdSlice_TRUFI*-Protokoll. Die akquirierten Bilddaten werden unmittelbar an die Workstation übertragen

und in ein 2D-Array für das nachfolgende 2D-Kugelmarkertracking (siehe Trackingkonzept in Abbildung 4.23 und mathematische Beschreibung in Formeln 4.7 und 4.8).

Die 3D-Koordinaten des Zielpunkts P_{Ziel} werden auf die 2D-Ebene der akquirierten Bildschicht projiziert. Basierend auf der Position des Kugelmarkers, von P_{Ziel} und der definierten Nadellänge erfolgt die Berechnung von $\vec{\rho}_{\text{Ist}}$ sowie der resultierenden Nadelspitzenposition. Das System überprüft kontinuierlich die Differenz zwischen P_{Ziel} und der Nadelspitzenposition. Bei einer Abweichung unter 0,3 mm wird das Abbruchkriterium⁶ erfüllt und der Status des Erreichens des Ziels an die GUI übermittelt. Andernfalls initiiert das System automatisch ein neues *3rdSlice_TRUFI*-Protokoll. Dieser Prozess wird iterativ fortgesetzt, bis das definierte Abbruchkriterium erreicht ist.

Nach jeder Iteration wird in der GUI die MRT-Aufnahme der dritten Bildebene visuali-

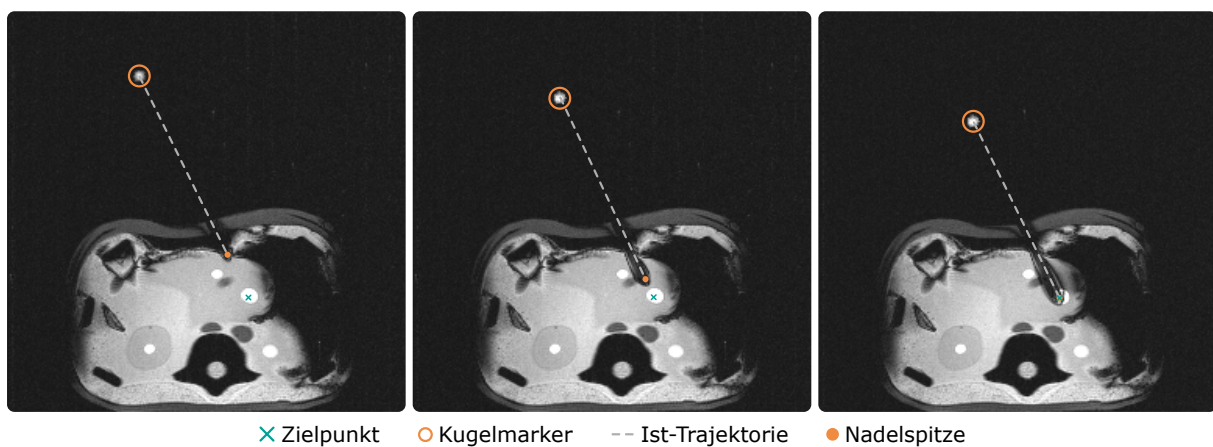


Abbildung 4.26: Ansicht der dritten MRT-Aufnahmeschicht im Instrumentenvorschublauf (von links nach rechts).

siert, ergänzt durch die berechneten geometrischen Parameter der Nadelführung (siehe Abbildung 4.26).

4.2.9 Workstation

Die Workstation (siehe Abbildung 4.27) fungiert als zentrale Steuereinheit für die Koordination und Kommunikation zwischen der Antriebseinheit (Kapitel 4.2.6), dem haptischen Interaktionssystem (Kapitel 4.2.7) und der automatisierten Instrumentenpositionierung (Kapitel 4.2.8). Die Implementierung erfolgt auf einem Standardcomputer ohne spezielle Hardwareanforderungen.

Die bidirektionale Kommunikation zwischen μ RIGS-Workstation und MRT-Konsole wird durch die Access-i Software realisiert. Diese Schnittstelle ermöglicht mittels spezifischer Bibliotheken [SF20] das Laden, Modifizieren und Ausführen von Sequenzprotokollen sowie

⁶Der Parameter wurde experimentell optimiert, um die Stabilität des Algorithmus zu gewährleisten und Endlosschleifen zu vermeiden

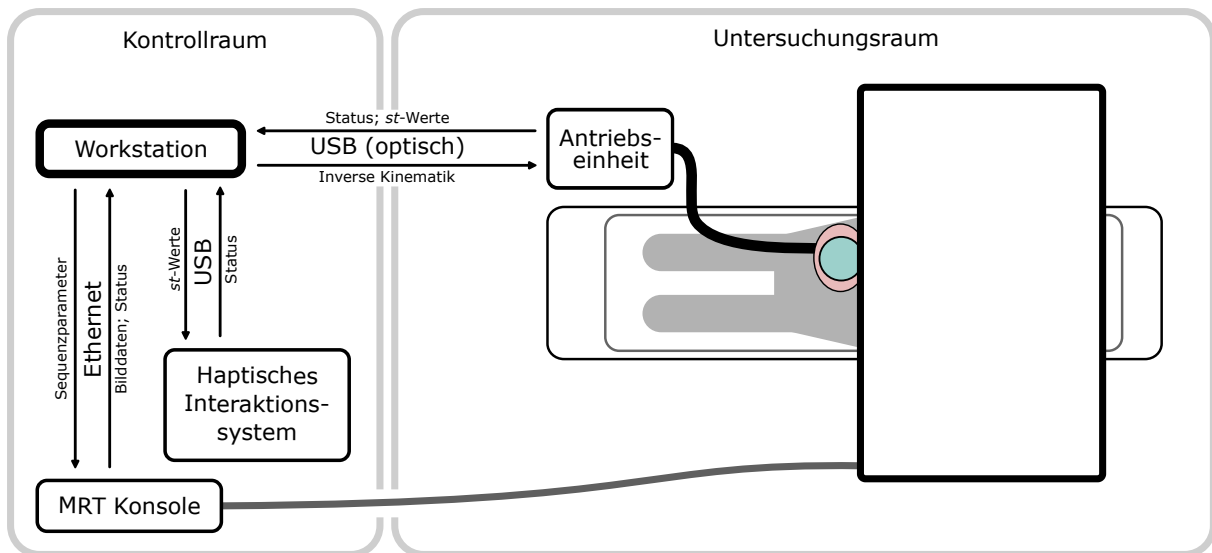


Abbildung 4.27: Konzept der µRIGS-Workstation.

den Export der akquirierten Bilddaten.

Die praktische Implementierung der Systemfunktionen basiert auf einer von Julian Alpers am Forschungscampus STIMULATE entwickelten Software-Architektur [Alp23]. Das in C++ programmierte System nutzt Qt Creator (5.12, The Qt Company) und CMake (3.14.0-rc1, kitware Inc) für die Entwicklung der GUI. Die Softwarearchitektur ist modular in vier spezialisierte Manager strukturiert, die eine Interaktion zwischen der Workstation und dem MRT-System ermöglicht (siehe weitere Erläuterungen im Anhang A.5):

- Die Kommunikation zwischen Workstation und MRT-System erfolgt über eine Ethernet-Verbindung. Nach erfolgreicher Überprüfung der Access-i Server Verfügbarkeit wird der Remote-Client registriert und authentifiziert. Die bidirektionale Datenübertragung wird durch einen Websocket-Kanal realisiert, wobei die Hostkontrollfunktion am MRT-System manuell aktiviert werden muss, um die Kommunikation zu aktivieren.
- Patienten- oder systemspezifische Informationen können aufgerufen werden.
- Verfügbare MRT-Sequenzprotokolle, die zuvor in der Protokollliste des MRT-Systems definiert wurden, werden in einer interaktiven Liste zur Auswahl durch den Anwender an der Workstation bereitgestellt.
- Spezifische Sequenzparameter können dynamisch angepasst werden. Die modifizierten Sequenzprotokolle können individuell gestartet und beendet werden, wobei die Parameteränderungen in Echtzeit wirksam werden.
- MRT-Bilder können im *Digital Imaging and Communication in Medicine*-Format abgerufen werden.

- Alle beschriebenen Funktionen können über eine GUI ausgeführt und der Status sowie die gesammelten Informationen angezeigt werden.

Aufbauend auf dieser Grundarchitektur wurden wesentliche Erweiterungen und Anpassungen implementiert, um das μ RIGS-Gesamtkonzept zu realisieren. Diese Modifikationen basieren auf den Forschungsergebnissen der Masterarbeit von Gina Thieße (Gutachter: Oliver Speck, Marcel Gutberlet und Ivan Vogt) [Gin23].

Modifikation an der vorhandenen Access-i Software und GUI

Der *Network Manager* wurde so modifiziert, dass Befehle an die Automatisierungssoftware über einen Websocket gesendet werden. Dabei wird eine Verbindung zu dem wartenden Server aufgebaut, um Befehle ausführen zu können. Umgekehrt kann die Access-i Software Textdateien mit abgespeicherten Parametern während des automatischen Positionierungsalgorithmus lesen und weiterverarbeiten.

Dem *Sequence Manager* wurde grundlegend eine weitere Funktion hinzugefügt, welche die notwendige Schichtposition und -orientierung einstellen und diese Parameter in dem Protokoll anpassen kann bevor die jeweilige Sequenz ausgeführt wird. Der interne Prozess zum Laden und Ausführen von Sequenzprotokollen wurde durch eine Fehlerbehandlungsroutine optimiert. Bei unzuverlässiger Ausführung im automatischen Algorithmus wird der Prozess automatisch wiederholt, um eine robuste Sequenzausführung zu gewährleisten.

Im *UI Manager* wurden jegliche Definitionen und Funktionen hinterlegt, die im direkten Zusammenhang mit den Nutzereingaben während der automatischen Instrumentenpositionierung stehen (siehe Kapitel 4.2.8).

Die GUI wurde um einen μ RIGS-Tab (siehe Abbildung 4.28) erweitert. Dieser ermöglicht die sequenzielle Ausführung und Verifizierung des Positionierungsalgorithmus gemäß der in Kapitel 4.2.8 definierten Prozessabfolge.

Nach erfolgreicher Ausrichtung zur Ziel-Trajektorie bietet das System zwei Optionen für den Instrumentenvorschub. Neben dem automatisierten Modus kann durch Aktivierung des {Start: Ferngesteuert inkl. haptisches Feedback}-Befehls der ferngesteuerte Vorschub mittels haptischem Interaktionssystem initiiert werden. In beiden Modi erfolgt die Bildgebung und Auswertung durch das *3rdSlice_TRUFI*-Protokoll. Im haptischen Modus läuft das Sequenzprotokoll kontinuierlich, bis der Anwender den Prozess manuell terminiert.

Ein schreibgeschütztes Textfenster dokumentiert kontinuierlich den Prozessablauf, einschließlich der bereits absolvierten Schritte, ausstehender Eingaben und des aktuellen Systemstatus. Im rechten Bereich der GUI werden kontextabhängige Visualisierungen entsprechend der jeweiligen Prozessphase dargestellt.

Der μ RIGS *Advanced Control*-Tab repliziert die Grundfunktionalitäten des Standardin-



Abbildung 4.28: GUI zur Steuerung des μ RIGS-Systems. Abfolge (1.–3.) der notwendigen Nutzerinteraktionen. (rechts) Beispielhafte Visualisierung der Zielpunktauswahl.

terfaces, bietet jedoch erweiterte Interaktionsmöglichkeiten für die Systemverifizierung einzelner Prozessschritte.

4.3 Konzept und Umsetzung des Bewegungsphantoms

Medizintechnische Entwicklungen wie das zuvor präsentierte μ RIGS unterliegen einer strengen Validierung hinsichtlich Sicherheit und Wirksamkeit innerhalb des vorgesehenen iMRT-Workflows gemäß Standards wie ISO 10993-1 [DINc] und ISO 14155 [DINd] für in-vivo Versuche, wenn eine Kommerzialisierung angestrebt wird [KGP⁺17]. Aufgrund ethischer Bedenken und hoher Kosten von Tier- und klinischen Studien gewinnen alternative Testmethoden zunehmend an Bedeutung. Dies führte zur verstärkten Entwicklung ausgereifter Phantome für das chirurgische Training und die Validierung medizintechnischer Geräte [WHZW17].

In dem vorliegenden Zusammenhang wurden bisher Phantome primär für spezifische Aspekte entwickelt, sei es die exakte Abbildung der menschlichen Anatomie für die gewählte Bildgebungsmodalität, die präzise Nachbildung der Organbewegung während der Atmung oder die Simulation eines realistischen Punktioneindrucks (siehe Kapitel 3.2.2). Auf Basis der daraus resultierenden Anforderungen (siehe Kapitel 4.1) ist das Ziel dieser Arbeit die Entwicklung eines kostengünstigen und individuell anpassbaren abdominalen Bewegungsphantoms – MURPHY. Dieses Phantom soll gewebespezifische MRT-Eigenschaften,

die menschliche Anatomie und die durch die Atmung bedingten Organbewegungen für nadelbasierte Eingriffe simulieren. MURPHY basiert auf den Gestaltungs- und Machbarkeitsergebnissen der eigenen Publikation [VES⁺24b] und besteht aus einem Abdomen-Phantomkörper, welcher grundlegend die anatomische Struktur wiedergeben soll und sich für Punktionsversuche unter der MRT-Bildgebung eignet. Die Atmenbewegungseinheit ist für die Simulation der atemgetriggerten Organbewegung während der Echtzeit MRT-Bildgebung zuständig. Im folgenden werden die zwei Komponenten in der Konzipierung und Umsetzung näher erläutert.

4.3.1 Abdomen-Phantomkörper

Der Abdomen-Phantomkörper basiert auf segmentierten CT-Datensätzen [Ske] und umfasst Muskeln, Leber, Lebertumore, Nieren, Rest-Gewebe (Kombination von Magen, Milz, Darm) und Rippenstrukturen, um die grundlegende Anatomie des Abdomens nachzubilden (siehe Abbildung 4.29).

Frühere Studien haben gezeigt, dass PVA-K aufgrund der Biokompatibilität, niedrigen Herstellungskosten, Elastizität und Gleitfähigkeit ein vielversprechendes Material für die Simulation von Weichgewebe in Phantomen darstellt (siehe Kapitel 3.2.1) [WBYM14]. Die Materialsynthese basiert auf der physikalischen Vernetzung von PVA-Molekülen in wässriger Lösung durch kontrollierte Gefrier-Tau-Zyklen (GTZ). Dieser Prozess resultiert in der Ausbildung eines dreidimensionalen, semitransparenten Polymernetzwerks mit definierten viskoelastischen Eigenschaften. Die mechanischen und MRT-relevanten Eigenschaften des PVA-K lassen sich durch systematische Modifikation der Polymerkonzentration und der GTZ individuell einstellen. Die Integration von Saccharose (raffinierter Zucker) [AMVGF⁺19], Natriumchlorid (Tafelsalz) [AMVGF⁺19] und Kaliumsorbat (E202, Buxtrade GmbH) [YK07] ermöglicht eine weitere Feinjustierung der Materialeigenschaften. Kaliumsorbat dient dabei zusätzlich als Konservierungsmittel zur Prävention mikrobieller Kontamination.

Die knöchernen Strukturen des thorakolumbalen Übergangs (Th10-L4) sowie die korrespondierenden Rippen wurden mittels additiver Fertigung aus Polycarbonat (PC, Stratasys Inc.) realisiert [FZM⁺17]. Für die Simulation der elastischen Komponenten des Thorax – Rippenknorpel und Bandscheiben – kam thermoplastisches Polyurethan (Flexfill TPU 98A, Fillamentum Manufacturing Czech s.r.o.) zum Einsatz. Diese Materialkombination gewährleistet die erforderliche mechanische Flexibilität während der respiratorischen Bewegungssimulation. Die Assemblierung der Komponenten erfolgte durch einen elastischen Polyurethan-Klebstoff (Turbo Fix2 Flex, UHU GmbH & Co. KG).

Die modulare Konstruktion des Abdomen-Phantomkörpers ermöglicht den selektiven Austausch der Leber- und Nierenkompartimente. Dies gewährleistet die maximale Flexibilität

für verschiedene Anwendungsszenarien durch die Integration alternativer Gewebeäquivalente oder ex-vivo Organpräparate, ohne dass eine Neufertigung des Grundkörpers erforderlich ist.

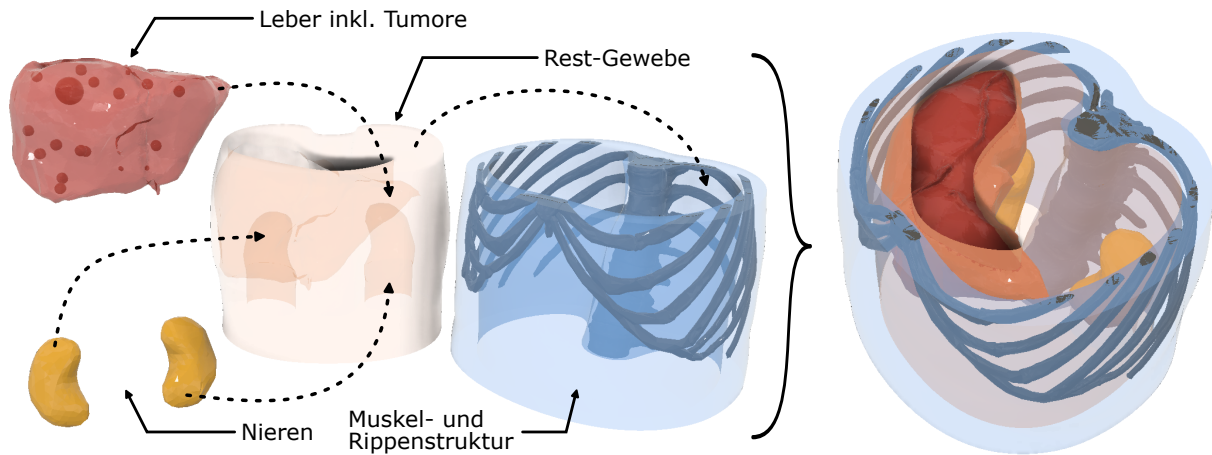


Abbildung 4.29: Abdomen-Phantomkörper aufgeteilt in einzelne Gewebekompartimente. Das Leberkompartiment enthält Tumore mit einem Durchmesser von 1–5 mm.

Die Zusammensetzung der einzelnen Kompartimente (siehe Tabelle 4.1) wurde durch systematische Iterationen experimentell optimiert, bis die resultierenden Materialeigenschaften eine maximale Approximation der realen Gewebeparameter erreichten.

Die Synthese des Abdomen-Phantomkörpers basiert auf der thermischen Prozessierung

Tabelle 4.1: Zusammensetzung der PVA-K basierten Gewebe-Kompartimente. GTZ mit Gefrierzeit bei -20°C und Tauzeit bei 21°C . Die Leber Tumore wurden zusätzlich 3 Tage bei 21°C getrocknet.

Kompartiment	GTZ / Gefrierzeit / Tauzeit	Massenanteil [%]			
		PVA	Kaliumsorbat	Saccharose	NaCl
Muskel	3 / 15 h / 18 h	12	1	20	0,5
Rest-Gewebe	2 / 24 h / 24 h	15	5	0	0
Leber	2 / 15 h / 15 h	13	0,5	35	0,6
Leber Tumor	5 / 13 h / 15 h	12	0,5	0	0,5
Niere	4 / 12 h / 12 h	12	0,5	0	0,5

einer PVA-Wasser-Suspension. Die PVA-Granulate werden in destilliertem Wasser bei 96°C unter kontinuierlicher mechanischer Agitation aufgelöst, bis eine homogene, viskose Lösung entsteht. Zur Gewährleistung der definierten Konzentration erfolgt die Kompensation des Verdampfungsverlusts durch Zugabe von destilliertem Wasser. Die Modifikation der Materialeigenschaften erfolgt durch sequenzielle Addition von Natriumchlorid während der Thermoprocessing sowie Saccharose und Kaliumsorbat nach Abschluss der thermischen

Behandlung.

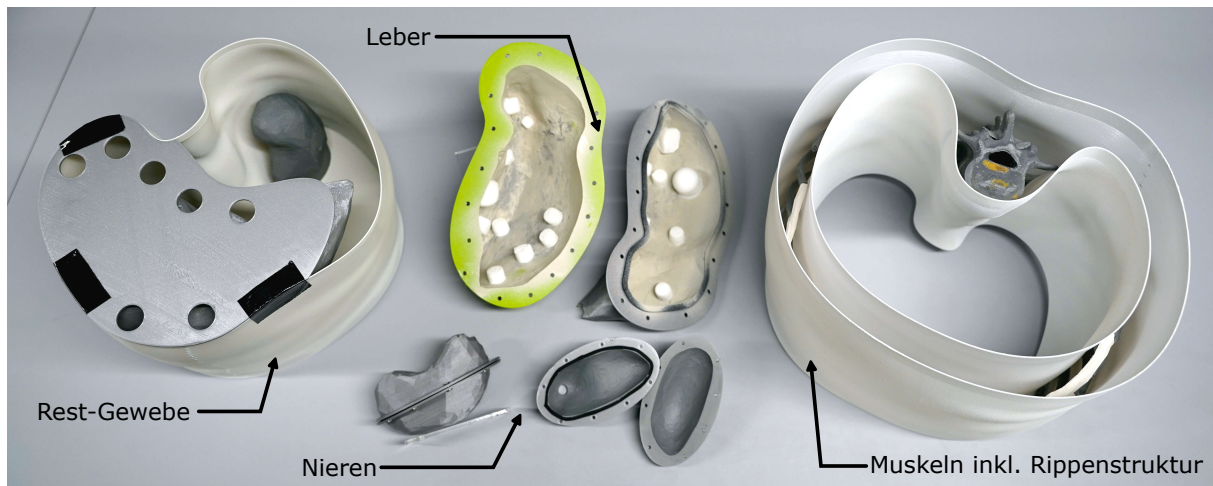


Abbildung 4.30: Additiv gefertigte Herstellungformen für den Abdomenphantomkörper. Gelöstes PVA fixiert die PVA-K Lebertumore an der Leberform.

Nach Abkühlung der Lösungen auf Raumtemperatur erfolgt die Befüllung und Versiegelung der spezifischen Formwerkzeuge (siehe Abbildung 4.30). Die Gefrierzyklen werden in einem industriellen Kühlsystem und das Auftauen im freien Raum unter definierten Temperatur- und Zeitparametern durchgeführt (siehe Tabelle 4.1). Die Integration der Lebertumore in das Leberkompartiment erfolgt durch Applikation einer nicht vernetzten PVA-Lösung als Adhäsivschicht vor Initiierung der GTZs. Der Gesamtprozess der Kompartimentsynthese inklusive Lösungspräparation, Formgebung und GTZs, erstreckt sich über einen Zeitraum von 4-6 Tagen.

4.3.2 Atembewegungseinheit

Die Konzeption der respiratorischen Simulationseinheit basiert auf dem Antriebsprinzip des μ RIGS-Systems (siehe Abbildung 4.31). Ein NEMA 23 Schrittmotor (23HE30-2804S, StepperOnline) überträgt die Rotationsbewegung auf einen Aluminium-Gewindestab, der mittels korrespondierender Kunststoff-Gewindemutter (DST-LS-12X25, igus[®] GmbH) eine translatorische Bewegung ausübt. Über einen diaphragma-inspirierten Stempel wird eine zyklische Kompression des Abdomen-Phantomkörpers bewirkt.

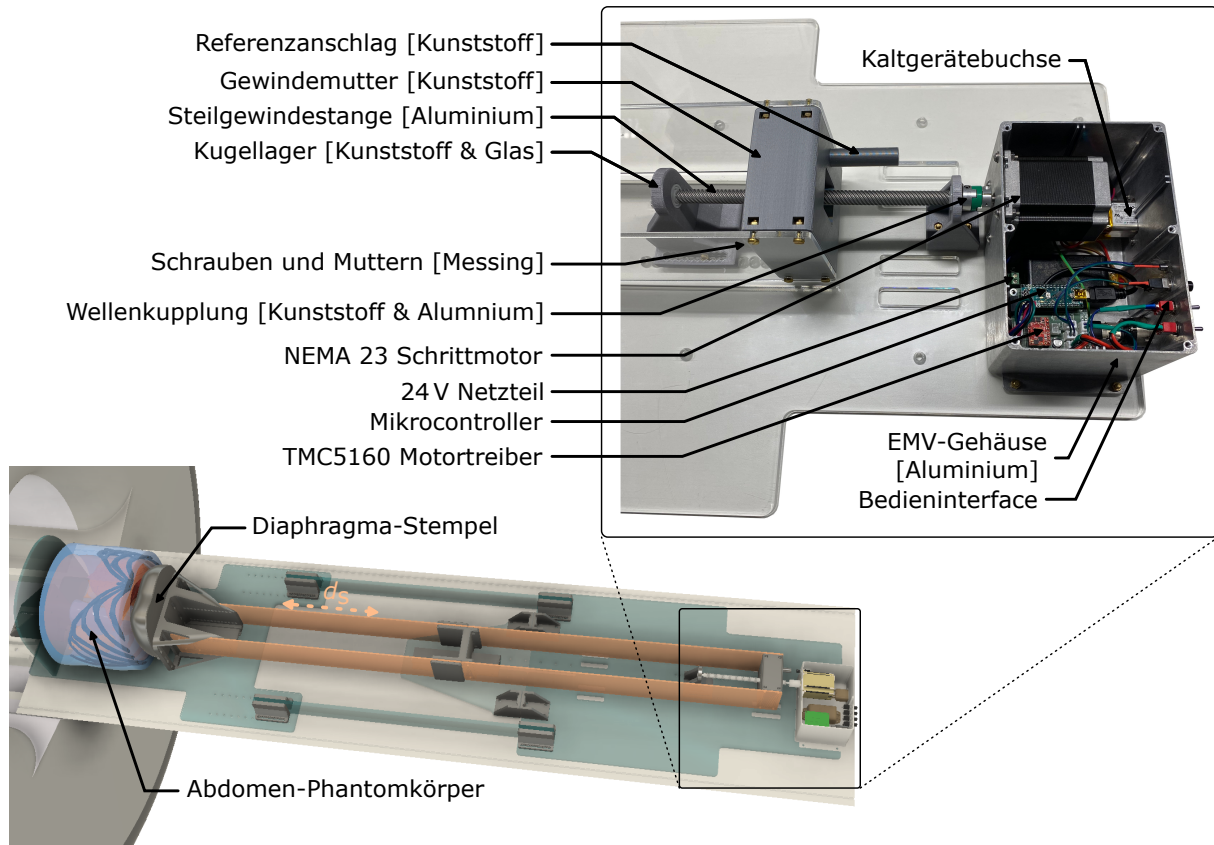


Abbildung 4.31: Die Atembewegungseinheit besteht aus statischen Acrylplatten (türkis) und um d_s beweglichen Acrylplatten (orange), die durch den Diaphragma-Stempel den Abdomenphantomkörper verformen. (grau) Additiv gefertigte PETG-Verbindungssteile. (vergrößert) Antriebseinheit wandelt rotatorische in translatorische Bewegungen d_s um.

Die Motorsteuerung erfolgt über einen TMC5160 StepStick-Treiber (Analog Devices Inc.) in Kombination mit einem Arduino[®] NANO Mikrocontroller und einer Stromversorgung (IRM-30-24ST, MEAN WELL Inc.). Zur elektromagnetischen Abschirmung sind sämtliche elektronischen Komponenten gefiltert und in einem EMV-Gehäuse (517-4156, RS Components GmbH) integriert.

Die räumliche Separation zwischen Antriebseinheit und Abdomenphantom beträgt 190 cm, realisiert durch lineare Verlängerungselemente zur Gewährleistung der MRT-Kompatibilität. Die mechanische Konstruktion basiert auf Acrylglaskomponenten (XT 5 mm, Kunststoffplattenonline GmbH), die primär mittels Messingverschraubungen und additiv gefertigten Kunststoffen (PETG, Fillamentum Manufacturing Czech s.r.o.) verbunden sind. Komponenten im direkten MRT-Umfeld sind ausschließlich mit Nylonverschraubungen ausgeführt.

Firmware

Die MURPHY-Firmware basiert auf der AccelStepper- und TMC-Bibliothek [Mik, tee], analog zur μ RIGS Implementierung. Diese Bibliotheken ermöglichen die spezifische Konfi-

guration des TMC5160 Treibers für die Steuerung der Schrittmotorbewegungen und die simultane Lastmessung. Die Architektur der MURPHY-Firmware gliedert sich wie folgt, wobei die Funktionsimplementierungen im Anhang A.6 dokumentiert sind:

1. Initiale Definition von Konstanten/Variablen und Konfiguration des Motortreibers sowie dessen Datenbus mit *Serial Pheripheral Interface*.
2. Lesen der Stellung der zwei Bedienschalter, die am EMV-Gehäuse angebracht sind, um den gewählten Bewegungsmodus einzustellen.
3. Die initiale Positionierung zur Bestimmung der Referenzpositionen erfolgt über die Messung der *st*-Werte. Zunächst wird die Gewindemutter bis zum Referenzanschlag in Richtung Gehäuse bewegt, wobei ein charakteristisches Lastmoment am Motorschaft detektiert wird. Anschließend wird eine Bewegung in die Gegenrichtung eingeleitet bis der Stempel den Abdomen-Phantomkörper berührt und erneut ein definiertes Lastmoment generiert. Diese Referenzposition markiert den Ausgangspunkt des zu simulierenden Atemmusters und bildet die Basis für die nachfolgende zyklische Bewegungssequenz.
4. Die Konversion respiratorischer Bewegungsmuster erfolgt durch algorithmische Transformation in motorspezifische Geschwindigkeits- und Beschleunigungsparameter. Der selektierte Betriebsmodus determiniert dabei die zyklische Bewegungscharakteristik, die in kontinuierlicher Iteration ausgeführt wird. Folgende Betriebsmodi sind verfügbar:
 1. Modus: Der Diaphragma-inspirierte Stempel führt durch zyklische Kompression die spezifische Organbewegung des Abdomen-Phantomkörpers aus. Die Expansionsamplitude s_D orientiert sich mit 1,5–3,5 cm an physiologischen Zwerchfellbewegungen [WG51]. Das im Folgenden entwickelte Atemmuster basiert auf humanphysiologischen Studien [BWC⁺06, TCJ⁺83]. Dabei kann die Position $s(t)$ innerhalb des Atmungzyklus abhängig von der Ein- T_{ein} oder Ausatemzeit T_{aus} über

$$s(t) = \frac{s_D}{2} \left(\cos \left(\frac{t \cdot \pi}{T} \right) + 1 \right); T = \begin{cases} T_{\text{ein}} & \text{für } -T_{\text{ein}} \leq t \leq 0 \\ T_{\text{aus}} & \text{für } 0 < t < T_{\text{aus}} \end{cases} \quad (4.9)$$

definiert werden. T_{ein} und T_{aus} lassen sich individuell an eine gewünschte physiologische Atemfrequenz anpassen. Diese bewegt sich typischerweise im Bereich von 14–19 Atemzyklen pro Minute [BWC⁺06, TCJ⁺83].

2. Modus: Stochastische Modulation des Basismodus (1. Modus) durch Integration randomisierter Parameter zur Approximation nicht-reproduzierbarer physiologischer Organbewegungen.

3. Modus: Atemmuster kann an definierten Positionen $s(t)$ angehalten werden

4.4 Experimenteller Aufbau

Die in diesem Kapitel beschriebene experimentelle Methodik dient dazu, Einsichten in die Funktionalität und Machbarkeit von μ RIGS und MURPHY innerhalb des vorgesehenen iMRT-Workflows zu gewinnen. Alle Experimente im direkten MRT-Bezug wurden an einem 3 T MRT-System (Siemens MAGNETOM Skyra, Siemens Healthineers AG) in den räumlichen Gegebenheiten des Forschungscampus STIMULATE durchgeführt. Die Nachbereitung und Analyse der erhobenen Daten erfolgte mittels MATLAB (The MathWorks Inc., Version 24.1.0 (R2024a)).

4.4.1 Analyse der MRT-Kompatibilität

Eine zentrale Anforderung an externe Systeme im MRT-Umfeld ist die Gewährleistung der MRT-Kompatibilität und die Einstufung als mindestens bedingt MRT-sicher (siehe Kapitel 2.2.2). Die aktuelle Praxis der Validierung bezieht sich auf die Normen IEC 62464-1 [DINb] und ASTM F2119 [ASTa], jedoch fehlt es an einem einheitlichen Standard speziell für externe aktive Systeme in einer MRT-Umgebung. Im Rahmen dieser Untersuchung wurde evaluiert, ob die HF-Emissionen der motorischen Antriebseinheiten von μ RIGS und MURPHY die MRT-Bildqualität in Bezug auf Artefakte und SNR beeinflussen (siehe Abbildung 4.32). Die Abwesenheit metallischer Komponenten direkt im MRT-Tunnel schließt die Notwendigkeit einer Evaluation der B_0/B_1 -Feldhomogenität, thermischer Effekte sowie mechanischer Vibrationen aus.

Die Bildakquisition erfolgte an einem zylindrischen 1900 mL MRT-Phantom (8624186 K2285, Siemens Healthineers AG) in sagittaler, transversaler und koronaler Orientierung mittels der Körperspule unter Verwendung einer SE- und GRE-Sequenz (siehe Sequenzparameter in Tabelle A.1, Nr.4–5). Zusätzlich wurden 1500 Spektren über die gleiche Spule aufgezeichnet, um lokale Artefakte (z.B. Zipper-Artefakte) detailliert zu analysieren (siehe Sequenzparameter in Tabelle A.1, Nr.6). Der Vergleich umfasste zwei grundlegende Zustände: einen Referenzzustand ohne Antriebseinheiten im Untersuchungsraum (Referenz) und einen Zustand mit aktiven Motoren (Aktiv). Für den μ RIGS-Aufbau wurden zwei zusätzliche Zustände betrachtet: Standby (optisches USB-Kabel durch den *Waveguide*, ohne Datentransfer; Motorenbewegung inaktiv) und Aktiv+ (optisches USB-Kabel durch

den *Waveguide*, mit Datentransfer; Motorenbewegung aktiv).

Die Berechnung des SNR nach Formel 2.3 im MRT-Bild und der Analyse der Spektren wird in den Auswerteskripten⁷ beschrieben.

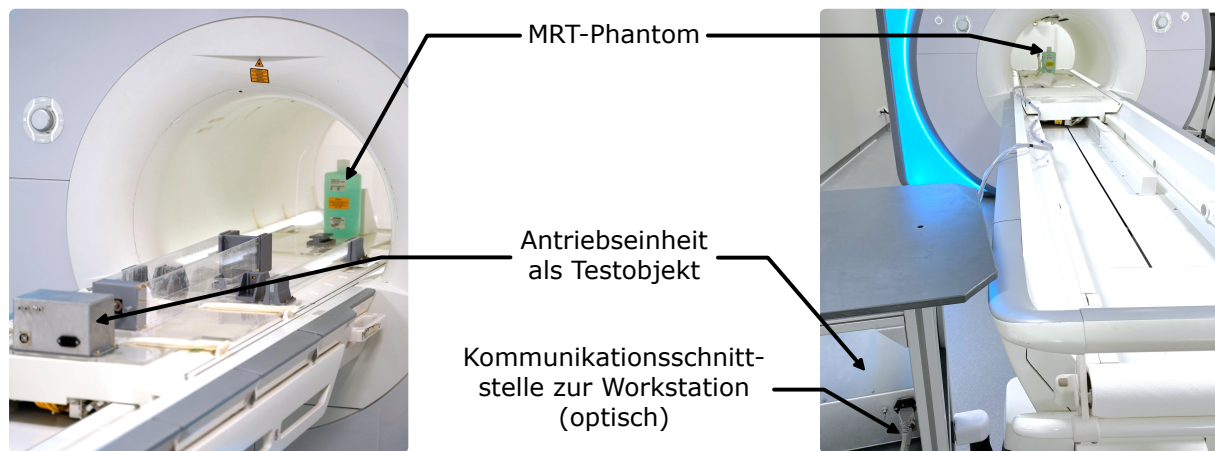


Abbildung 4.32: Versuchsaufbau zur Evaluation der MRT-Kompatibilität von μ RIGS und MURPHY.

Weiterhin wurde der Einfluss des statischen Magnetfelds auf die Funktionalität der μ RIGS- und MURPHY-Antriebseinheiten analysiert. Die systematische Evaluation erfolgte durch schrittweise Reduktion des Abstands zum MRT-System bei simultaner Quantifizierung der lokalen Magnetfeldstärke mittels eines Hall-Sensors (THM1176, Metrolab Technology SA). Dabei wurden fundamentale Systemfunktionen wie Motorsteuerung und Datenkommunikation bis zum Erreichen der Funktionalitätsgrenze getestet. Die mechanische Fixierung der Antriebseinheiten am MRT-Tisch erfolgte aus Sicherheitsgründen mittels eines Gurtsystems.

4.4.2 Analyse der Haltekräfte des Robotik-Patienten Interface

Zur Evaluierung der Fixierungsmöglichkeiten des Robotik-Patienten-Interfaces wurden die Haltekräfte an verschiedenen Körperregionen eines männlichen Probanden (28 Jahre, 184 cm, 68 kg) analysiert. Die Untersuchung umfasste Messpunkte an Brust, Schulter, Abdomen und Oberschenkel, um die Variabilität unterschiedlich geformter Körperareale zu berücksichtigen (siehe Abb. 4.33).

Die manuelle Pumpe (HV 90.8, Autotestgeräte LEITENBERGER GmbH) mit integriertem Manometer ersetzte die elektronische Vakuumpumpe zur Erzeugung definierter statischer Unterdrücke P_{vakuum} von $-0,1$ bar, $-0,2$ bar und $-0,3$ bar. Die Begrenzung des Unterdrucks diente der Prävention von Hautverletzungen, die sich in initialen Tests äußerten (siehe

⁷Programmiert von Thomas Gerlach, Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Forschungscampus STIMULATE



Abbildung 4.33: Versuchsaufbau zur Evaluation der Haltkräfte des Robotik-Patienten Interfaces. (links) Positionierung an verschiedenen Körperbereichen auf der Hautoberfläche. (rechts) Messung der notwendigen Zugkräfte F_z mit einem Kraftmessgerät aus verschiedenen Winkeln θ_z bis das Robotik-Patienten Interface nicht mehr haftet.

Kapitel 6.2). Die Messung der Haltekraft F_H erfolgte mittels eines digitalen Kraftmessgeräts (FH 100, KERN & SOHN GmbH). Das Robotik-Patienten Interface wurde dabei unter verschiedenen Zugwinkeln θ_z bis zur Ablösung von der Haut belastet, wobei die gemessene Zugkraft F_z der Haltekraft F_H entspricht. Jeder Messvorgang wurde fünffach durchgeführt.

4.4.3 Einfluss der kabellosen Metamaterial Oberflächenspule

Die Analyse des Einflusses der kabellosen Metamaterial Spule auf die MRT-Bildgebung erfolgte durch in-vivo Messungen an dem in Kapitel 4.4.2 beschriebenen Probanden. Die Untersuchungen wurden an einem 3 T MRT-System (MAGNETOM Skyra, Spine 32, Siemens Healthineers AG) durchgeführt. Dabei wurden Aufnahmen sowohl ausschließlich mit der MRT-Tischspule als auch in Kombination mit der Metamaterial Spule erstellt. Die Bildakquisition erfolgte mittels der VIBE-Sequenz, deren Sequenzparameter in Tabelle A.1, Nr.7 dokumentiert sind.

Die Durchführung der in-vivo Messungen erfolgte nach Genehmigung durch die Ethik-Kommission der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg (Antragsnummer 27/07) und Zustimmung des Probanden nach der Aufklärung zu etwaigen Risiken.

4.4.4 Machbarkeit des Einstichstellenfinders

Die qualitative Beurteilung der Machbarkeit des Einstichstellenfinders erfolgte durch den vierten Interventionisten (siehe Tabelle 4.4) unter realistischen Bedingungen. Die Evaluation umfasste die Identifikation einer geplanten Einstichstelle am bereits in Kapitel 4.4.2 beschriebenen Probanden.

Die Anwendung des Einstichstellenfinders orientiert sich an der Fingertipping-Methode, wobei ein integrierter passiver Marker die Navigationsfunktion des Fingers übernimmt. Das von Siemens Healthineers bereitgestellte interventionelle Softwaremodul [Sie] ermöglicht die Markierung von Einstich- und Zielpunkt in einem VIBE-Sequenz-Volumendatensatz. Die Software berechnet daraus die erforderliche Trajektorie und positioniert zwei orthogonale Bildebenen entlang dieser Trajektorie. Die Einstichstellensuche erfolgte mittels HASTE-Sequenz mit optimierter Schichtorientierung (siehe Sequenzparameter in Tabelle A.1, Nr.8) unter Verwendung der Körperspule. Nach Abschluss der Prozedur bewertete der Interventionist die Gebrauchstauglichkeit des Systems sowie die Effektivität der lokalen Signalverstärkung durch die Metamaterial Spule.

4.4.5 Elastizität und Tribologie der Bowdenzugseile

Die mechanischen Eigenschaften des μ RIGS-Bowdenzugstranges haben einen Einfluss auf die kinematische Leistungsfähigkeit der Instrumentenpositionierungseinheit. Zur Charakterisierung der elastischen und tribologischen Eigenschaften verschiedener Zugseile und Zughüllen wurden Zugversuche durchgeführt (siehe Abbildung 4.34). Diese experimentellen Untersuchungen erfolgten im Rahmen einer Masterarbeit durch Marcel Eisenmann (Gutachter: Georg Rose und Ivan Vogt) [Mar23]. Das primäre Ziel bestand in der Identifikation optimaler Materialien für die Konstruktion eines effizienten Bowdenzugstranges.

Die Materialvorauswahl basierte auf einer methodischen Analyse unter Berücksichtigung der spezifischen Anforderungen an den μ RIGS-Bowdenzugstrang, wie in Kapitel 4.2.5 dargelegt. Ein zentrales Kriterium bildete der maximale Durchmesser von 1,5 mm, der für die Integration in die miniaturisierte Instrumentenpositionierungseinheit sowie die Handhabung von Umlenkradien unter 0,7 mm essentiell ist. Zudem wurde eine hohe Flechtungsanzahl von 8 bis 12 Strängen gefordert, um sowohl die Dehnung zu minimieren als auch eine glatte Oberflächenstruktur zu gewährleisten. Diese spezifischen Eigenschaften, insbesondere die hohe Flechtungsdichte, wurden vorrangig bei Produkten des Herstellers GigaFish identifiziert, was die Fokussierung auf dessen Materialien begründet. Folgende Zugseile wurden getestet (Modell/Hersteller/Anzahl der Flechtungen/Durchmesser): Powerline Red Royal/GigaFish/10/0,4 mm; GigaCat Hauptschnur/GigaFish/12/0,5 mm; GigaCat Vorfach/GigaFish/12/1,3 mm; Powerline Pro Vorfach/GigaFish/12/1 mm; GigaCat Vorfach/GigaFish/12/0,9 mm; J-Braid X/Daiwa Germany GmbH/8/0,56 mm; CULT

Catfish Strong/Ockert GmbH/k.A./0,6 mm; Spiderwire Stealth Smooth/Svendsten Sport AS/8/0,33 mm.

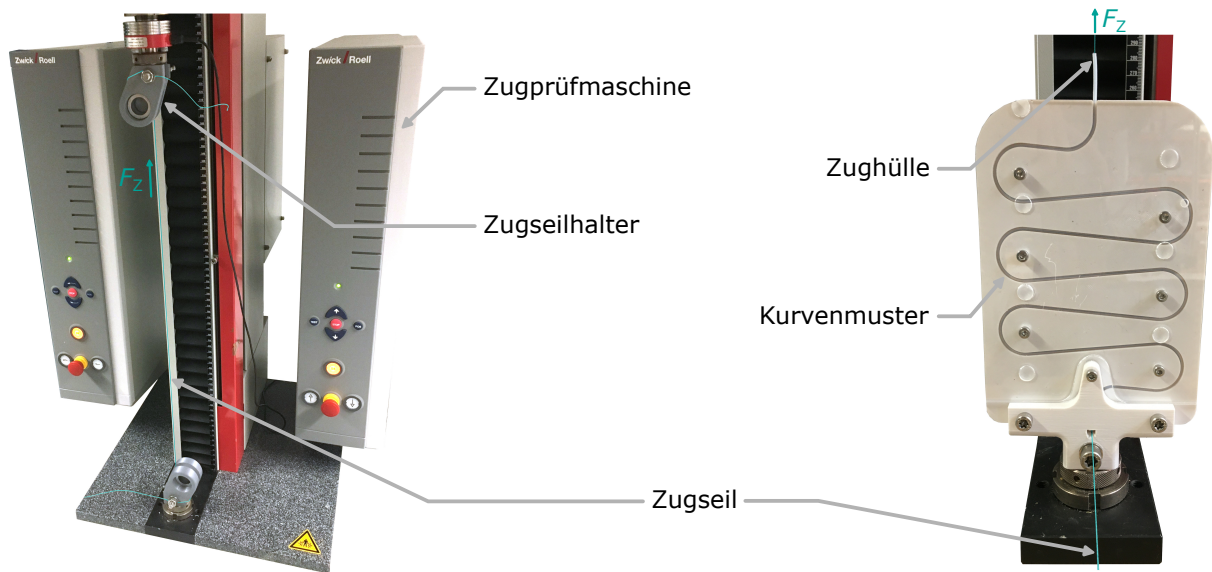


Abbildung 4.34: Zugversuche mit einer Zugprüfmaschine. (links) Wirkende Zugkraft F_Z auf den Zugseilen. (rechts) Wirkende Zugkraft F_Z auf den Zugseilen, die in den Zughüllen mit einem bestimmten Kurvenmuster verlegt sind.

Die Zugversuche mit den Zugseilen wurden mit einer Universalprüfmaschine (Xforce HP 500 N, zwickiLine Z0.5 TN, ZwickRoell GmbH) orientiert an DIN EN ISO 2062 [DINf] durchgeführt. Die Probenvorbereitung erfolgte durch vierfaches Umwickeln der Seile um die Aluminiumrollen der oberen und unteren Probenhalter, wobei die Seilenden zur Sicherung verschraubt wurden (siehe Abbildung 4.34, links). Bei diesem Prüfaufbau wurde eine Einspannlänge von 535 mm eingestellt. Um Setzungseffekte zu minimieren, wurde jede Probe zunächst mit 100 N vorgespannt und anschließend auf 1 N entlastet. Die eigentliche Messung startete bei einer Vorspannung von 2 N und erfasste den Kraftverlauf bis 100 N bei einer konstanten Prüfgeschwindigkeit von 10 mm/min. Der beschriebene Prüfzyklus wurde für jedes Seilmodell dreifach mit jeweils neuen, unbelasteten Proben durchgeführt. Der Versuchsaufbau zur Untersuchung der Gleiteigenschaften umfasste drei verschiedene Konfigurationen. Zunächst wurden die Eigenschaften einer $\varnothing 1 \times 2$ mm PTFE und einer $\varnothing 1,7 \times 3$ mm PA Hülle separat evaluiert. Bei der dritten Testreihe wurde die PA Hülle mit einer $\varnothing 1,07 \times 1,37$ mm PTFE Gleithülle ausgelegt. Für jede Konfiguration wurde die entsprechende Zughülle in ein vorgefertigtes Kurvenmuster eingelegt (siehe Abbildung 4.34, rechts). Die 0,9 mm GigaCat-Schnur diente als Prüfkörper und wurde durch die jeweilige Schlauchanordnung geführt. Die Befestigung des oberen Seilendes erfolgte analog zum vorherigen Zugversuch am Probenhalter. Am unteren Ende der Schnur wurde eine Gewichtsscheibe mit einer Masse von 2,5 kg angebracht. Diese Kraft wurde über zwei Umlenkpunkte zum Kurvenmuster geleitet, um eine definierte Belastung zu gewährleisten.

Die Messung erfolgte bei einer konstanten Geschwindigkeit von 400 mm/min über eine Distanz von 15 cm.

4.4.6 Kalibrierung der Kraftmessung

Die folgende Analyse der passiven Kraftmessung und deren Signalqualität unter definierten Belastungsbedingungen bildet die Grundlage für die Optimierung der Antriebseinheit sowie des haptischen Interaktionssystems. Die gewonnenen Erkenntnisse ermöglichen eine optimierte Auslegung der Systemparameter zur Gewährleistung der geforderten Leistungsfähigkeit.

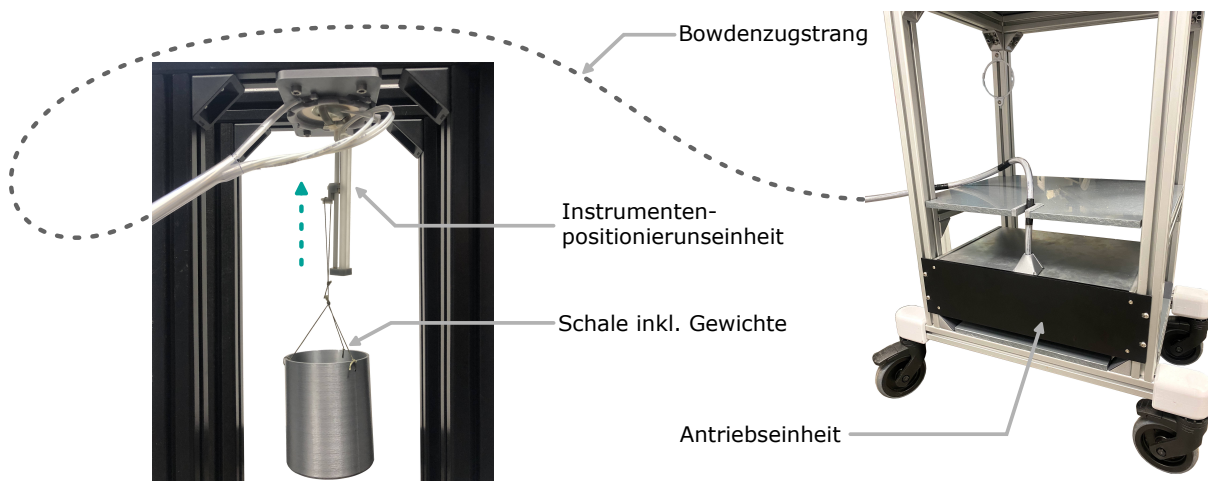


Abbildung 4.35: Versuchsaufbau zur Kalibrierung der Kraftmessung. Der DoF der Instrumentenvorschubseinheit zieht verschiedene Gewichte entgegen der Gravitationskraft.

Tabelle 4.2: Verschiedene Konfiguration des Motortreibers (Motordrehzahl f_{rot} und Motorphasenstrom I_M) und die resultierenden Abtastleistungen der st -Werte f_{st} sowie Vorschubgeschwindigkeiten v zur Analyse der optimalen Kraftmessung.

Treiber Einstellungen		Resultierende Performance	
f_{rot} [rpm]	I_M [mA]	f_{st} [Hz]	v [$\frac{\text{mm}}{\text{s}}$]
60	250	400	7
90	280	600	11
120	280	800	15

Die Untersuchung umfasste die Erforschung der Beziehung zwischen st -Werten und der resultierenden Kraft F als Last am Motorschaft, deren theoretische Auflösung ΔF , dem Maximalwert F_{max} sowie das Rauschverhalten bei variierenden Filterkerngrößen k eines

gleitenden Mittelwertfilters. Zur experimentellen Durchführung wurde eine Testvorrichtung mit kalibrierten Gewichten (0 g, 100 g, 200 g, 400 g, 700 g, 1000 g) am invertierten Nadelkopfhalter der Instrumentenpositionierungseinheit montiert. Diese Konfiguration ermöglichte die Erzeugung definierter Gravitationskräfte in Richtung des Nadelvorschubs (siehe Abbildung 4.35). Die Vorschubbewegung erfolgte für jedes Gewicht über eine Distanz von 5 cm.

Die Versuchsparameter wurden entsprechend der in Tabelle 4.2 spezifizierten Werte variiert, um die Auswirkungen unterschiedlicher Motordrehzahlen f_{rot} und angelegten Motorphasenströme I_M auf die st -Wert Messung zu evaluieren.

4.4.7 Punktionskräfte: Phantomstudie

Die Validierung der Performance der passiven μ RIGS-Kraftmessung erfolgte durch einen direkten Vergleich mit einer standardisierten Druckprüfmaschine (Xforce HP 50 N, zwickLine Z0.5 TN, ZwickRoell GmbH) während Phantompunktions (siehe Abbildung 4.36). Für die technische Evaluierung wurden mehrschichtige PVA-K Phantome in Anlehnung

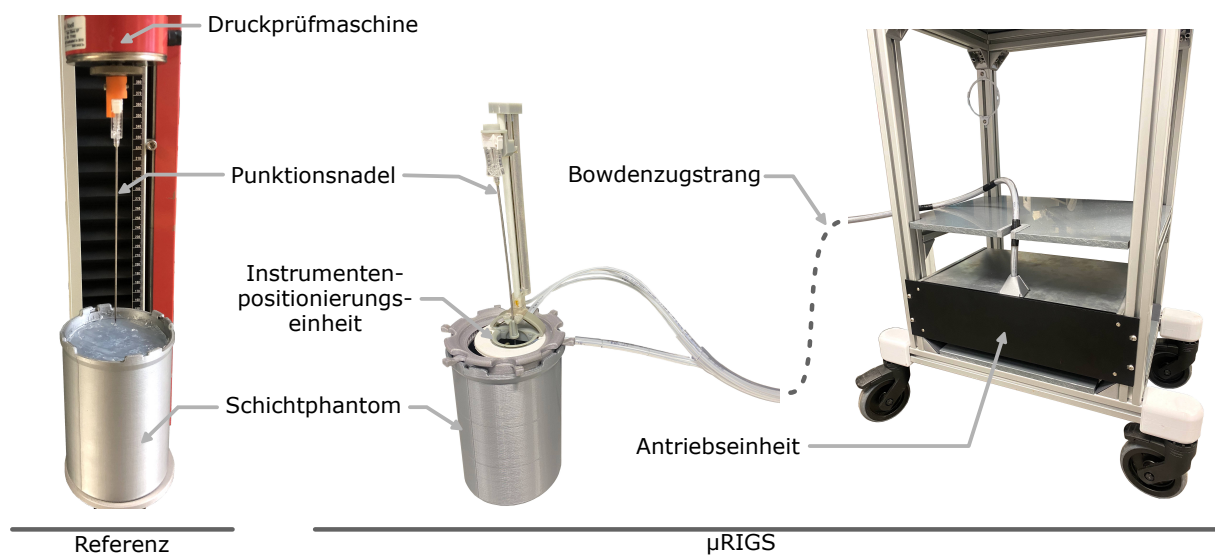


Abbildung 4.36: Versuchsaufbauten zur Ermittlung von Punktionskräften an Schichtphantomen mit μ RIGS einer Druckprüfmaschine als Referenz.

an MURPHY entwickelt, um die mechanischen Eigenschaften von Weichgewebe bei Nadelpunktions realitätsnah zu simulieren. Die Herstellung umfasste drei zylindrische Phantome (#1Phantom – #3Phantom) mit den Dimensionen $\varnothing 85 \times 115$ mm, wobei jedes Phantom aus drei Schichten mit unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften bestand. Die Bestimmung der Elastizität ist in Kapitel 4.4.10 erläutert. #1Phantom simulierte einen weichen Bereich zwischen zwei härteren Schichten, #2Phantom wies eine zunehmende Härte auf, während #3Phantom von oben nach unten weicher wurde. Die Materialeigenschaften der einzelnen Phantomschichten sind in Abbildung 4.37 und Tabelle 4.3 spezifiziert. Der

MRT-Kontrast korreliert mit den elastischen Eigenschaften der Phantomschichten, wobei hyperintense Bereiche eine höhere Steifigkeit aufweisen.

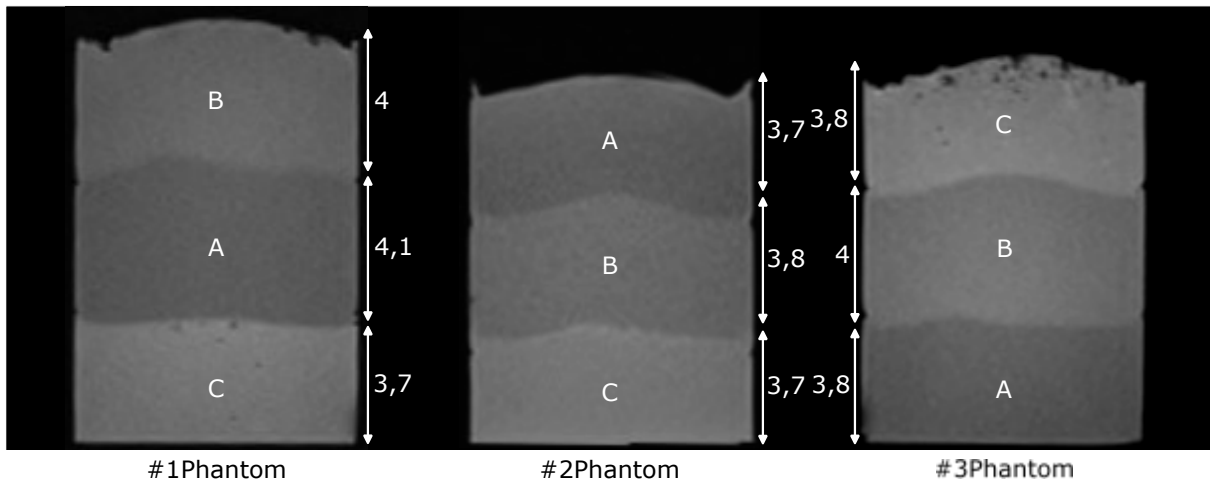


Abbildung 4.37: T_1 -gewichtete MRT-Aufnahmen der Schichtphantome in transversaler Ansicht (siehe Sequenzparameter in Tabelle A.1, Nr.9). Die Schichthöhen sind in Zentimetern angegeben.

Tabelle 4.3: Eigenschaften der Phantomschichten. PVA Massenanteil, elastische Eigenschaft E und einhergehende Imitation von Weichteilgewebe der jeweiligen Phantomschicht.

Schicht	PVA Massenanteil [%]	E [kPa]	Imitation von Weichteilgewebe
A	10	$4,6 \pm 0,03$	Leber, Magen, Darm, Milz
B	15	$25,8 \pm 0,22$	Muskel
C	23	$83 \pm 1,5$	Niere, Tumor

Die Herstellung der PVA-K Schichtphantome erfolgte nach dem in Kapitel 4.3.1 beschriebenen Grundverfahren. Alle Phantome durchliefen einen GTZ. Die Schichtintegrität wurde durch sequentielles Gießen sichergestellt, wobei jede Schicht vor dem Aufbringen der nächsten für eine Stunde bei Gefriertemperatur an der Oberfläche aushärtete. Dieses Vorgehen verhinderte eine unerwünschte Vermischung der PVA-Schichten mit unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften.

Die Phantomform wurde additiv gefertigt (PLA Prusament, Prusa Research a.s.) und verfügt über einen Formschluss-Adapter für die Instrumentenpositionierungseinheit, um eine Reproduzierbarkeit der Experimente zu gewährleisten.

Die beschriebenen Schichtphantome wurden jeweils fünfmal an verschiedenen Stellen und mit unterschiedlichen Vorschubgeschwindigkeiten (siehe Tabelle 4.2) unter Verwendung der Druckprüfmaschine punktiert, um Referenzdaten zu erheben und die Reproduzierbarkeit der Phantompunktionen zu bestimmen.

Nach Verifikation der Schichthomogenität wurden die Schichtphantome mit μ RIGS unter

identischen Vorschubgeschwindigkeiten punktiert. Die Korrelation zwischen st und F sowie die Parameter des gleitenden Mittelwertfilters (siehe Zwischenergebnisse in 5.6.1) bildeten die Grundlage für den Vergleich der μ RIGS Messdaten mit den Referenzdaten der Druckprüfmaschine. Die quantitative Bewertung der Übereinstimmung beider Messmethoden sowie die Identifikation systematischer Abweichungen erfolgten mittels Bland-Altman-Analyse.

4.4.8 Nutzerstudie zur haptischen Interaktion

Die Evaluation des haptischen Interaktionssystems erfolgte durch eine Nutzerstudie zur Bestimmung der klinischen Relevanz und des potentiellen Mehrwerts. An der Studie nahmen fünf Interventionisten mit unterschiedlichen Expertiseleveln und radiologischen Spezialisierungen teil (siehe Tabelle 4.4). Das experimentelle Protokoll ist in Abbildung 4.38 grundlegend dokumentiert.

Tabelle 4.4: Fachliche Expertise der Interventionisten als Probanden der Nutzerstudie.

Proband	Interventionelle Erfahrung		
	Jahre	Anzahl Punktionen	Anwendungen [Fokusfeld] (Zusatz)
#1	0,5	10	[MRT] Biopsie/Ablation: Leber (CT) Biopsie/Drainage: Niere, Abszess
#2	3	40	[MRT] Biopsie/Ablation: Leber, Prostata (CT) Biopsie/Drainage: Niere, Abszess (Sonografie) Biopsie: Lymphknoten, Muskel, Brust, Knochen
#3	3	20	[MRT] Biopsie/Ablation: Leber, Niere, Muskel (Sonografie) Biopsie: Lymphknoten, Hals, Leiste (CT) Biopsie/Drainage: Knochen, Abszess
#4	3,5	70	[CT] Biopsie/Drainage: Leber, Niere, Lunge, Peritoneum (MRT) Brachytherapie: Prostata
#5	2	40	[Sonografie] Katheter/Biopsie: Gefäße, Lymphknoten (CT) Biopsie/Drainage: Leber, Niere, Lunge, Abszess

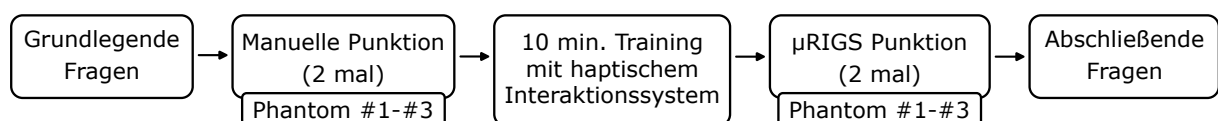


Abbildung 4.38: Ablauf der Nutzerstudie zur Evaluation des haptischen Feedbacks.

Die experimentelle Durchführung erfolgte in zwei aufeinanderfolgenden Phasen. Die erste Phase umfasste zwei randomisierte manuelle Punktionen der in Kapitel 4.4.7 beschriebenen Schichtphantome. Nach einer zehnminütigen Einführungsphase in das haptische Interaktionssystem folgte die zweite Phase mit zwei randomisierten Punktionen unter Verwendung des haptischen Interaktionssystems. Zur Vermeidung visueller Einflüsse erfolgten die Punktionen unter standardisierten Blindbedingungen, wobei die Schichtphantome durch eine Sichtbarriere verdeckt wurden.

Nach jeder Punktion berichteten die Teilnehmer über die identifizierte Schichtanzahl, deren Reihenfolge sowie ihre Entscheidungssicherheit. Die Dokumentation der Schichtwahrnehmung erfolgte durch Buchstabensequenzen, welche die Anzahl und Anordnung der identifizierten Schichten repräsentieren. Eine Sequenz wie 'BAC' beschreibt die Erkennung von drei Schichten: eine mittelharte (B), gefolgt von einer weichen (A) und einer harten Schicht (C). Die korrekte Identifikation von drei Schichten wurde mit 1 bewertet, abweichende Anzahlen mit 0. Die Bewertung der Schichtreihenfolge orientierte sich an phantomspezifischen Mustern:

#1Phantom: Weiche Mittelschicht (z.B. BAC, CAB, BCAD)

#2Phantom: Kontinuierlich zunehmende Härte (z.B. ABC, AB, ABCD)

#3Phantom: Weiche Endschicht (z.B. CBA, BCA, BA)

Die Übereinstimmung mit diesen Mustern wurde mit 1 bewertet, abweichende Sequenzen mit 0. Die subjektive Entscheidungssicherheit wurde mittels 5-Punkte-Likert-Skala quantifiziert, wobei höhere Werte eine größere Entscheidungssicherheit indizierten.

Die statistische Analyse erfolgte mittels Fisher's Exact Test für Schichtanzahl und -reihenfolge sowie Wilcoxon-Test für die Entscheidungssicherheit. Beide Tests wurden zweiseitig mit einem Signifikanzniveau von 5 % durchgeführt, wobei die Nullhypothese keine Unterschiede zwischen den Punktionsmethoden annahm.

Nach Abschluss der Testsitzungen wurden die Teilnehmer zur allgemeinen Bedeutung des haptischen Feedbacks bei bildgestützten Interventionen, zum Realismus der Phantome und zu Unterschieden zwischen manueller und μ RIGS-gestützter Nadelführung befragt (siehe Studienprotokoll im Anhang A.5). Während der Studie wurden Nadelbewegungen und Teilnehmeräußerungen zur späteren Auswertung aufgezeichnet.

Das beschriebene summative Studiendesign ermöglicht die Erfassung direkter Nutzereindrücke bei gleichzeitiger Minimierung von Lerneffekten oder systematischen Vorhersagen durch limitierte Punktionen [Bud23]. Außerdem bietet die Kombination von qualitativen Beobachtungen und quantitativen Metriken die Erfassung von subjektiven Nutzererfahrungen und statistisch fundierte Aussagen [Bud17]. Die methodische Validität des vorliegenden nicht standardisierten Studiendesigns wurde durch externe Usability-Experten der Use-Ing. GmbH bestätigt.

4.4.9 Punktionsgenauigkeit und -dauer: Phantomstudie

Die Leistungsfähigkeit des μ RIGS-Systems, insbesondere des autonomen Positionierungsalgorithmus, wurde mittels einer Phantomstudie zur Bewertung der Punktionspräzision und -dauer evaluiert. Die μ RIGS-Antriebseinheit wurde entsprechend des klinischen Szenarios am hinteren Ende des MRT-Tisches im Untersuchungsraum platziert und über ein optisches USB-Kabel mit der Workstation im Kontrollraum verbunden (siehe Abbildung 4.39, links). Für diese Studie wurde anstelle des komplexen MURPHY-Phantoms ein vereinfachtes Punktionsphantom verwendet, um die Vergleichbarkeit mit existierenden robotischen Systemen zu gewährleisten, die ihre Validierung an einfachen Phantomen wie Agar-Agar oder Gelatine-Blöcken mit sichtbaren Zielstrukturen durchführten [RBVJ19, SRL⁺24, PAM⁺18].

Das hierfür entwickelte Wasserpunktionsphantom mit einem Volumen von 5 L wurde mit Dotarem modifiziert, um eine $T1$ -Relaxationszeit von etwa 500 ms nach Formel 4.6 zu erreichen. Zur Fixierung der Instrumentenpositionierungseinheit wurde ein Bajonettadapter auf dem Phantomdeckel fest installiert (siehe Abbildung 4.39, rechts). In dem Punktions-

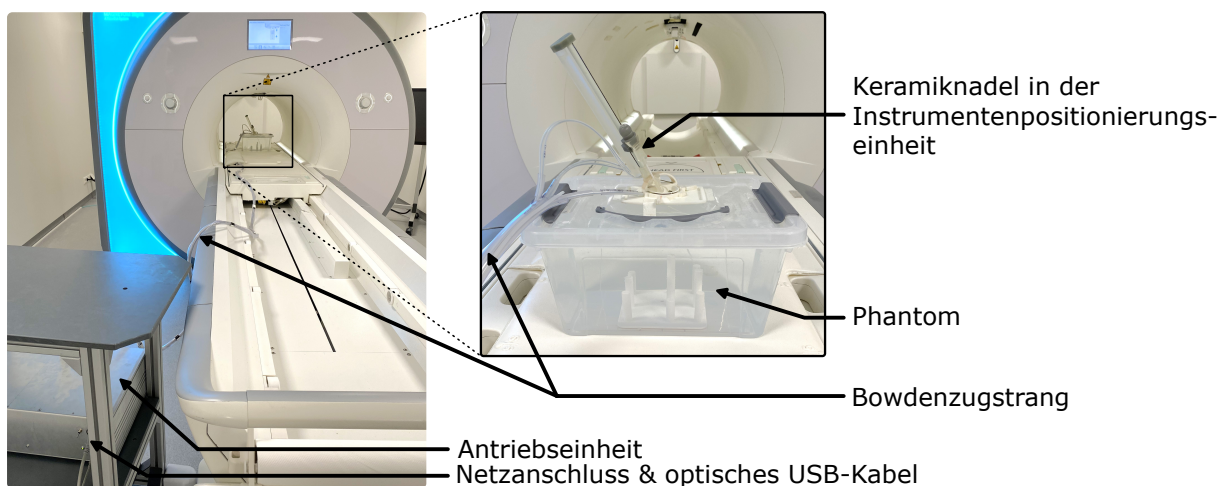


Abbildung 4.39: Experimenteller Aufbau zur Durchführung von automatisierten Punktions mit μ RIGS. (links) Bedienung der Workstation im Kontrollraum. (rechts) Anordnung der μ RIGS-Hardwarekomponenten am Punktionsphantom.

phantom wurden neun additiv gefertigte Zylinder (PLA Prusament, Prusa Research a.s.) mit einem Durchmesser von 1 cm und variierenden Höhen am Gefäßboden fixiert (siehe Abbildung 4.40). Diese Zylinder fungieren als Orientierungshilfen im Planungsdatensatz zur Definition der Zielpunkte für die automatisierte Positionierung (siehe Kapitel 4.2.8). Der Anwender markiert dabei den Zielpunkt innerhalb eines definierten Zielbereichs (türkis), wodurch eine reproduzierbare Ansteuerung der neun Zielareale gewährleistet wird. Im Rahmen der Studie erfolgte die Punktions jedes Areals in fünffacher Ausführung.

Nach autonomer Zielpositionierung durch das μ RIGS-System wurde die räumliche Nadelposition mittels einer hochauflösenden 3D-VIBE-Sequenz evaluiert (Sequenzparameter in Tabelle A.1, Nr.10). Zur Optimierung des Kontrastes wurde der Flipwinkel gemäß

Gleichung 2.2 auf 12° eingestellt.

Die räumliche Evaluation der Nadelposition erfolgte durch eine Erweiterung⁸ der Software und GUI des autonomen Algorithmus (siehe Kapitel 4.2.8). Über den {µRIGS Advanced control}-Tab kann die hochauflösende Evaluationssequenz ausgelöst werden, deren Schichtebenen orthogonal zur berechneten Ziel-Trajektorie orientiert sind und diese durch deren Mittelpunkt schneiden. Diese Anordnung resultiert in kreisförmigen Schnittbildern des Nadelschaftes in jeder Bildebene.

Die Bestimmung der Ist-Trajektorie basiert auf der Identifikation zweier Referenzpunkte im Evaluationsdatensatz: der Nadelspitze und eines weiteren Punktes am Nadelschaft. Aus diesen Punkten wird ein Vektor berechnet, der die tatsächliche Trajektorie beschreibt. Zur Erhöhung der Messgenauigkeit erfolgt die Punktauswahl für jeden Datensatz fünfmal, woraus ein Mittelwert für die weitere Analyse bestimmt wird.

Um Artefakte metallischer Instrumente in der Phantomstruktur zu vermeiden und eine präzise Positionsbestimmung der Nadelspitze zu ermöglichen, wurde eine keramische Nadel (Sonderanfertigung, Maxon Motor GmbH) verwendet. Die Wahl eines Wasserphantoms anstelle der in vergleichbaren Studien häufig verwendeten Agar-Agar- oder Gelatine-Phantome ermöglicht eine eindeutige Identifikation der Nadelspitze ohne Verwechslungsgefahr mit bereits vorhandenen Nadelkanälen. Nach Berechnung der Ist-Trajektorie erfolgt die Analyse

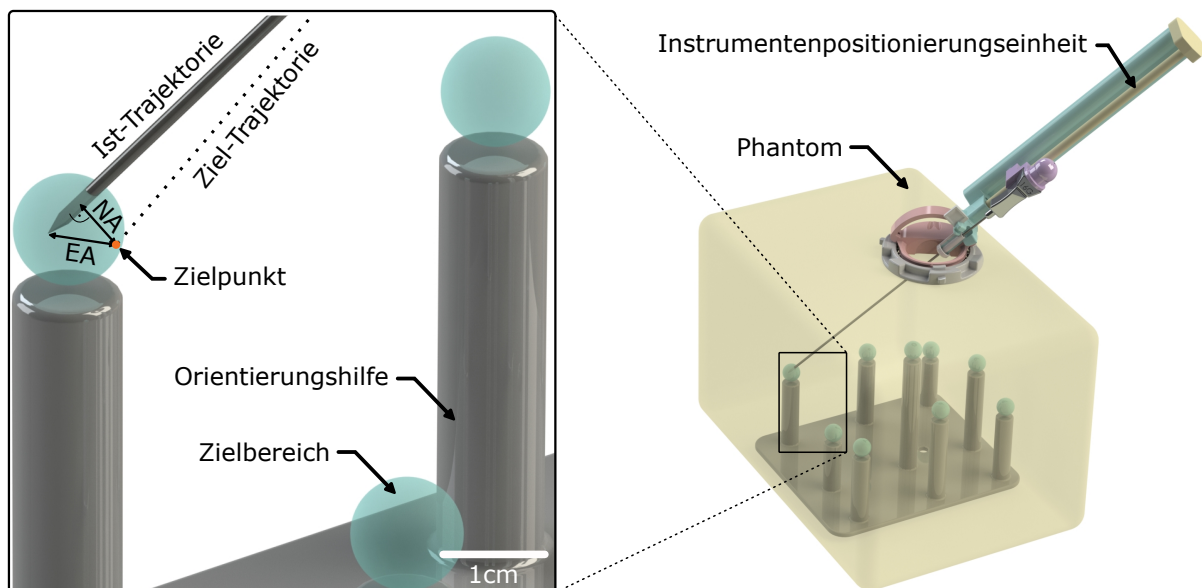


Abbildung 4.40: Neun vordefinierte Punktionsareale im Phantom (links) und Methodik zur Analyse der Punktionsgenauigkeit.

der Punktionsgenauigkeit durch Bestimmung des Euklidischen Abstands s_{EA} sowie des Normalabstands s_{NA} (siehe Abbildung 4.40, links).

Zusätzlich wurden die Prozesszeiten für die autonome Positionierung erfasst, unterteilt in die Positionierungszeit zur Ziel-Trajektorie T_{traj} und die Vorschubzeit zum Zielpunkt T_ρ .

⁸Implementiert von Gina Thieße, Wissenschaftliche Mitarbeiterin am Forschungscampus STIMULATE

4.4.10 Eigenschaften des Abdomen-Phantomkörpers

Um die realistischen Einsatzmöglichkeiten im MRT-Umfeld zu verifizieren, wurden Untersuchungen der für die MRT-Bildgebung relevanten Eigenschaften des Abdomenphantomkörpers durchgeführt. Diese Analysen umfassten die Bestimmung der Relaxationszeiten und der dielektrischen Eigenschaften des jeweiligen Kompartiments. Darüber hinaus wurde die Elastizität, Beweglichkeit und die allgemeine Langlebigkeit analysiert. Diese interdisziplinäre Charakterisierung zielt darauf ab, die Kompatibilität und Zuverlässigkeit von MURPHY unter den spezifischen Bedingungen der iMRT sicherzustellen und die praktische Anwendbarkeit in diesem Kontext zu erforschen.

Relaxationszeiten

Die Analyse der MRT-Eigenschaften des Abdomen-Phantomkörpers basierte auf der Bestimmung materialspezifischer Relaxationszeiten, die maßgeblich die Signalintensität im MRT-Bild beeinflussen [BCH⁺14, S. 325—373]. Die Experimente dazu wurden von Katja Engel im Rahmen eines Forschungsprojektes (Gutachter: Georg Rose und Ivan Vogt) durchgeführt [Eng23].

Die Bildakquisition erfolgte mittels einer flexiblen 4-Kanal Oberflächenspule sowie einer 32-Kanal Wirbelsäulenspule (Flex Large 4, Spine 32, Siemens Healthineers AG) unter der Verwendung einer MPRAGE-Sequenz zur Bestimmung von T_1 und eine SE-Sequenz zur Charakterisierung von T_2 (siehe Sequenzparameter in Tabelle A.1, Nr.11–12) [BDRA04, BBA⁺17]. Die Bestimmung der materialspezifischen T_1 - und T_2 -Zeit erfolgte durch die Analyse von jeweils vier Interessensregionen (ROI) pro Probe. Jede ROI umfasste eine Fläche von 7×7 Pixeln. Die Berechnung der Relaxationszeiten basierte auf einer exponentiellen Interpolation der mittleren Signalintensitäten in Abhängigkeit von eingestelltem TI bzw. TE [RH22].

Dielektrizität

Die dielektrischen Eigenschaften des Abdomen-Phantom-Körpers beeinflussen das Ladungsverhalten der HF-Spulen und damit den Bildkontrast sowie das SNR [RLv16]. Die Charakterisierung der relativen Permittivität ϵ_r und der Verlustfaktor $\tan \delta$ erfolgte mittels koaxialer Sondenmethode [AMVGF⁺19]. Die Messungen wurden mit einem Messsystem, bestehend aus einer dielektrischen Sonde und einem Vektor Netzwerk Analysator (N1501A und N9923, Keysight Technologies), durchgeführt.

Elastizität

Die mechanische Charakterisierung des Abdomen-Phantomkörpers erfolgte zur Simulation realistischer Organbewegungen und Funktionseigenschaften. Die Experimente dazu wurden von Katja Engel im Rahmen eines Forschungsprojektes (Gutachter: Georg Rose und Ivan Vogt) durchgeführt. Die elastischen Materialeigenschaften der einzelnen Kompartimente wurden mittels standardisierter Kompressionstests nach ISO 604 [DINg] analysiert. Die Messungen erfolgten mit einer Druckprüfmaschine (Xforce HP 50 N, zwickLine Z0.5 TN, ZwickRoell GmbH) unter Verwendung von zylindrischen Prüfkörpern (35×22 mm). Das Testprotokoll umfasste eine Vorbelastung des Prüfkörpers, bevor 10 Kompressionszyklen mit 10 mm/min folgten. Das Elastizitätsmodul E wurde mittels Sekantenmodulmethode bei 5 % und 10 % Dehnung bestimmt.

Langlebigkeit

Die Langzeitstabilität der Phantomkompartimente wurde durch Untersuchungen von Katja Engel im Rahmen eines Forschungsprojektes (Gutachter: Georg Rose und Ivan Vogt) über einen Zeitraum von drei Monaten evaluiert [Eng23]. Zylindrische Probekörper (47×29 mm) wurden bei Raumtemperatur in luftdichten Behältern gelagert. Die wöchentliche Analyse umfasste Gewichtsmessungen mittels Präzisionswaage sowie visuelle Inspektionen auf Schimmelbildung. Die bildgebenden und mechanischen Eigenschaften wurden nach der zuvor beschriebenen Methodik analysiert.

Zusätzlich erfolgte ein Dauerbelastungstest einer kombinierten Leberprobe mit 153.000 Kompressionszyklen bei 30 N über fünf Tage. Dies simuliert eine einwöchige und kontinuierliche Benutzung von MURPHY mit Atemzyklen von 14 min^{-1} . Das Elastizitätsmodul wurde anschließend erneut charakterisiert.

Eine Probe des Leberkompartiments wurde anschließend 200-mal mit einer 18 G Nadel (KIM-18/15T, Innovative Tomography Products GmbH) punktiert. Zur Bewertung des Einflusses der Nadelkanäle auf die mechanischen Eigenschaften diente die Bestimmung des Elastizitätsmoduls. Zudem erfolgte eine visuelle Analyse der MRT-Aufnahmen, die unter Verwendung einer hochauflösenden 3D-SE-Sequenz erstellt wurden (siehe Sequenzparameter in Tabelle A.1, Nr.13).

Organbewegung

Der Abdomen-Phantomkörper wurde mithilfe einer $T1$ -gewichteten 3D-VIBE-Sequenz (siehe Sequenzparameter in Tabelle A.1, Nr.14) in Bewegungsphasen $s_D = [0; 0,5; 1; \dots; 3; 2,5; \dots]$ während der Ein- und Ausatemsimulation ($T_{\text{ein}} = 1,3 \text{ s}$; $T_{\text{aus}} = 2,3 \text{ s}$) gescannt. In den

MRT-Bildern wurden die räumlichen Positionen mehrerer repräsentativer Landmarken von Lebertumoren sowie beider Nieren in jedem Atemstillstand ermittelt, um die räumliche Bewegung der Kompartimente zu analysieren. Die Reproduzierbarkeit der Positionsverschiebungen wurde durch zehnfache Wiederholung der Messung analysiert.

5 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der durchgeführten Experimente vorgestellt (siehe Kapitel 4.4), die als Grundlage der Analyse diverser Forschungsfragen in der iMRT Robotik und dazugehöriger Phantome dienen.

5.1 MRT-Kompatibilität

Die folgenden Ergebnisse beziehen sich auf die durchgeführten Experimente, die in Kapitel 4.4.1 beschrieben sind. Während der verschiedenen Aktivitäten von μ RIGS und

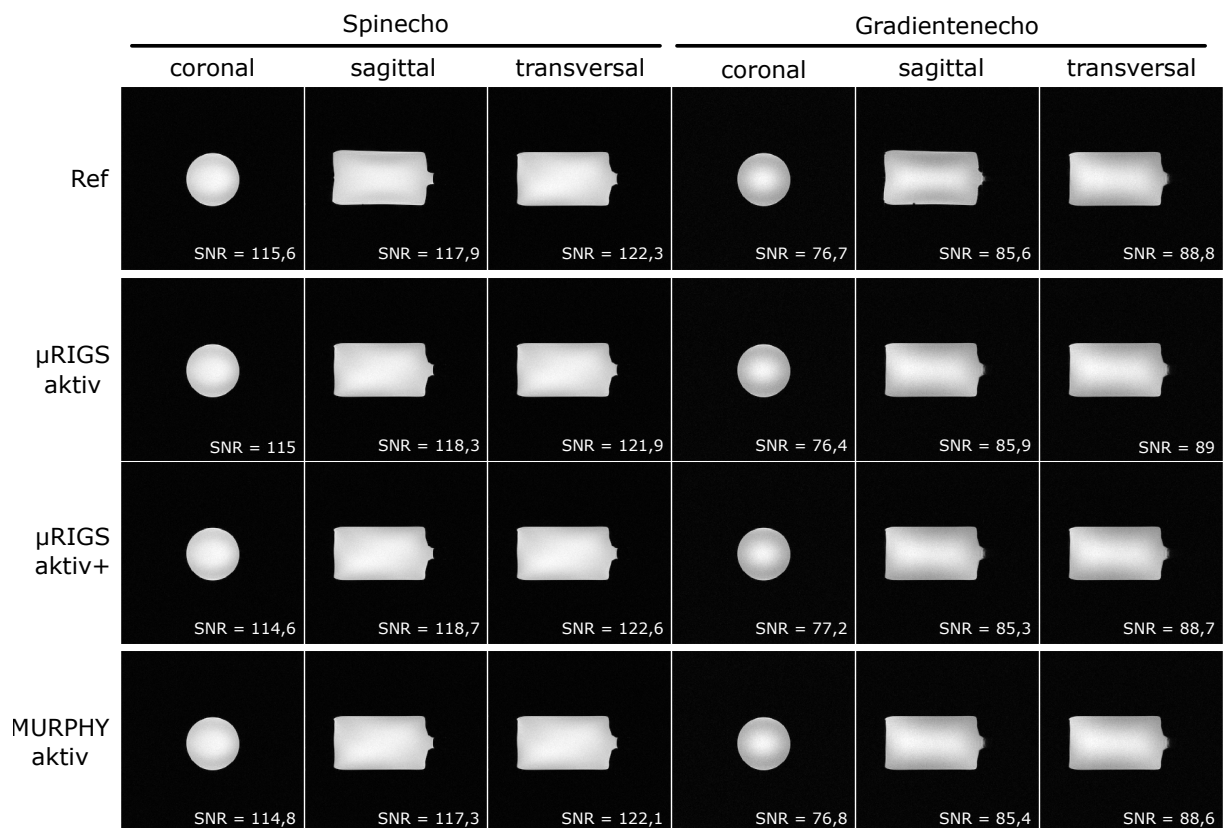


Abbildung 5.1: MRT-Bilder zur Evaluation der MRT-Kompatibilität von μ RIGS und MURPHY. (Ref) μ RIGS und MURPHY nicht im Untersuchungsraum. (Aktiv) Motorbewegung aktiv. (Aktiv+) Motorbewegung und Datenübertragung über das optische USB Kabel aktiv.

MURPHY konnten in den aufgenommen MRT-Bildern keine lokalen Artefakte festgestellt

werden (siehe Abbildung 5.1). Die SNR Analyse zeigte folgende mittlere SNR Werte über alle Schichtorientierungen:

$$\text{SE: } \text{SNR}_{\text{Ref}} = 118,6 \mid \text{SNR}_{\text{MURPHY_aktiv}} = 118,2 \mid \text{SNR}_{\mu\text{RIGS_aktiv}} = 118,4 \mid \text{SNR}_{\mu\text{RIGS_aktiv+}} = 118,6$$

$$\text{GRE: } \text{SNR}_{\text{Ref}} = 83,7 \mid \text{SNR}_{\text{MURPHY_aktiv}} = 83,6 \mid \text{SNR}_{\mu\text{RIGS_aktiv}} = 83,8 \mid \text{SNR}_{\mu\text{RIGS_aktiv+}} = 83,7$$

Daraus ergab sich ein maximaler SNR Verlust von 0,33% im Falle des aktiven MURPHY-Systems im Vergleich zur Referenzmessung.

Die Analyse der Spektren der Körperspule in verschiedenen Aktivitätszuständen der entwickelten Systeme (siehe Abbildung 5.2) zeigt, dass weder monofrequente Störsignale noch eine Erhöhung des Grundrauschens im Vergleich zur Referenzmessung auftraten.

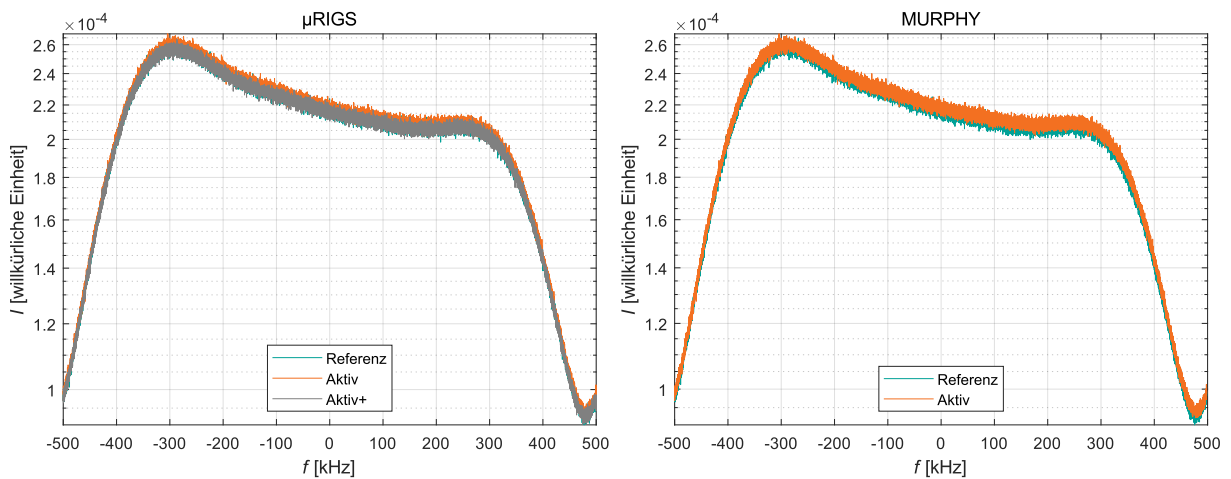


Abbildung 5.2: Signalintensität I über ein Frequenzspektrum f zur Evaluation der MRT-Kompatibilität von μ RIGS und MURPHY. Die Mittenfrequenz f_0 repräsentiert 123,3 MHz des 3 T MRTs.

Beide Antriebseinheiten konnten die Funktionalität bis zu einer Magnetfeldstärke von 60 mT ausführen. Dies entspricht einer Entfernung von 90 cm von der Antriebseinheit bis zur Frontblende des MRTs. Bei einer Entfernung unter 90 cm verlangsamten die Motoren die Drehzahl solange bis der Mikrocontroller sich ausgeschaltet hatte.

5.2 Haltekräfte des Robotik-Patienten Interface

Die folgenden Ergebnisse basieren auf der eigenen Publikation [VEE⁺24] und beziehen sich auf die durchgeführten Experimente, die in Kapitel 4.4.2 beschrieben sind.

Im Allgemeinen konnte festgestellt werden, dass die Haltekraft F_H mit steigendem relativen Unterdruck P_{vakuum} zunahm (siehe Abbildung 5.3). Mit zunehmendem Zugwinkel θ_F der

einleitenden Zugkraft nahm F_H an Schulter und Oberschenkel ab, während diese an Brust und Bauch zunahm. Bei einem P_{vakuum} von $-0,1$ bar; $-0,2$ bar; $-0,3$ bar wurden maximale F_H von 60 N; 66 N; 63 N bei einem θ_Z von 15° ; 15° ; 0° am Oberschenkel erreicht. Im Gegensatz dazu wurden bei einem P_{vakuum} von $-0,1$ bar; $-0,2$ bar; $-0,3$ bar minimale F_H von 5 N; 5 N; 10 N bei einem θ_F von 55° ; 55° ; 0° an der Schulter erreicht.

Beobachtungen zeigten, dass F_H auf gleichmäßigeren Körperstrukturen (z.B. Oberschenkel) höher war als auf knöchernen Strukturen mit erhöhter Körperkrümmung (z.B. Schulter).

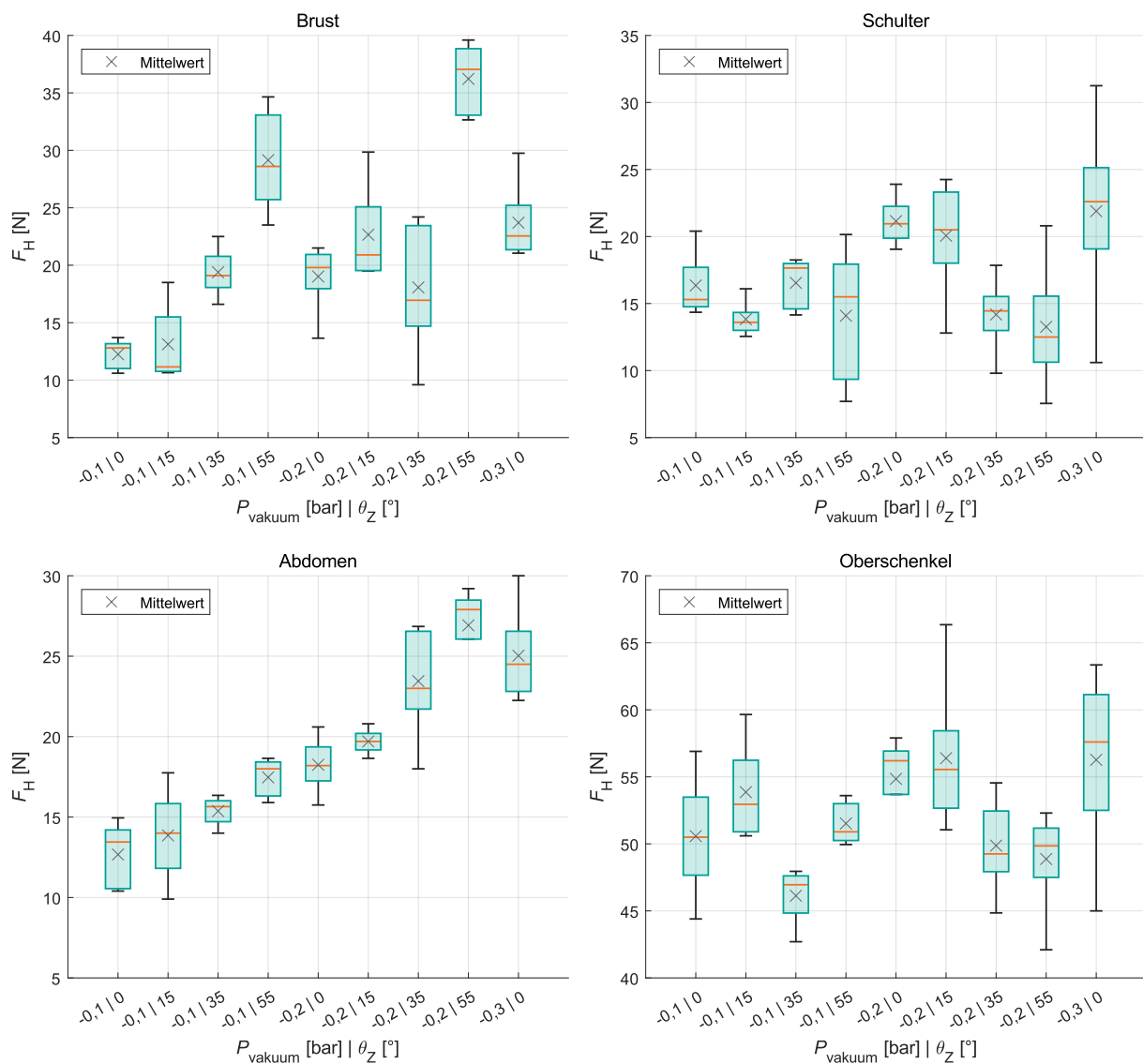


Abbildung 5.3: Haltekräfte F_H des Robotik-Patienten Interface an verschiedenen Körperregionen in Abhängigkeit vom relativen Unterdruck P_{vakuum} und dem Zugwinkel θ_Z .

5.3 Kabellose Metamaterial Oberflächenspule

Die folgenden Ergebnisse basieren auf der eigenen Publikation [VEE⁺24] und beziehen sich auf die durchgeführten Experimente, die in Kapitel 4.4.3 beschrieben sind.

Die Metamaterial Oberflächenspule zeigt eine lokale Signalverstärkung, die je nach



Abbildung 5.4: In-vivo MRT-Aufnahmen verschiedener Körperregionen in transversaler Ansicht. (oben) Ohne Metamaterial Spule. (unten) Mit Metamaterial Spule integriert im Robotik-Patienten Interface, welches durch weiße Pfeile markiert ist.

Körperregion und Eindringtiefe variierte (siehe Abbildung 5.4). Im Vergleich zu In-vivo MRT-Aufnahmen ohne Oberflächenspule wurden folgende relative Verstärkungen gemessen: Im Brustbereich wurde eine Signalverstärkung von 170 % bei 12 mm Tiefe erreicht, im Schulterbereich 200 % bei 15 mm und im Abdomen 240 % bei 15 mm. Im Oberschenkelbereich konnte eine Verstärkung von 200 % bei 20 mm und 100 % bei 35 mm nachgewiesen werden. Bei größeren Tiefen nahm die Signalverstärkung deutlich ab.

5.4 Machbarkeit des Einstichstellenfinders

Die folgenden Ergebnisse beziehen sich auf die durchgeführten Experimente, die in Kapitel 4.4.4 beschrieben sind.

In Abbildung 5.5 sind In-vivo MRT-Aufnahmen der Abdomenregion dargestellt. Die zueinander orthogonal stehenden Bildschichten wurden anhand der von dem Interventionisten gesetzten Einstichstelle und dem Zielpunkt geplant. In dem anfänglichem Bildpaar ist zu sehen, dass der Einstichstellenfinder die Hautschicht zu weit kaudal eindrückt, gefolgt von einer Korrektur in die kraniale Richtung. Nachdem die Einstichstelle getroffen wurde, wurde mit Hilfe der Beweglichkeit des Zylindermarkers die Orientierung zu der geplanten Trajektorie geprüft. Zu Erkennen war, dass die lokale und hautnahe Signalverstärkung, die durch die Metamaterial-Spule erzeugt wurde, den Bewegungen und somit der Position im Raum folgte. Der Interventionist brauchte in jedem der drei Durchläufe weniger als 1 min, um nach seinem Ermessen zu bestätigen, dass die Einstichstelle gefunden wurde.

Die Befragung des Interventionisten nach Abschluss des Tests ergab die folgenden Aussagen:

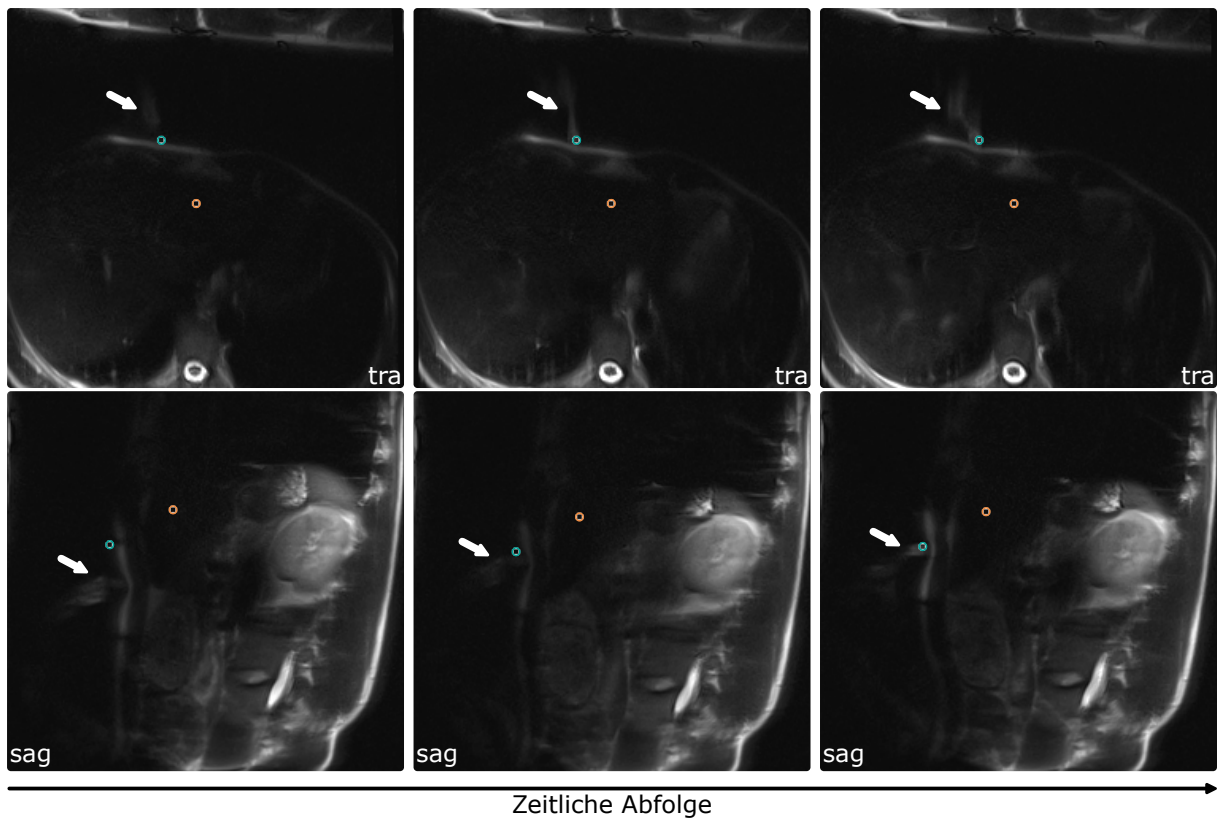


Abbildung 5.5: In-vivo MRT-Aufnahmen in transversaler (tra) und sagittaler (sag) Ansicht der Abdomenregion während der Nutzung des Einstichstellenfinders (weiße Pfeile) von einem Interventionisten. (türkis) Geplante Einstichstelle. (orange) Geplantes Ziel.

- Der untere Teil des Markers erfüllt die gleiche Funktion wie ein Finger in Bezug auf Deutung der Positionierung im Bild. Somit würde sich die Dauer der Einstichstellenfindung nicht verändern.
- Die Wirkung der Metamaterial Spule ist bei diesem Workflowschritt ausreichend. Somit sind keine zusätzlichen Oberflächen Spulen notwendig.
- Der obere Teil des Markers konnte nicht eindeutig erkannt werden. Somit war die Einstellung der richtigen Markerorientierung zur Überprüfung der geplanten Trajektorie problematisch.

5.5 Elastizität und Tribologie der Bowdenzugseile

Die folgenden Ergebnisse beziehen sich auf die durchgeführten Experimente, die in Kapitel 4.4.5 beschrieben sind.

Das Kraft-Dehnungsdiagramm in Abbildung 5.6 präsentiert die gemittelten Ergebnisse der Zugversuche für verschiedene Angelschnüre über drei Testreihen. Es ergab sich ein

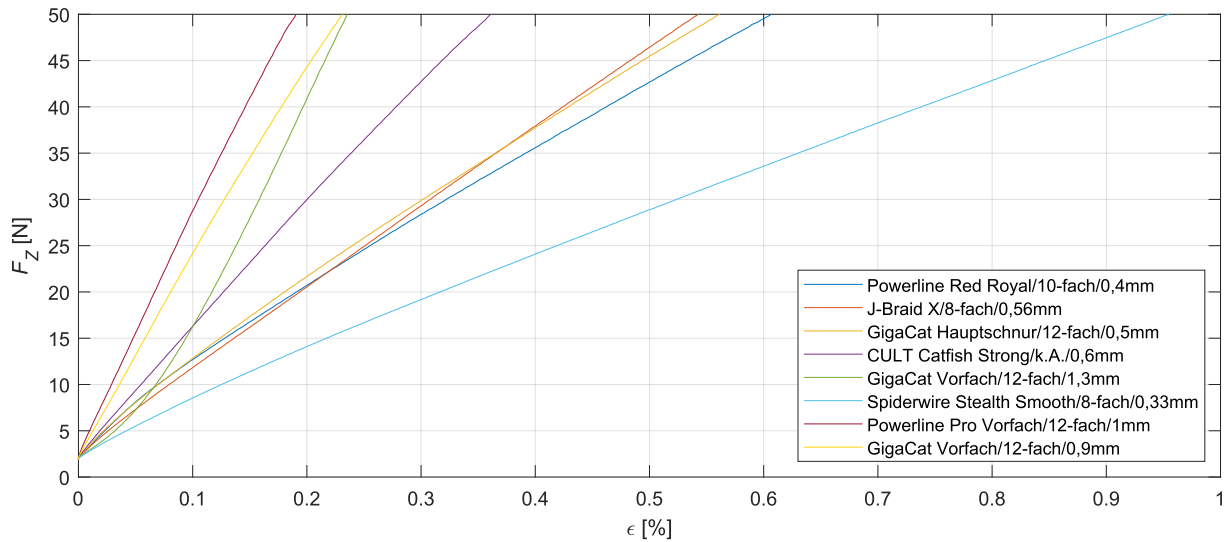


Abbildung 5.6: Dehnung ϵ verschiedener Zugseile unter dem Einfluss von zunehmenden Zugkräften F_Z .

inverser Zusammenhang zwischen Seildurchmesser und maximaler Dehnung: Mit zunehmendem Durchmesser verringert sich die Dehnung. Ein auffälliges Verhalten zeigte die GigaCat Vorfach/12-fach/1,3 mm. Im für μ RIGS relevanten Kraftbereich bis 10 N zeigt die untersuchte Schnur eine vergleichsweise höhere Dehnung im Vergleich zu den anderen Testobjekten.

Die Ergebnisse der Zugversuche verschiedener Zugseile dienten der Auslegung des μ RIGS-Bowdenzugstranges (siehe Kapitel 4.2.5). Nach eingehender Analyse wurde GigaCat Vorfach/12-fach/0,9 mm als optimales Zugseil für μ RIGS identifiziert. Damit zeigten weitere Zugversuche inklusive verschiedener Zughüllen, dass eine höhere Zugkraft notwendig ist, um die anliegende Gewichtskraft zu überwinden (siehe Abbildung 5.7). Bei der Wahl einer PE-Zughülle war eine mehr als doppelt so hohe Kraft notwendig. Im Gegensatz dazu erhöhte sich die Kraft mit einer PE Zughülle inklusive einer PTFE Gleithülle um etwa 5 N, die somit im μ RIGS-Bowdenzugstrang eingesetzt wurde.

5.6 Kraftmessung

5.6.1 Kalibrierung

Die folgenden Ergebnisse basieren auf der eigenen Publikation [VES⁺24a] und beziehen sich auf die durchgeführten Experimente, die in Kapitel 4.4.6 beschrieben sind.

Da die Rohdaten der *st*-Wertemessung ein Grundrauschen aufwiesen, sollten diese gefiltert werden, um eine gleichmäßige Echtzeit-Erfahrung mit minimalem Sensitivitätsverlust mit dem haptischen Interaktionssystem zu gewährleisten. Dabei wurde der Einfluss eines

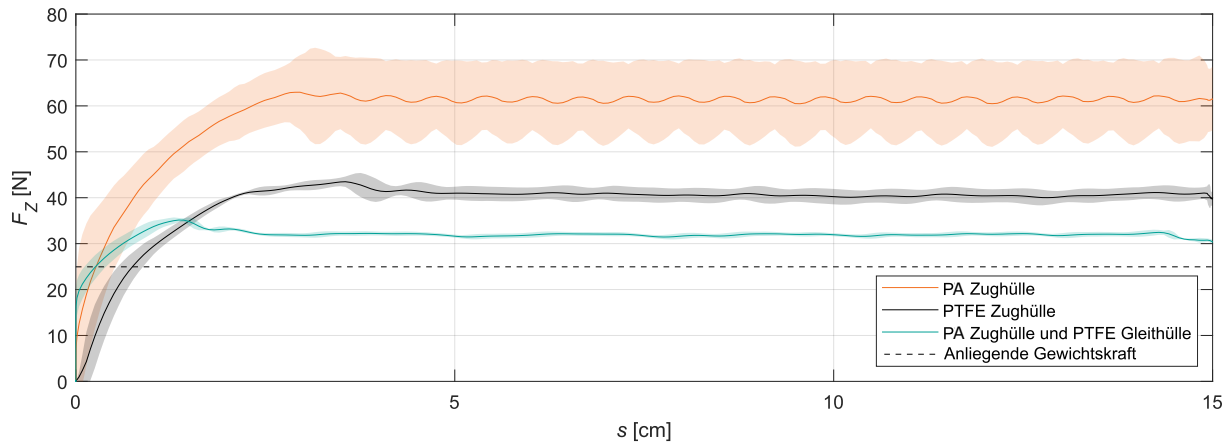


Abbildung 5.7: Mittlere Zugkräfte F_Z über den Verfahrensweg s , die notwendig sind, um die anliegende Gewichtskraft durch die verschiedenen Zughüllen zu überwinden. Die Flächen jeden Datensatzes visualisieren die 95 % Konfidenzintervalle.

gleitenden Mittelwertfilters mit verschiedenen Filterkerngrößen k auf die Standardabweichung der st -Werte st_σ bei unterschiedlichen Motordrehzahlen f_{rot} untersucht (siehe Abbildung 5.8, a).

Nach $k = 20$ hat st_σ in allen Fällen um mehr als 50 % abgenommen. Für die optimale Balance zwischen geringer Latenz und effektiver Rauschunterdrückung wurde $k = 25$ für die experimentelle Betrachtung zur Kraftkalibrierung und Vergleich der Punktionskräfte sowie der Auslegung des haptischen Interaktionssystems für Nutzerstudien gewählt (siehe Kapitel 4.2.7 und 4.4).

Der lineare Zusammenhang zwischen den gefilterten st -Werten und den anliegenden Zugkräften F_Z wurde für verschiedene f_{rot} in Abbildung 5.8, b-c) dargestellt. Die Analyse ergab mögliche Kraftauflösungen mit mittleren Messunsicherheiten von $\Delta F_{60 \text{ min}^{-1}} = 0,23 \pm 0,16 \text{ N}$; $\Delta F_{90 \text{ min}^{-1}} = 0,27 \pm 0,3 \text{ N}$; $\Delta F_{120 \text{ min}^{-1}} = 0,27 \pm 0,2 \text{ N}$.

Unter Berücksichtigung, dass der Motor bei $st = 0$ das Drehmoment nicht mehr halten kann, ergab die lineare Regression der Minimalwerte der Rohdaten maximal erreichbare Kräfte von $F_{\text{max},60 \text{ min}^{-1}} = 14,5 \text{ N}$; $F_{\text{max},90 \text{ min}^{-1}} = 16,5 \text{ N}$; $F_{\text{max},120 \text{ min}^{-1}} = 13,9 \text{ N}$.

5.6.2 Punktionskräfte: Phantomstudie

Die folgenden Ergebnisse basieren auf der eigenen Publikation [VES⁺24a] und beziehen sich auf die durchgeführten Experimente, die in Kapitel 4.4.7 beschrieben sind.

Die Punktionsmessungen mit Druckprüfmaschine als Referenz ergaben für jedes Schichtphantom reproduzierbare Kraftverläufe (siehe Abbildung 5.9). Dabei wurden mittlere Konfidenzintervalle \overline{KI} ermittelt: $\overline{KI}_{\#1\text{Phantom}} = 0,14 \text{ N}$; $\overline{KI}_{\#2\text{Phantom}} = 0,21 \text{ N}$; $\overline{KI}_{\#3\text{Phantom}} = 1,05 \text{ N}$. Die Kraftmessung des μRIGS -Systems zeigte eine Übereinstimmung mit dem erwarteten Kraftverlauf der Referenzdaten in den verschiedenen Phantomen. Allerdings wurde

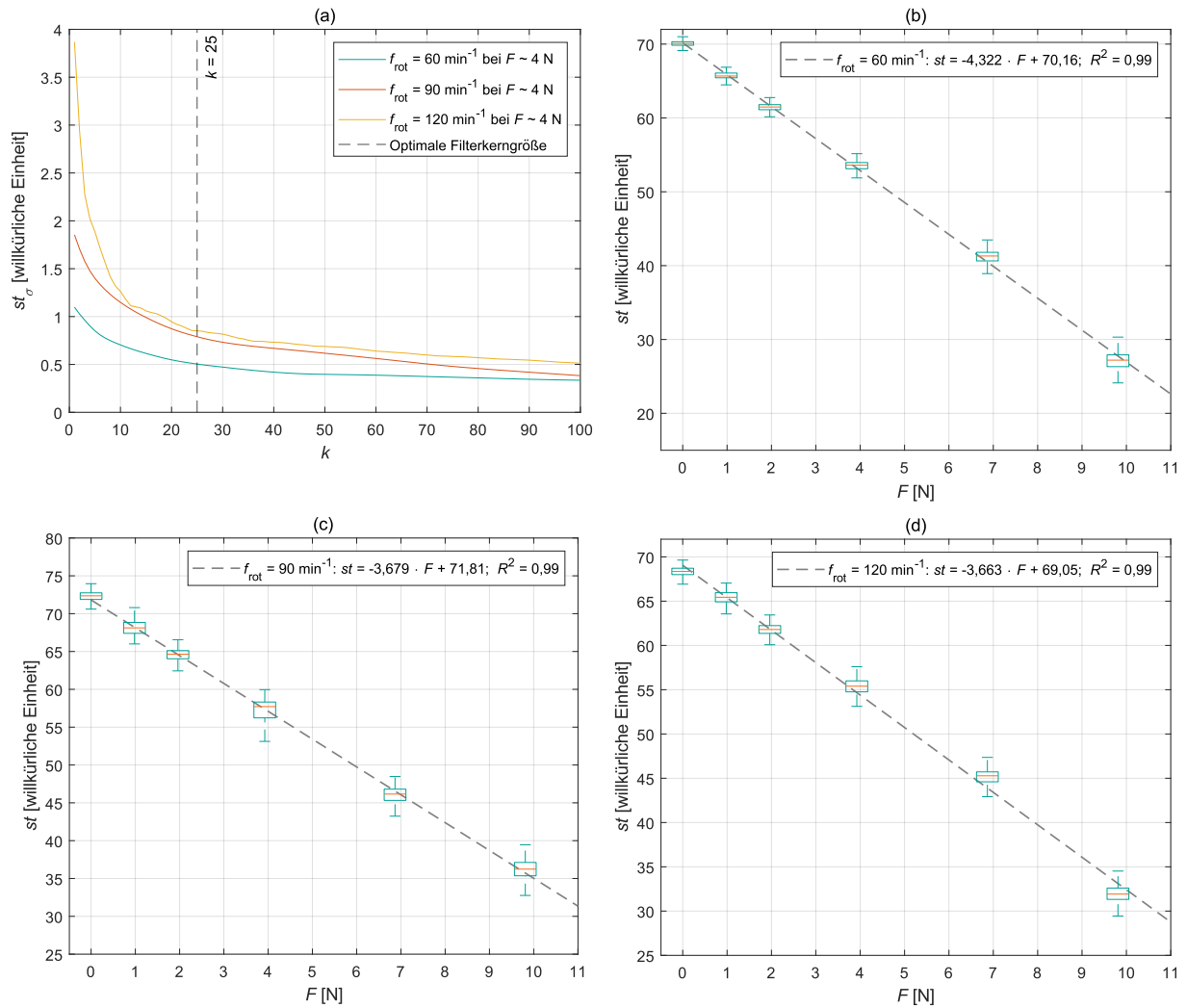


Abbildung 5.8: Kalibrierung und Performance der Kraftmessung. (a) Repräsentativer Einfluss der Filterkerngröße k eines gleitenden Mittelwertfilters auf die Messungenauigkeiten der st -Werte bei verschiedenen Motordrehzahlen f_{rot} . (b-d) Darstellung des linearen Zusammenhangs zwischen den gemessenen st -Werten und den anliegenden Zugkräften F_Z für jede f_{rot} .

bei steigender Vorschubgeschwindigkeit und höherer mechanischer Last ein verstärktes Rauschen der Messdaten beobachtet. Die Bland-Altman-Analyse (siehe Abbildung 5.10)

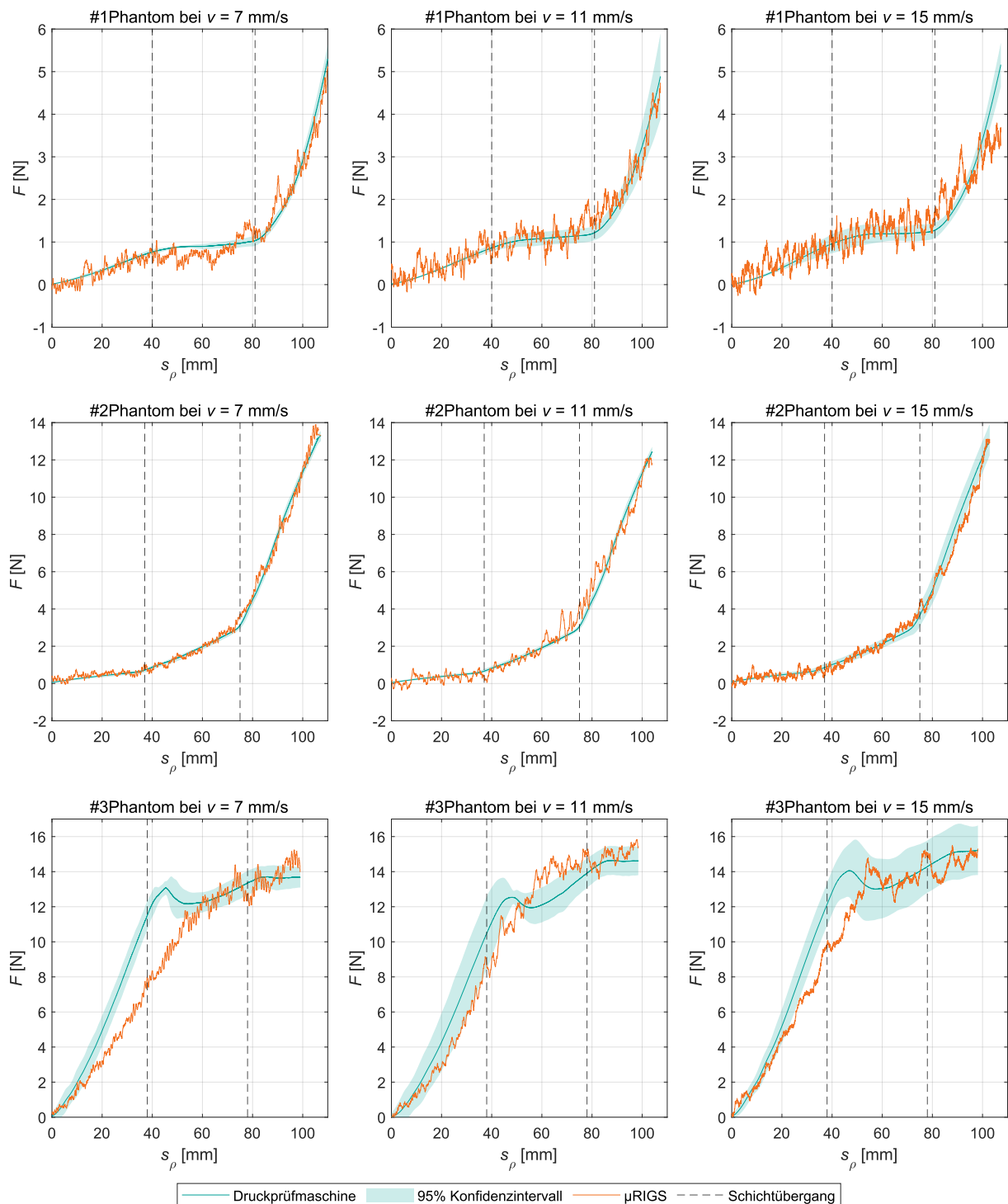


Abbildung 5.9: Vergleich der Vorschubkräfte F zwischen einer Druckprüfmaschine als Referenz und der sensorlosen Kraftmessung des μ RIGS-Systems während der Punktion verschiedener Schichtphantome (#1-#3) bei unterschiedlichen Vorschubgeschwindigkeiten v über einen Vorschubsweg s_ρ .

ergab für #1Phantom und #2Phantom die geringsten Kraftdifferenzen zwischen den Kraftmessmethoden Δ_F von etwa $\pm 0,5$ N im Bereich bis 2 N. Mit zunehmender mittlerer

Kraft der beiden Kraftmessmethoden \bar{F} vergrößerte sich auch die Kraftdifferenz. Dies führte dazu, dass die Kraftkurven von μ RIGS bei steigender Belastung über Zeit und Distanz vom Referenzverlauf abwichen. An den Übergängen zwischen verschiedenen Gewebeschichten wechselte Δ_F zwischen positiven und negativen Werten. Die durchschnittlichen absoluten Kraftdifferenzen während der gesamten Punktierung von #1Phantom (weiche Mittelschicht) und #2Phantom (kontinuierlich zunehmende Härte) betragen weniger als 0,1 N. Die größten Abweichungen traten bei #3Phantom (weiche Endschicht) auf, mit Spitzenwerten von bis zu -4 N und einem Durchschnittswert von $\overline{\Delta_F} = 0,72$ N über alle Geschwindigkeiten.

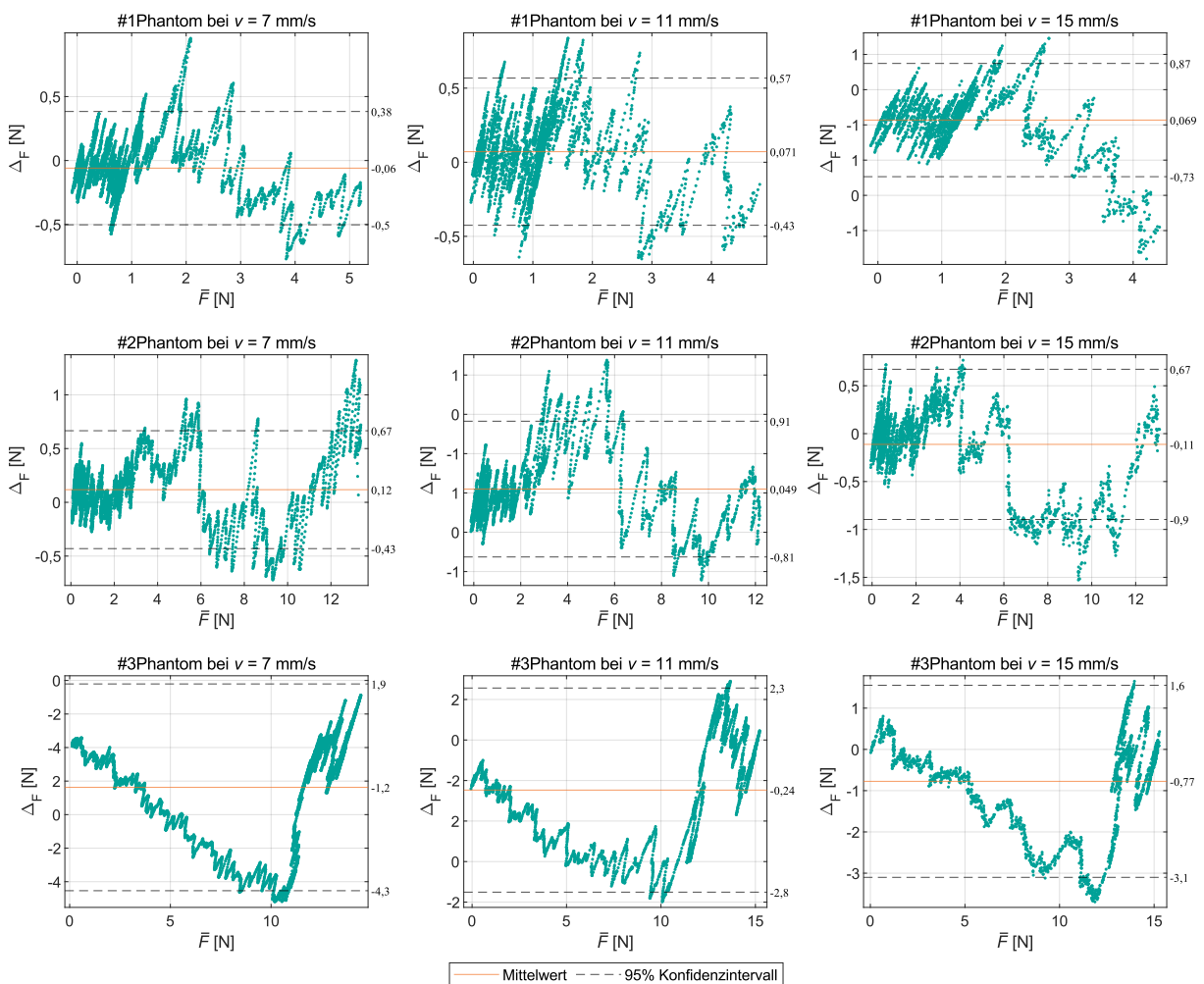


Abbildung 5.10: Bland-Altman-Analyse zum Vergleich der Kraftmessungen der Druckprüfmaschine als Referenz mit der von μ RIGS für verschiedene Phantome und Vorschubgeschwindigkeiten v . Berechnet wurden die Kraftdifferenz Δ_F in Abhängigkeit von der mittleren Kraft \bar{F} .

5.7 Nutzerstudie zur haptischen Interaktion

Die folgenden Ergebnisse basieren auf der eigenen Publikation [VES⁺24a] und beziehen sich auf die durchgeführten Experimente, die in Kapitel 4.4.8 beschrieben sind.

In der initialen Befragung wurde deutlich, dass die haptische Wahrnehmung bei der Interpretation der Nadelpositionierung einen gleichwertigen Stellenwert hat wie bildgebende Informationen. Beide Rückmeldungsformen ermöglichen eine redundante Überprüfung der Nadelposition im Gewebe. Die Bedeutung der haptischen Wahrnehmung kann je nach Situation zunehmen, beispielsweise bei eingeschränkter Bildqualität, komplexen anatomischen Regionen (Tumor in der Nähe des Zwerchfells) oder präzisen Biopsieentnahmen. Relevante Gewebestrukturen für die haptische Wahrnehmung umfassen Faszien, Zwerchfell, Organkapseln, Knochenstrukturen und pathologische Veränderungen wie Abszesse. Mit zunehmender Erfahrung werden selbst feine mechanische Veränderungen in verschiedenen Gewebetiefen wahrnehmbar. Die Vorschubgeschwindigkeit der Nadel variiert individuell und ist abhängig von der angewandten Technik sowie der Erfahrung des Interventionisten. Typischerweise werden Faszien schneller durchquert als Bereiche mit kritischen Strukturen wie Blutgefäße oder Pleura.

Die Punktionserfahrungen jeden Teilnehmers manuell und mit dem haptischen Interaktionssystem im Vergleich zu den angedachten Phantomeigenschaften (siehe Tabelle 4.3) sind in Tabelle 5.1 dokumentiert. Die quantitative Auswertung der vorliegenden Studie (siehe

Tabelle 5.1: Haptische Wahrnehmung nach manuell durchgeführten Punktions und mit dem haptischen Interaktionssystem des μ RIGS der einzelnen Teilnehmer (#1–#5) für jedes Phantom (P1–P3). Die Buchstaben A–D beschreiben die Schichtreihenfolge von links nach rechts und die jeweilige Schichthärte (A–D $\hat{=}$ weich–hart).

Phantom	#1			#4			#3			#4			#5		
	P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3
Manuell_1	AB	ABC	BAC	BAC	ABC	CBA	CAB	BAC	CBA	BAC	ABC	CBA	AB	ABC	BCA
Manuell_2	BAC	AB	BAC	BAC	ABC	CBA	BCAD	ABCD	BCA	BAC	ABC	CAB	AB	ABC	BCA
μ RIGS_1	BAC	ABC	BCA	ABC	ABC	CBA	ABC	CABD	ACB	AB	ABC	BAC	AB	ABC	ABC
μ RIGS_2	ACB	ABC	ABC	ABC	AB	BCA	BAC	ABC	ABC	BAC	AB	BA	ABC	AB	ABC

Tabelle 5.2) umfasste einen statistischen Vergleich der Genauigkeit bei der Wahrnehmung der Gewebeschichten, wobei sowohl die Anzahl als auch die Reihenfolge der Schichten in Bezug auf deren Entscheidungssicherheit zwischen beiden Methoden analysiert wurden. Die Interpretation der Gewebeschichten zeigte in etwa 20 % der Fälle eine Abweichung von ± 1 Schicht. Die Schichtreihenfolge wurde unabhängig von der Punktionsmethode in ungefähr 70 % der Fälle korrekt interpretiert. Statistisch ergaben sich keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) zwischen manueller Punktions und der Punktions mit μ RIGS

Tabelle 5.2: Auswertung der Nutzerstudie zur haptischen Wahrnehmung, bei der jeder Teilnehmer (#1–#5) jedes Phantom (P1–P3) mit jeder Methode jeweils zweimal punktiert hat. Die Korrektheit (1: richtig, 0: falsch) der wahrgenommenen Schichtanzahl und Schichtanordnung wurde unter Berücksichtigung des Grades der Entscheidungssicherheit (1: unsicher, 5: sicher) gemessen. Die Ergebnisse der drei Metriken bilden die Grundlage der statistischen Tests (p -Werte).

		#1			#2			#3			#4			#5			p -Wert
		P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3	P1	P2	P3	
Schichtanzahl	Manuell_1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1
	Manuell_2	1	0	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0	1	1	
	μ RIGS_1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	0	1	1	0	1	1	
	μ RIGS_2	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0	1	0	
Schichtanordnung	Manuell_1	0	1	0	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0	1	1	0,17
	Manuell_2	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	
	μ RIGS_1	1	1	1	0	1	1	0	0	1	0	1	0	0	1	0	
	μ RIGS_2	0	1	0	0	1	1	1	1	0	1	1	1	0	1	0	
Grad der Entscheidungssicherheit	Manuell_1	4	3	3	4	4	3	4	3	4	4	3	3	3	5	3	0,31
	Manuell_2	3	4	4	5	5	4	3	4	4	4	3	3	3	4	4	
	μ RIGS_1	2	4	2	3	4	3	5	4	2	2	4	3	3	4	4	
	μ RIGS_2	3	3	4	5	3	3	4	5	3	3	4	3	4	5	3	

hinsichtlich der Schichtanzahl und -reihenfolge. Die korrekten Eigenschaften des #2Phantoms wurden in etwa 90% der Fälle korrekt erkannt, mit der höchsten Übereinstimmung zwischen den Punktionsmethoden. Während der Punktion des #1Phantoms traten die größten Interpretationsfehler auf, insbesondere beim Erkennen der weichen Schicht zwischen zwei härteren Schichten mittels μ RIGS. Der Entscheidungssicherheitsgrad zeigte keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,31$) zwischen manueller und μ RIGS Methode. Die Teilnehmer konnten sich nach dem ersten Durchgang und auch bei minimaler Schulung auf die μ RIGS Methode verlassen. Die geringste Entscheidungssicherheit wurde während der Punktion des #1Phantoms mit μ RIGS festgestellt.

In der abschließenden Teilnehmerbefragung wurden die Phantomschichten als realitätsnah hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften eingestuft und als geeignet für diese Art der Nutzerstudie bewertet. In einer realen klinischen Umgebung würde sich lediglich das Verhältnis der Gewebeschichten verschieben, wobei beispielsweise das Phantom zu 70-80% aus der Schicht A und der verbleibende Anteil aus den Schichten B und C bestehen kann. Trotz einer zehnminütigen Einweisung gelang es den Teilnehmern problemlos, das haptische Interaktionssystem zu bedienen und sich auf das haptische Feedback zu konzentrieren, ohne dabei die Nadelvorschubgeschwindigkeit beeinflussen zu können. Zur Optimierung regten Die Teilnehmer die Integration einer visuellen Geschwindigkeitsanzeige für den Nadelvorschub an.

5.8 Genauigkeit und Dauer der autonomen Punktion

Die folgenden Ergebnisse beziehen sich auf die durchgeführten Experimente, die in Kapitel 4.4.9 beschrieben sind.

Die Analyse der Punktionsgenauigkeit des μ RIGS-Systems (siehe Tabelle 5.3 und Abbil-

Tabelle 5.3: Genauigkeit und Dauer der autonomen Punktion mit μ RIGS von 9 Zielen.

Mittlere ausgeübte Kinematik $\theta/\varphi/\rho$, Normalabstand s_{NA} , Euklidischer Abstand s_{EA} , Positionierungszeit an die Ziel-Trajektorie T_{traj} , Vorschubszeit an den Zielpunkt T_ρ und Gesamtpunktionszeit T_{pos} mit (Minimal- und Maximalwerten) für jeden Zielpunkt über alle Durchläufe. $\bar{x} \pm \sigma_x$ (Mittelwert, Median, Standardabweichung) repräsentiert die jeweiligen Genauigkeits- und Zeitwerte über alle Ziele und Durchläufe.

Ziel	θ [°]	φ [°]	ρ [mm]	s_{NA} [mm]	s_{EA} [mm]	T_{traj} [min]	T_ρ [min]	T_{pos} [min]
1	90,5 (90-90,9)	26,3 (21,7-29,2)	109,9 (108-111,5)	1,7 (1-2,7)	2,2 (1,4-3)	1,7 (0,6-2,8)	1 (0,8-1,5)	2,8 (1,4-3,7)
2	82,6 (81,7-83,5)	69,5 (66,3-73)	109,6 (106,8-111,4)	1,1 (0,6-1,7)	1,2 (0,8-1,8)	1,5 (0,7-2,2)	1,1 (0,9-1,8)	2,6 (1,6-3,4)
3	90,8 (90-92,2)	97,4 (92,8-102)	109,2 (105,8-111,3)	1,6 (0,7-2,6)	2,3 (1,2-3,2)	1,9 (1,5-2,3)	1 (0,7-1,4)	2,9 (2,2-3,6)
4	24,4 (24-25)	166,2 (160-170,9)	92,1 (90,2-93,3)	1,8 (1,1-2,5)	1,8 (1,2-2,5)	1,7 (1,2-2,8)	0,7 (0,6-1)	2,4 (1,9-3,7)
5	69,9 (66,9-74,5)	94,6 (87,8-100,8)	55 (53,6-57,1)	0,4 (0,06-0,8)	0,6 (0,3-0,9)	1,8 (0,3-3,7)	1 (0,5-1,7)	2,8 (0,9-5,3)
6	81,6 (80,4-83,4)	132 (127,5-136,7)	84,4 (82,3-87,1)	1,3 (1,2-1,5)	1,7 (1,2-2)	1,1 (0,4-1,5)	1,1 (0,7-2,3)	2,2 (1,2-3,7)
7	23,7 (22,1-24,8)	118 (113,3-122,6)	103,9 (103,2-104,8)	1,4 (0,8-2,8)	1,5 (0,9-2,8)	1,1 (0,7-1,4)	1 (0,7-1,8)	2,1 (1,7-2,8)
8	30 (28,9-31,4)	39,2 (35,8-41)	76,1 (75,8-77,1)	0,9 (0,5-1,5)	1,5 (0,8-2,3)	0,7 (0,4-0,8)	0,9 (0,5-1,5)	1,6 (1,2-2,3)
9	19,4 (17-21,5)	2,6 (1,9-3,3)	95,2 (93,4-96,7)	1,6 (0,9-2,2)	1,9 (1,5-2,3)	0,8 (0,4-1,2)	1 (0,8-1,3)	1,8 (1,5-2,3)
Über alle Ziele ($\bar{x} \pm \sigma_x$)				1,31 \pm 0,68 1,15	1,63 \pm 0,7 1,77	1,4 \pm 0,74 1,4	1 \pm 0,39 0,9	2,3 \pm 0,91 2,1

dung 5.11.) nach der autonomen Instrumentenpositionierung an 9 verschiedene Zielregionen basiert auf der Berechnung des Normalabstandes s_{NA} zwischen Ist-Trajektorie und Zielpunkt sowie des Euklidischen Abstandes s_{EA} zwischen Nadelspitze und Zielpunkt. Im Mittel konnte $s_{NA} = 1,31 \pm 0,68$ mm und $s_{EA} = 1,61 \pm 0,7$ mm über alle Ziele in fünf Durchläufen erreicht werden. Der Vergleich zwischen Median und Mittelwert zeigt einen um $s_{NA} = 0,15$ mm kleineren Medianwert, während bei s_{EA} der Median um denselben Faktor größer ist als der Mittelwert. Die maximale Differenz tritt beim dritten Ziel auf, bei dem der Median von $s_{NA} = 0,55$ mm unter dem Mittelwert liegt. Die Auswertung ergab, dass die fünfte Zielregion im Mittel am präzisesten erreicht werden konnte, sowohl

für $s_{NA} = 0,4\text{ mm}$ als auch für $s_{EA} = 0,6\text{ mm}$. Im Kontrast dazu wiesen die Zielregionen 1, 3 und 4 die größten Abstände (im Mittel: $s_{NA} = 1,7\text{ mm}$; $s_{EA} = 2,1\text{ mm}$) und somit die höchsten Ungenauigkeiten auf. Bei der Punktion des 7. Ziels wurde ein maximaler Normalabstand von $2,77\text{ mm}$ festgestellt. Der maximale Euklidische Abstand von $3,2\text{ mm}$ wurde für das 1. Ziel dokumentiert. Die minimalen Abstände und somit die höchste Genauigkeit mit $s_{NA} = 0,06\text{ mm}$ und $s_{EA} = 0,31\text{ mm}$ konnten bei der Punktion der 5. Zielregion erreicht werden.

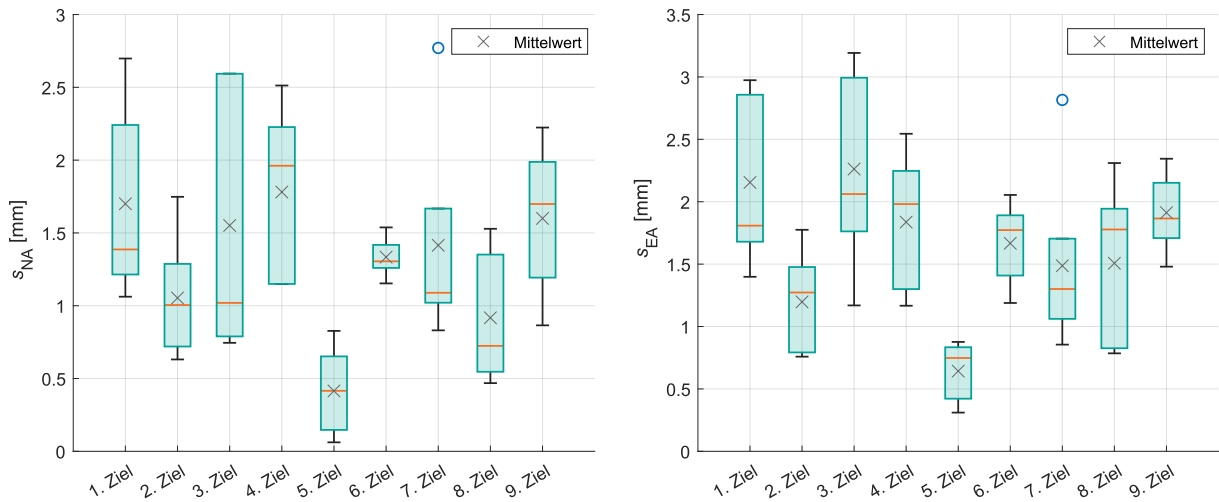


Abbildung 5.11: Normalabstand s_{NA} und Euklidischer Abstand s_{EA} zwischen dem angenommenen Nadelpfad und Zielpunkt abhängig vom Punktionsziel im Phantom.

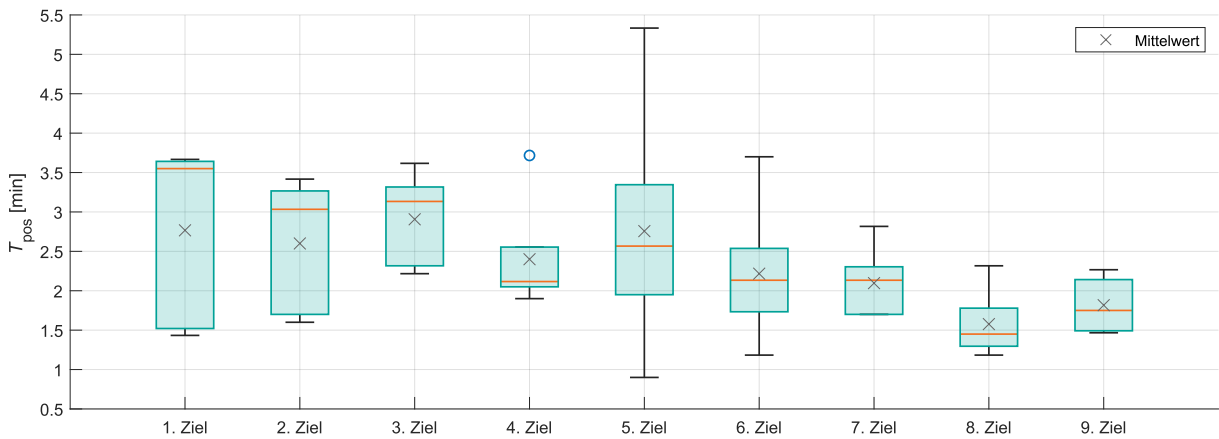


Abbildung 5.12: Gesamtpunktionszeit T_{pos} abhängig vom Punktionsziel im Phantom.

Desweiteren wurden die Positionierungszeiten der einzelnen Schritte des autonomen Algorithmus analysiert. Die mittlere Positionierungszeit zur Ziel-Trajektorie T_{traj} über alle Ziele variierte zwischen $0,3\text{ min}$ (5. Ziel) und $3,7\text{ min}$ (5. Ziel), mit einem Mittelwert von $1,4\text{ min}$. Bei der Betrachtung der Gesamtzeit über alle Ziele liegt der Median um $0,2\text{ min}$ über dem Mittelwert. Die Ziel-Trajektorie wurde durchschnittlich nach 6 iterativen Schritten des

Positionierungsalgorithmus erreicht, wobei in zwei Fällen beim 5. und 6. Ziel bereits ein einzelner Durchlauf ausreichte. Die Vorschubzeit zum Zielpunkt T_p wies Werte zwischen 0,48 min (5. Ziel) und 1,76 min (7. Ziel) auf, wobei der Durchschnitt bei 1 min (entspricht etwa 4 Durchläufen) lag. Die Gesamtpunktionszeit T_{pos} erstreckte sich von 0,9 min (5. Ziel) bis 5,3 min (5. Ziel), mit einem Mittelwert von 2,3 min (siehe Abbildung 5.12).

5.9 Eigenschaften des Abdomen-Phantomkörpers

Die folgenden Ergebnisse basieren auf der eigenen Publikation [VES⁺24b] und beziehen sich auf die durchgeführten Experimente, die in Kapitel 4.4.10 beschrieben sind.

5.9.1 MRT- und Elastizitätseigenschaften

Die ermittelten Relaxationszeiten und Elastizitätswerte des Abdomen-Phantomkörpers von MURPHY bewegen sich im breiten Wertebereich der Literaturangaben für menschliches Gewebe (siehe Tabelle 5.4). Im Gegensatz dazu zeigten die dielektrischen Eigenschaften eine durchschnittliche Abweichung von 13,2% und eine maximale Abweichung von 30% im Vergleich zu menschlichen Referenzwerten.

Tabelle 5.4: Darstellung der Relaxationszeiten T_1 und T_2 , der Dielektrizitätseigenschaften $\tan \delta$ und ϵ_r sowie der Elastizität E der jeweiligen Kompartimente des Abdomen-Phantomkörpers ($\bar{x} \pm \sigma_x$) und {echtem Gewebe [BDRA04, BBA⁺17, CWS⁺16, KPK⁺12, IT['], Ins, MA16, KRA⁺22, KS17, KS18, NMF⁺08, SC21, ZL99]}.

Eigenschaften	Muskeln	Rest-Abdomen	Leber	Nieren
T_1 [ms]	840 ± 32 {865-1659}	1070 ± 20 {377-1328}	699 ± 28 {680-977}	1183 ± 31 {988-1907}
T_2 [ms]	29 ± 1 {27-53}	68 ± 2 {36-97}	29 ± 1 {25-38}	89 ± 3 {37-89}
$\tan \delta$	72,9 {63,9}	83,4 {67-89}	66,4 {64.96}	79,2 {90,9}
ϵ_r	1,2 {1,6}	2,4 {0,9-2,8}	0,8 {1,1}	1,6 {1,4}
E [kPa]	$53,7 \pm 0,1$ {19,3-2200}	$19,74 \pm 0,02$ {1,2-46}	$32,2 \pm 0,3$ {2,2-386}	$86,63 \pm 0,2$ {86-4060}

$T1w$ und $T2w$ MRT-Aufnahmen zeigten die angedachte anatomische Struktur der jeweiligen Kompartimente (Leber, Lebertumore, Nieren, Wirbelkörper, Rippen, Muskeln) des Abdomen-Phantomkörpers (siehe Abbildung 5.13). Des weiteren konnten nicht vorgesehene Lufteinschlüsse (markiert durch weiße Pfeile) beobachtet werden.

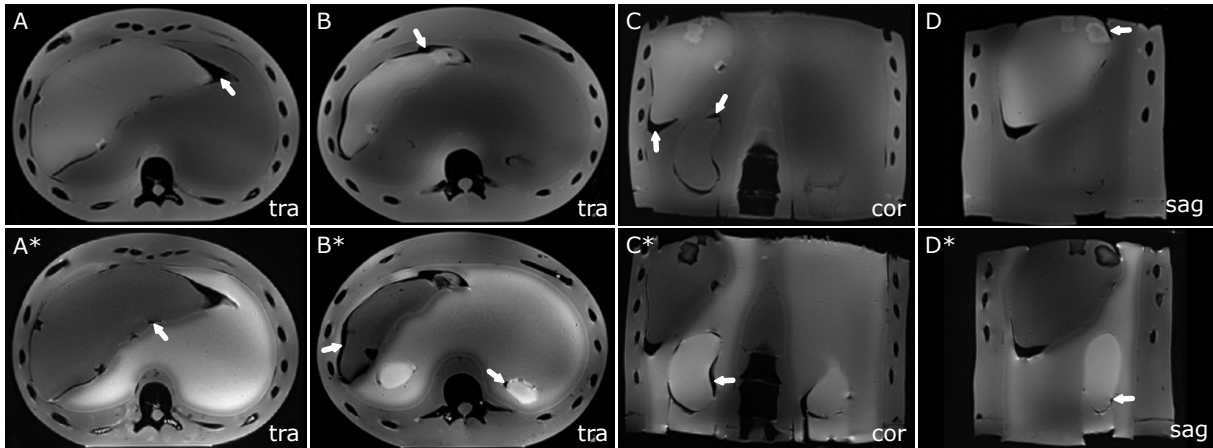


Abbildung 5.13: MRT-Aufnahmen des Abdomen-Phantomkörpers in transversaler (tra), sagittaler (sag) und koronarer (kor) Ansicht. (A-D) T_1 -gewichtete 3D-VIBE-Sequenz (siehe Parameter in Tabelle A.1, Nr.15). (A*-D*) T_2 -gewichtete 3D-TSE-Sequenz (siehe Parameter in Tabelle A.1, Nr.16). Weiße Pfeile markieren Luftzwischenräume.

5.9.2 Qualitativer Trend der Phantomeigenschaften

Tabelle 5.5 bietet einen Überblick über mögliche Variationen der Eigenschaften des Abdomen-Phantomkörpers durch Anpassung der Massenanteile von PVA, zusätzlichen Substanzen und der GTZs (GTZ: 1 bis 4; PVA: $w = 5$ bis 15 %; NaCl: $w = 1$ bis 4 %; Saccharose: $w = 5$ bis 30 %; Kaliumsorbat: $w = 1$ bis 10 %). Die Ergebnisse dienen der iterativen Bestimmung des optimalen Gleichgewichts aller Eigenschaften des Abdomen-Phantomkörpers.

Tabelle 5.5: Qualitativer Trend der Relaxationszeiten T_1 / T_2 , der Dielektrizitätseigenschaften $\tan \delta / \epsilon_r$ und der Elastizität E bei einer Verdopplung der GTZ oder der Konzentration der jeweiligen APK-Substanzen.

Variablen	Relative Änderung [%]				
	T_1	T_2	ϵ_r	$\tan \delta$	E
GTZ	-10 bis -30	-10 bis -50	1 bis 10	-1 bis -10	> 50
PVA	-30 bis -70	> -50	1 bis 10	10 bis 50	> 50
NaCl	-1 bis -10	-1 bis -10	1 bis 10	> 50	10 bis 50
Saccharose	-10 bis -50	-10 bis -50	-1 bis -10	-1 bis -10	30 bis 70
Kaliumsorbat	-1 bis -10	5 bis 30	1 bis 10	30 bis 70	-10 bis -50

5.9.3 Langlebigkeit

Die Ergebnisse der Lagerungstests (siehe Tabelle 5.6) zeigten die Widerstandsfähigkeit der Proben gegenüber Schimmelbefall und ergaben eine Gewichtsabnahme von ungefähr

2,3%. 98% dieses Gewichtsverlustes trat innerhalb der ersten 14 Tage auf. Daraufhin änderten sich die für die MRT relevanten-/Elastizitätseigenschaften durchschnittlich um 7,2%/52%.

Tabelle 5.6: Änderung der Relaxationszeiten T_1 / T_2 , der Dielektrizitätseigenschaften $\tan \delta / \varepsilon_r$ und der Elastizität E nach einer Langzeitlagerung der einzelnen Kompartimente.

Eigenschaften	Muskeln	Rest-Abdomen	Leber	Nieren
Gewichtsverlust [%]	7,4	0,8	5,1	2,5
T_1 / T_2 Änderung [%]	-9,5 / -10,3	6,5 / 12,7	-10,2 / -9,1	-8,9 / -6,5
$\varepsilon_r / \tan \delta$ Änderung [%]	-0,1 / 12,3	-4,5 / -11,3	-6,1 / -5,1	-2,2 / -0,4
E Änderung [%]	47,4	61	78,7	21,2

Wie in Abbildung 5.14) konnten sich die Nadelkanäle nach 100 Punktionen verschließen. Es wurde eine Abnahme der Elastizität um 1,2% festgestellt. Nach 200 Einstichen wurden sichtbare Kanäle hinterlassen, gefolgt von einer Elastizitätsabnahme um 2,8%. Nach der durchgeführten Dauerkompression zeigte die Probe eine plastische Deformation und verlor 12,5% an Höhe sowie 10,5% der Elastizität.

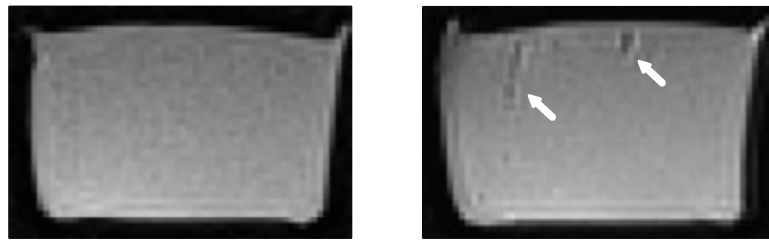


Abbildung 5.14: Repräsentative MRT-Bilder der Volumenaufnahme einer Leberphantomprobe nach 100 (a) und 200 (b) Nadeleinstichen. Weiße Pfeile markieren die Luft einschüsse der Nadelkanäle.

5.9.4 3D-Organbewegung

Die Abbildung 5.15 visualisiert die Organbewegungen des Abdomen-Phantomkörpers in verschiedenen Raumrichtungen. Die größte Bewegung konnte in der superior-inferiorer Richtung festgestellt werden, gefolgt von der anterior-posteroren Richtung. Die Leberbewegung in links-rechts Richtung blieb unter 4 mm, während die Nierenbewegungen im Submillimeterbereich lagen. Je näher sich ein Kompartiment an der Druckplatte befand, desto deutlicher wurden die Bewegungen. Während der Kompression führten Flexionen der Acrylplatten zu zusätzlichen Bewegungen des Abdomen-Phantomkörpers von 0,5–1 mm. Die Atemsimulation der Ein- und Ausatmung über die Zeit (T_{ein} , T_{aus}) weist eine Bewegungshysterese auf, deren Amplitude im Mittel weniger als 1 mm beträgt.

Während der Reproduzierbarkeitsanalyse ergaben die wiederholten Repositionierungen

des Abdomenphantomkörpers in den Zuständen der Endausatmung/Endeinatmung ($d_s = 0 \text{ mm}/d_s = 3 \text{ mm}$) folgende räumliche Abweichungen der anatomischen Landmarken ($\bar{x} \pm \sigma_x$): 0 ± 0 in superior-inferior; $0,36 \pm 0,07$ in anterior-posterior; $0,15 \pm 0,03$ in links-rechts.

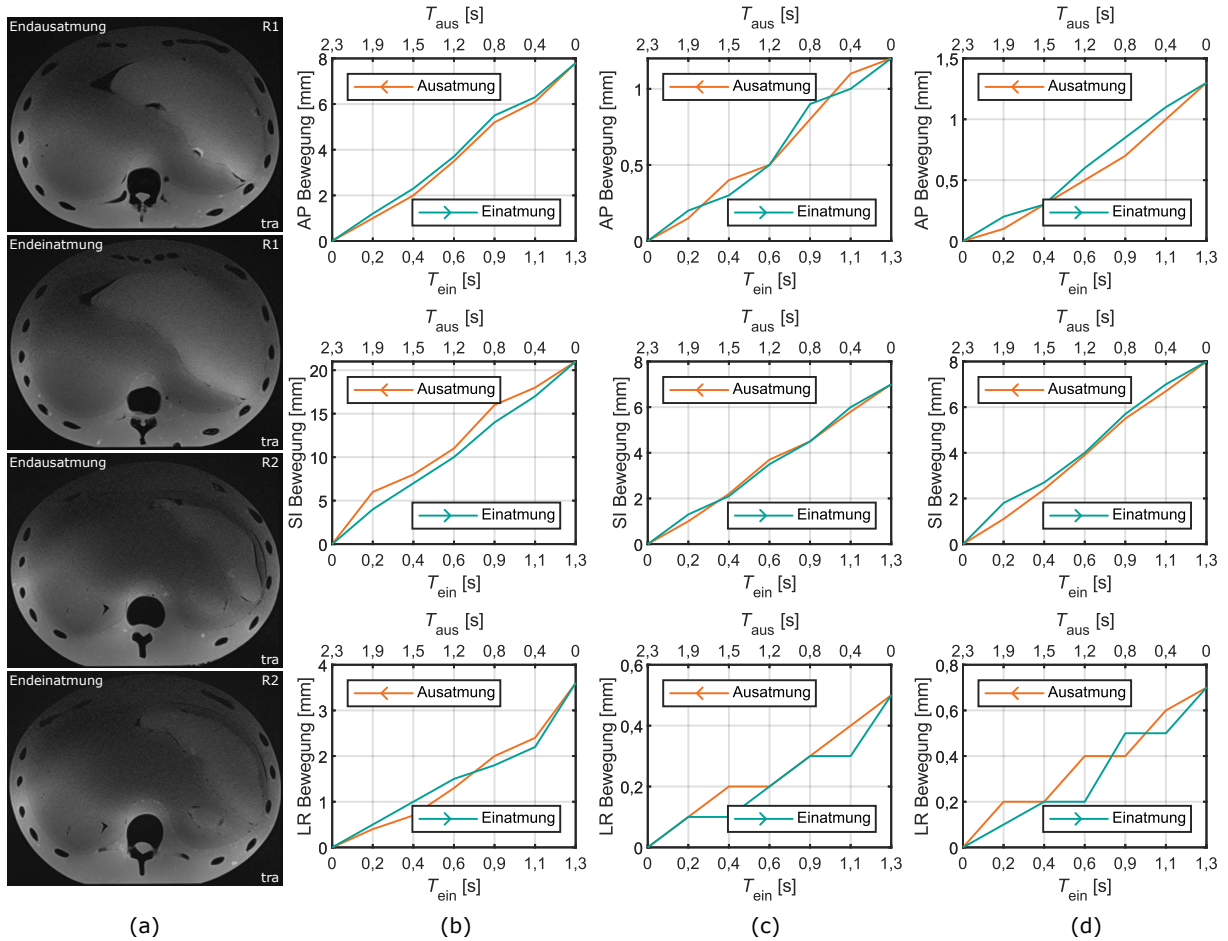


Abbildung 5.15: 3D-Organbewegung des Abdomen-Phantomkörpers. (a) MRT-Aufnahmen in transversaler Ansicht (tra), welche die Phasen am Ende der Aus- und Einatmung derselben Schicht in zwei Regionen (R1, R2) darstellen. Bewegung der Leber (b), der rechten Niere (c) und der linken Niere (d) während der Atemsimulation in superior-inferiorer (SI), anterior-posteriorer (AP) und links-rechts (LR) Richtung.

6 Diskussion

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der μ RIGS- und MURPHY-Studien analysiert und kritisch diskutiert hinsichtlich methodischer Grenzen, der wissenschaftlichen Relevanz in Bezug zum Stand der Technik und Anwendbarkeit im klinischen Kontext. Auf Basis dessen werden die zentralen Beiträge dieser Arbeit zu den in der Einleitung dargelegten Forschungsfragen herausgearbeitet sowie zukünftige Forschungsansätze und Analysemethoden abgeleitet.

6.1 MRT-Kompatibilität

Die MRT-Kompatibilitätstests von μ RIGS und MURPHY zeigen keine Beeinträchtigung der Bildqualität. Die SNR-Analyse zeigt eine maximale Verringerung von 0,33 %, die innerhalb der methodischen Messungenauigkeit liegt [DRR⁺07]. Diese Reduktion unterschreitet die in der Literatur dokumentierten Werte vergleichbarer Systeme, die zwischen 5 % und 20 % variieren [FK23, HLZ⁺23]. Die Messungen von Spektren bestätigen diese Ergebnisse und zeigen keine lokalen Artefakte, unabhängig vom gewählten Aktivitätsmodus der Systeme. Die Kompatibilitätstests wurden an einem 3 T MRT-System durchgeführt, weshalb die Ergebnisse nicht unmittelbar auf andere Feldstärken übertragbar sind. Weitere Untersuchungen an interventionell genutzten 1,5 T und 0,55 T MRT-Systemen sind erforderlich, um die Kompatibilität umfassend zu validieren.

Ein bedingt MRT-sicherer Zustand lässt sich trotz ferromagnetischer und elektrischer Antriebskomponenten realisieren. Die Platzierung der jeweiligen Antriebseinheit in einem Mindestabstand von 90 cm zum Magneten verhindert Beschleunigungseffekte und gewährleistet somit die Sicherheit. Diese Distanz ermöglicht zudem den uneingeschränkten Betrieb der elektrischen Komponenten, insbesondere der Elektromotoren. Die Antriebseinheit kann dabei am Tische oder fest unter dem Tisch montiert werden, was eine stabile und sichere Integration in den klinischen Ablauf ermöglicht.

Diese Ergebnisse bestätigen die Effektivität des entwickelten Konzepts, bei dem konventionelle Antriebskomponenten außerhalb des kritischen Magnetfeldbereichs positioniert werden. Damit wird eine kostengünstige und technisch weniger komplexe Lösung im Vergleich zu speziell entwickelten MRT-kompatiblen Antriebssystemen ermöglicht, ohne einen Kompromiss zwischen technischen Funktionalitäten und MRT-Kompatibilität zu erzeugen.

6.2 Robotik-Patienten Interface

Haltekraft an verschiedenen Körperregionen

Die durchgeführten Tests an der menschlichen Haut spiegeln realitätsnahe Bedingungen wider, führten jedoch zu erhöhten Variabilitäten der Haltekraften des Robotik-Patienten Interfaces. Die Reproduzierbarkeit der Messwerte wurde durch variable Anbringungsorientierungen an anatomischen Strukturen, Abweichungen der händischen Einstellung der Winkel sowie Verunreinigungen der hautanliegenden Silikonschicht im fortgeschrittenen Versuchsprozess beeinflusst. Für reproduzierbarere Untersuchungsbedingungen werden automatisierte Testverfahren empfohlen.

Die Testresultate zeigen, dass eine planare Auflagefläche (geringe Körperkrümmung) von mindestens 6 cm erforderlich ist, um eine Deformation des Adapterrings zu vermeiden. Bei Körperregionen wie dem Unterarm, der einen Durchmesser von etwa 12 cm aufweist, erreicht das System damit die geometrischen Anwendungsgrenzen. Die Interaktion zwischen dem Robotik-Patienten-Interface und dem menschlichen Gewebe führte aufgrund der natürlichen Gewebeelastizität zu variablen Messergebnissen. Das adaptive Verhalten des Gewebes, das sich unterschiedlich stark in die Unterdruckkammer einzieht, ist dabei abhängig von der jeweiligen anatomischen Position und Hauteigenschaften. Diese Heterogenität der anatomischen Strukturen erfordert eine fallspezifische Kalibrierung der Unterdruck-Grenzwerte unter Berücksichtigung der lokalen biomechanischen Eigenschaften.

Während eines perkutanen Nadelvorschubs ins Weichgewebe sind im Normalfall Kräfte von bis zu 10 N notwendig, die Gegenkräfte an der Instrumentenpositionierungseinheit verursachen [FOP⁺21, BLLZ16]. Basierend darauf kann ein Unterdruckbereich zwischen $-0,2$ bar und $-0,3$ bar abgeleitet werden, der eine stabile Fixierung bei verschiedenen anatomischen Lokalisationen gewährleisten könnte.

Die initiale Nutzerstudie demonstrierte die grundsätzliche Funktionalität des Konzepts. Eine umfassendere klinische Validierung mit verschiedenen Probandengruppen ist jedoch notwendig, um optimale Parameter für Befestigungsbereiche und Unterdruckeinstellungen zu definieren.

Langzeitanwendung

Bei Unterdrücken über $-0,4$ bar wurden Hautirritationen beobachtet, wobei im Schulterbereich bereits ab $-0,3$ bar erste Reizungen auftraten (siehe Abbildung 6.1). Demnach wurden aus Sicherheitsgründen mit diesen Unterdrücken keine weiteren Haltbarkeitstests des Robotik-Patienten Interface durchgeführt. Eine zehnminütige Applikation von $-0,2$ bar

im abdominellen Bereich führte zu temporären subkutanen Hämatomen mit vollständiger Regression innerhalb von 48 Stunden. Die Langzeiteffekte der Vakuumexposition auf die kutane Integrität erfordern weitere systematische Untersuchungen. Die bisherigen Erkenntnisse korrespondieren mit etablierten Vakuum-basierten Therapieformen wie Schröpfen oder der Vakuumtherapie bei Trichterbrust, die bereits klinische Anwendung finden. Systematische Langzeitstudien sind erforderlich, um die Auswirkungen der Vakuumexposition auf die Hautintegrität zu evaluieren und daraus evidenzbasierte klinische Anwendungsprotokolle zu entwickeln.



Abbildung 6.1: Reizungen der Haut durch das anlegenden des Robotik-Patienten Interface mit einem relativen Unterdruck von $-0,3$ bis $-0,4$ bar.

Vergleich mit Stand der Technik

Durch die Kombination von direktem Patientenkontakt, flexibler Vakuumfixierung und der Möglichkeit dynamischer Integration verschiedener Komponenten bietet das Robotik-Patienten Interface eine neuartige Schnittstelle zwischen Mensch und Maschine während bildgestützter minimal-invasiver Eingriffe. Im Vergleich zu bisherigen Ansätzen (siehe Kapitel 3.1.4) ermöglicht das System eine Befestigung an verschiedenen Körperbereichen bei einfacher Handhabung. Der kompakte Aufbau mit einem 135 mm Außendurchmesser und einem Gewicht von 106 g erleichtert den Zugang im MRT-Tunnel und erlaubt eine Umpositionierung unter Beibehaltung der Sterilität. Durch Lösen des Vakuums und erneutes Ansetzen der Fixierung kann der sterile Interventionist die Einstichstelle neu festlegen, ohne den gesamten Sterilisationsprozess wiederholen zu müssen. Bisherige Systemfixierungen auf der Haut basierten auf Klebeverbindungen für den Einmalgebrauch (SeeStar[®], Apriomed AB). Die entwickelte Vakuumfixierung ermöglicht dagegen eine Mehrfachverwendung des Robotik-Patienten Interface, was den aktuellen Nachhaltigkeitsanforderungen in der Medizintechnik entspricht [MF24].

Ausblick

Die gewonnenen Erkenntnisse, insbesondere hinsichtlich der Auswirkungen des gewählten Befestigungspunktes, der Sauberkeit des Systems und der Anzahl der Nutzungszyklen, sind relevant für die Weiterentwicklung des Robotik-Patienten-Interface. Zudem sollte untersucht werden, ob zusätzliche Maßnahmen wie das Anfeuchten der Dichtlippen die Haltbarkeit des Systems positiv beeinflussen können.

Die Effektivität des Robotik-Patienten-Interface variiert in Abhängigkeit von den individuellen Hauteigenschaften, wobei insbesondere bei älteren Patienten mit reduzierter Hautelastizität Einschränkungen auftreten können. Eine technische Optimierung durch die Integration mehrerer, unabhängig angesteuerter Vakuumkammern könnte das Ablösungsrisiko minimieren.

Der implementierte Bajonettadapter ermöglicht eine flexible Integration verschiedener Komponenten wie passiver Marker (Einstichstellenfinder) oder Nadelhalter unter Beibehaltung des Sterilitätskonzepts. Die sterile Abdeckung des Bajonettadapters, die nach der Aktivierung des Vakuums über die Öffnung gelegt wird, erschwert jedoch das präzise Einrasten von Komponenten. Eine mögliche Lösung wäre die Integration taktiler Orientierungshilfen und visueller Markierungen, die auch durch die sterile Abdeckung erkennbar sind und eine intuitive Montage ermöglichen.

Die klinische Anwendung als Mehrwegprodukt erfordert die Validierung geeigneter Aufbereitungsprozesse. Obwohl Silikon biokompatibel ist und verschiedene Sterilisationsmethoden toleriert, müssen zukünftig ein standardisierter Reinigungs- und Desinfektionsprozess für alle Komponenten, insbesondere der Schlauchanschlüsse und Lumen, analysiert werden.

6.3 Metamaterial Oberflächenspule und Einstichstellenfinder

Die in das Robotik-Patienten Interface integrierte Metamaterial-Spule ermöglicht trotz kompakter und kabelloser Bauweise eine lokale Signalverstärkung. Während diese Technologie konventionelle Oberflächenspulen während der Intervention nicht vollständig substituieren kann, bietet diese zusätzliches Potenzial zur Optimierung der Bildqualität bei der initialen Einstichstellenplanung.

Qualitative Nutzertests bestätigten die Effektivität des Einstichstellenfinders. Die gerichtete Signalverstärkung mit dem Marker als Zentrum erwies sich als nützliches visuelles Feedback bei der Lokalisierung der Einstichstelle. Im Gegensatz zur konventionellen Fingertipping-Methode, bei der das Absetzen des Fingers zur Markierung Ungenauigkeiten verursachen kann, eliminiert der entwickelte Workflow mit dem Robotik-Patienten-Interface und dem Einstichstellenfinder diese Fehlerquelle. Die Fixierung erfolgt durch die Vakuumaktivierung, wodurch das Interface präzise an der Punktionsstelle ausgerichtet werden kann.

Anschließend wird der Einstichstellenfinder durch die Instrumentenpositionierungseinheit ersetzt. Es ist anzumerken, dass weitere quantitative Analysen erforderlich sind, um die Präzision und Effizienz des neuen Ansatzes im Vergleich zur etablierten Methode objektiv zu bewerten.

Die Effizienz der Metamaterial-Spule hängt von der dielektrischen Beladung ab, die wiederum von den Eigenschaften des lokalen Weichgewebes beeinflusst wird [KKV⁺24]. Mit der entwickelten Spule wurde die höchste Effizienz am Oberschenkel erreicht. Dies beschränkt die klinische Relevanz auf die Überprüfung anatomischer Strukturen und Instrumentenpositionen im Bereich des subkutanen Gewebes. Bei niedrigeren Feldstärken (1,5 T, 0,55 T), die häufiger bei interventionellen Verfahren verwendet werden, wird eine höhere Effizienz erwartet [KHK⁺24].

Die Integration der Metamaterial Spule in das Robotik-Patienten Interface verringert die Schritte im Sterilisationsprozess und ermöglicht eine reproduzierbare räumliche Korrelation zwischen befestigten Instrumenten, dem Patienten und der lokalen Signalverstärkung ohne Verschiebungen [FKG⁺22].

6.4 Instrumentenpositionierungseinheit

Die fortschreitenden Innovationen im Bereich des 3D-Drucks ermöglichen den Einsatz technischer Keramik als vielversprechendes Material für MRT-sichere aktive mechanische Komponenten. Mit der Instrumentenpositionierungseinheit demonstriert diese Arbeit, dass keramische Werkstoffe aufgrund ihrer hohen Festigkeit, Härte, Biokompatibilität und Sterilisierbarkeit eine gleichwertige Alternative zu metallischen Materialien darstellen können. Dies eröffnet neue Möglichkeiten für die Entwicklung komplexer und gleichzeitig MRT-kompatibler Roboter.

Durch iterative Fertigungsprozesse konnte eine weitgehend spielfreie Montage der mechanischen Elemente erreicht werden. Residuales Spiel wird durch die Spannprozesse der Zugseile während der Bewegung zusätzlich minimiert, da dabei die Gleitkomponenten gegeneinander gepresst werden. Dennoch besteht bei der Gierbewegung aufgrund des eingepressten Kugellagers weiterer Optimierungsbedarf zur Reduzierung des Spiels.

Eine zentrale Herausforderung stellt das Sterilitätskonzept dar, insbesondere in Bezug auf die sterile Nadel, die am System befestigt wird und sich mit dem System mitbewegen muss. Die Frage, ob eine sterile Folie ausreichend Schutz bietet und wie diese im Vorschub mitbewegt werden kann, erfordert weitere Untersuchungen (siehe Konzepte im Kapitel 3.1.5). Die aktuelle Konstruktion der Instrumentenpositionierungseinheit ist primär für Punktionsnadelkonzepte ausgelegt. Diese koaxiale Anordnung ermöglicht die manuelle Einführung von Biopsienadeln für diagnostische Zwecke. Um das Anwendungsspektrum von μ RIGS auf therapeutische Interventionen zu erweitern, ist eine Weiterentwicklung der Instrumen-

tenaufnahme erforderlich, die auch die Positionierung von Ablationsnadeln ermöglicht. Diese Erweiterung stellt jedoch zusätzliche technische Herausforderungen dar. Insbesondere könnten die Kabel der Ablationsnadeln unerwünschte Momente auf das System ausüben und dadurch dessen Funktionalität beeinträchtigen. Weiterhin ist zu beachten, dass die Länge der Instrumente den verfügbaren Platz im MRT-Tunnel nicht überschreitet. Dies erfordert möglicherweise eine anpassungsfähige Konstruktion oder modulare Lösungen für verschiedene Instrumentenlängen.

6.5 Bowdenzugantrieb

Die durchgeführten Untersuchungen zum Bowdenzugkonzept liefern Erkenntnisse für die Optimierung der kinematischen Prozesse der Instrumentenpositionierungseinheit. Die Ergebnisse bestätigen die Hypothese, dass dickere Schnüre eine geringere Dehnung aufweisen. Zudem zeigt sich, dass eine hohe Anzahl an Flechtungen nicht nur die Elastizität minimiert, sondern auch eine glatte Oberfläche für reibungsarme Gleitprozesse ermöglicht. Dies ist besonders relevant bei kleinen Umlenkradien von weniger als 0,7 mm und trägt zur Langlebigkeit des Systems bei. Die durchgeführten Materialtests erfordern eine Erweiterung durch umfassende Langzeituntersuchungen, um die dynamischen Eigenschaftsänderungen durch Alterung und kontinuierliche Beanspruchung zu charakterisieren.

Für zukünftige Optimierungen bietet sich Polyetheretherketon als alternatives Material für die Zughülle an, da es sich im Vergleich zu PA durch höhere Steifigkeit, Zugfestigkeit und Temperaturbeständigkeit und geringerer Feuchtigkeitsaufnahme auszeichnet [TBSJ20]. Diese Eigenschaften könnten potenziell die Latenzen der Kraftübertragung des Bowdenzugsystems weiterhin minimieren und sich für Sterilitätskonzepte eignen. Allerdings muss in weiteren Tests evaluiert werden, ob die höhere Steifigkeit die notwendige Flexibilität der Bowdenzüge direkt an den bewegten Komponenten der Instrumentenpositionierungseinheit nicht beeinträchtigt.

Die Entwicklung einer Bowdenzugkupplung könnte die Montage und Wartung des Antriebsmoduls erleichtern, indem diese eine Verbindung zwischen Instrumentenpositionierungseinheit und Antriebseinheit ermöglicht. Zusätzlich könnten integrierte Sicherheitsfunktionen, wie ein Überlastschutz, die Patientensicherheit und Systemrobustheit erhöhen. [NRI⁺22] Die μ RIGS-Firmware und der verwendete Arduino[®] DUE als Mikrocontroller erfüllten grundlegend die technischen Anforderungen. Die Implementierung auf einem Mehrkern-Mikrocontroller (z.B. Arduino[®] GIGA) würde die separate Ausführung der Motorbewegungssteuerung und der echtzeitrelevanten Kommunikationsprozesse ermöglichen. Diese Architektur bietet das Potential einer optimierten Systemperformance, ohne dass eine umfassende Neuentwicklung der Firmware-Struktur erforderlich ist.

6.6 Haptisches Interaktionssystem

Kraftmessung

Die Validierungstests zeigten, dass die μ RIGS-Kraftmessung bei konstanten Motorgeschwindigkeiten eine lineare Korrelation zwischen st und F aufweist. Jedoch können Beschleunigungsprozesse des Motors die Präzision der st -Messung beeinträchtigen, was bei niedrigen Rotationsgeschwindigkeiten unter 50 min^{-1} zu Abweichungen führt. Diese technische Limitation erschwert die Entwicklung eines Controllers, der simultan haptisches Feedback generiert und eine aktive Echtzeitanpassung der Nadelposition ermöglicht.

Die Druckprüfmaschine zeigte konsistente Kraftverläufe, die auf eine homogene Verteilung der Materialeigenschaften in den Phantomschichten hindeuten. Aufgrund der ungleichmäßigen Schichthöhen über den Punktionsbereich (siehe Abbildung 4.37) wurden jedoch Kraftabweichungen bei Schichtübergängen erkannt, insbesondere bei #3Phantom, das zu Beginn eine C-Schicht mit den meisten herstellungsbedingten Luftblasen aufwies. Dies kann zu zufälligen Einstichfehlern führen, welche die Vergleichsergebnisse beeinträchtigen könnten. Die Herstellungsprozesse könnten durch eine Vakuumbehandlung der gegossenen PVA-Lösung optimiert werden, um eingeschlossene Luftblasen zu entfernen.

Die Abtastrate für haptische Ereignisse sollte nach aktuellen Forschungserkenntnissen mindestens 1 kHz betragen, um eine zuverlässige Detektion zu gewährleisten [Ker09]. Dies kann durch eine Erhöhung von f_{rot} erreicht werden, führt jedoch zu verstärktem Signalrauschen. Das entwickelte haptische Interaktionssystem weist eine maximale Kraftauflösung von $0,23 \pm 0,16 \text{ N}$, die über der menschlichen Wahrnehmungsschwelle von 1 mN liegt. Diese Limitation resultiert aus den technischen Einschränkungen der motorbasierten Sensorik. Die Dehnungseigenschaften der Zugseile (2 mm bei 15 N) verhindern eine präzise Abbildung der Kraftkurve im Vergleich zum Referenzverhalten bei steigender Last. Diese reduzierte Empfindlichkeit wurde in der Benutzerstudie von allen Teilnehmern wahrgenommen. Die Probanden bewerteten dies jedoch als akzeptabel, da die bildgebenden Verfahren die primären diagnostischen Informationen liefern, während das haptische Interaktionssystem eine ergänzende Rückmeldung zur Nadelpositionierung bereitstellen soll.

Die maximal erreichbare Kraft (F_{max}) ermöglicht eine sichere Nadelführung im Weichgewebe und bietet gleichzeitig einen inhärenten Schutzmechanismus gegen fehlerhafte Positionierung, die zu Gewebeschäden führen könnte [BLLZ16].

Nutzerstudie

Der Übergang von härteren zu weicheren Gewebeschichten stellte sowohl bei der manuellen als auch bei der μ RIGS-gestützten Punktion eine Herausforderung dar. Die anfangs höhere

Reibung der Nadel im Vergleich zum späteren Verlauf erschwerte die Differenzierung weicherer Strukturen, da die für den Vorschub erforderlichen Kräfte sich nicht absolut reduzierten, sondern stagnierten oder mit einem flacheren Kraftgradienten abnahmen. Die erfahreneren Studienteilnehmer (#2 und #4) berichteten in der Befragung, dass sie sich während Interventionen verstärkt auf die haptische Wahrnehmung neben der Bildgebung verlassen. Dies zeigte sich in einer ausgeprägteren Fähigkeit der Phantominterpretation und deutet auf eine entwickelte sensorische Expertise in der Gewebeinterpretation hin. Die Pilotstudie mit fünf Teilnehmern ermöglichte erste qualitative Einblicke in die Systemnutzung, jedoch ist die quantitative Aussagekraft der Ergebnisse limitiert. Während nach Sauro und Lewis kleine Stichprobengrößen bereits 85 % der Usability-Probleme identifizieren können, ist für statistisch signifikante und generalisierbare Ergebnisse eine erweiterte Studie mit (20-40) Teilnehmern erforderlich [SL16]. Für zukünftige Validierungen empfehlen die Teilnehmer die Integration spezifischer Gewebestrukturen wie Faszien, Organ-Kapseln und Abszesswände in die Phantome, da diese als taktile Orientierungspunkte während der Punktion dienen. Eine umfassendere Evaluation des Systems sollte mindestens 30 Teilnehmer mit verschiedenen interventionellen Expertisen einschließen, multiple Phantomvariationen nutzen und Vergleichsstudien mit und ohne Bildgebung durchführen. Zusätzlich sollte die Integration einer Echtzeit-Nadelpositionierung mit haptischem Feedback untersucht werden.

Ausblick

Die entwickelte sensorlose Kraftmessmethode für interne Kalibrierungsprozesse und haptisches Echtzeit-Feedback gewährleistet die MRT-Kompatibilität und ermöglicht die kompakte Bauweise des μ RIGS-Systems ohne zusätzliche Sensoren. Die Kraftmessung erreicht eine Maximalkraft von 15 N bei einer Auflösung von etwa 250 mN. Im Vergleich dazu zeigen aktuelle MRT-kompatible jedoch aktive Sensoren entweder eine hohe Auflösung von unter 10 mN bei limitierter Maximalkraft von 5 N, oder sie ermöglichen höhere Maximalkräfte auf Kosten einer reduzierten Kraftauflösung von über 100 mN [FK23].

Die technischen Limitierungen der Schrittmotoren als Sensor können durch das Funktionsprinzip der Gleichstrommotoren optimiert werden. Im Rahmen der Bachelorarbeit von Anton Schlünz (Gutachter: Roberto Leidhold, Ivan Vogt) konnte gezeigt werden, dass die Kraftmessung eine Auflösung von etwa 23 mN bei einer Maximalkraft von 6 N erreicht werden kann [Sch22]. Eine geschwindigkeits- und beschleunigungsunabhängige Abtastfrequenz von 3 kHz kann die aktive Erfassung der Position des Controllers in Echtzeit unterstützen, wodurch die haptische Wahrnehmung vollständig abgebildet werden kann.

Die Validierung der Stall-Messung als sensorlose Kraftmessungsmethode bildete den Schwerpunkt dieser Arbeit und legt die Basis für zukünftige Entwicklungen eines umfassenden haptischen Interaktionssystems (siehe Abbildung 6.2). Eine vollständige Modellierung

erfordert die Betrachtung der gesamten Antriebskette – von der motorbasierten Kraftmessung bis zur Nadelspitze – sowie die Integration von Nadel-Gewebe-Interaktionsmodellen für eine realistische haptische Rückmeldung [YXLS18]. Außerdem könnten spezielle Echtzeitfilter für lineare Vorhersageprobleme zur Verbesserung der haptischen Sensitivität beitragen [WM16, CDC22].



Abbildung 6.2: Designstudie eines individuellen μ RIGS-Controllers (Julian Zeuner, Fachhochschule Joanneum, Graz).

Die entwickelte Technologie ermöglicht teleoperative Eingriffe und bietet insbesondere bei CT-gestützten Interventionen den Vorteil, dass das medizinische Personal keiner Strahlenexposition ausgesetzt wird.

6.7 Automatisierte Instrumentenpositionierung

Genauigkeit und Dauer der Punktion

Die Analyse des Normalabstandes s_{NA} zwischen dem eingenommenen Nadelpfad und dem Zielpunkt sowie der Euklidische Abstand s_{EA} zwischen der Nadelspitze und dem Zielpunkt geben Aufschluss über die Genauigkeit und Dauer T_{pos} der durchgeführten autonomen Punktion mit μ RIGS in der Phantomstudie.

Die Abweichungen zwischen Median und Mittelwert zeigen Asymmetrien in der Verteilung der Messwerte: Bei s_{NA} und T_{pos} deuten einzelne Extremwerte auf eine rechtsschiefe, bei

s_{EA} auf eine linksschiefe Verteilung hin. Die Ursachen dieser Verteilungsmuster können sowohl in Hardware- als auch Softwarekomponenten liegen. Eine detaillierte Analyse der Systemkomponenten ist erforderlich, um die spezifischen Einflussfaktoren zu identifizieren. Die Evaluierung der Zielerreichung zeigt, dass das fünfte Ziel mit der höchsten Präzision und kürzesten Durchschnitszeit erreicht wurde. Diese erhöhte Genauigkeit könnte mit der geringeren Vorschubtiefe von unter 60 mm korrelieren, wobei ein möglicher Zusammenhang mit den eingestellten Gier- und Rollwinkeln nicht eindeutig nachgewiesen werden kann. Paradoxerweise wurde bei Ziel 5 auch der zeitlich längste Einzelfall dokumentiert. Bei Positionierungsvorgängen, die 1,5 min überschritten, traten Schwierigkeiten bei der Erfüllung des Abbruchkriteriums auf. Dies führte zu mehreren Bewegungsiterationen mit Submillimeter-Winkelanpassungen. Der autonome Nadelvorschub erreichte zwar Positionen in 1 mm Entfernung zum Ziel innerhalb von zwei Algorithmusiterationen (unter 30 s), jedoch erforderte das präzise Abbruchkriterium von 0,3 mm weitere Feinjustierungen. Diese resultierten in alternierenden Vor- und Rückwärtsbewegungen im Submillimeterbereich, was die verlängerten Positionierungszeiten erklärt.

Für eine statistisch fundierte Analyse der Zusammenhänge zwischen kinematischen Parametern und der resultierenden Genauigkeit sowie Positionierungsdauer sind weitere umfangreiche Tests erforderlich. Eine Stichprobengröße von 40-50 Punctionen pro Ziel würde quantitative Analysen ermöglichen.

Vergleich mit Stand der Technik

Die Vergleichbarkeit von robotergestützten und perkutanen Interventionssystemen wird durch heterogene Studiendesigns, unterschiedliche Phantommodelle und variierende Bewertungsparameter erschwert. Dennoch zeigt der Vergleich mit aktuellen Systemen, dass μ RIGS höhere Genauigkeiten bei vergleichbaren Phantomtests erreicht (siehe Tabelle 6.1). Die Materialeigenschaften des Phantoms haben keinen Einfluss auf die Messergebnisse der Positionierungsgenauigkeit, da die Nadelpositionierung bereits vor der eigentlichen Punction and die Ziel-Trajektorie ausgerichtet wurde. Der anschließende Nadelvorschub erfolgte strikt entlang dieser vordefinierten Trajektorie, wobei keine Korrekturen während der Vorschubbewegung zugelassen wurden. Die Positionierungsgenauigkeit des GantryMate-Systems könnte durch eine höhere Bildauflösung, wie sie beim μ RIGS-System verwendet wird, potenziell beeinflusst werden. Da bisher keine systematische Untersuchung des Zusammenhangs zwischen Bildauflösung und Positionierungsgenauigkeit vorliegt, sind weitere vergleichende Studien erforderlich. Weiterhin sollte in zukünftigen Forschungsarbeiten der Einfluss der Magnetfeldstärke auf die Präzision und Dauer der Instrumentenpositionierung analysiert werden. Zu vermerken ist, dass das kommerziell erhältliche MicromateTM-System lediglich für Angiografie- und CT-geführte Eingriffe vorgesehen ist.

Während Systeme wie GantryMate als Manipulatoren eine manuelle Pfadfindung und

Nutzereingriffe erfordern, realisiert μ RIGS eine vollständig autonome Nadelführung. Der Wegfall der zeitintensiven Orientierungsphase und manueller Korrekturen resultiert in einer signifikanten Reduktion der Positionierungszeit.

Tabelle 6.1: Vergleich der mittleren Positionierungsgenauigkeit s_{NA}/s_{EA} und -dauer T_{pos} interventioneller Robotersysteme unter definierten experimentellen Bedingungen.

	μ RIGS	Micromate TM [SRL ⁺ 24]	GantryMate [RBVJ19]	ArthoBot [PYM ⁺ 19]
Phantommaterial	Wasser	Gelatine	Agar	Gelatine
Scanner	3 T MRT	CT	1,5 T MRT	1,5 T MRT
Bildaufösung [mm]	1	1	1,5	0,78
Nadelvorschub	Auto	Manuell	Manuell	Manuell
Normalabstand s_{NA} [mm]	1,31	2,15	1,7	1,92
Euklidische Abstand s_{EA} [mm]	1,63	2,52	-	-
Dauer der Positionierung T_{pos} [min]	2,3	2,8	6,5	-

Ein wesentlicher Unterschied zu existierenden Systemen (LoA 1-2) liegt in der vollständig autonomen Nadelführung von μ RIGS bis zum Zielpunkt (LoA 2-3). Schrall et al. dokumentiert, dass die Ungenauigkeiten mit dem MicromateTM (40 % höher als bei μ RIGS) durch die fehlerhafte manuelle Bedienung des Nadelvorschubs entstehen können [SRL⁺24].

Ausblick

Die durchgeführten Phantomtests repräsentieren idealisierte Bedingungen, bei denen sowohl der Pivotpunkt als auch die Zielpunkte als statisch angenommen wurden und die Nadel einem linearen Pfad folgte. Für eine realistische klinische Anwendung, insbesondere im Kontext bewegter Organe, sind zusätzliche Trackingstrategien wie zusätzliche Marker im Zentralring und die Erkennung des Atemmusters erforderlich, die mit Hilfe von MURPHY evaluiert werden können.

Die derzeit sechsminütige Volumenaufnahme zur Markerdetektion könnte durch eine etablierte VIBE-Sequenz in Atemstillstand (45 s) ersetzt werden, was die gewohnte anatomische Darstellung für die Interventionsplanung gewährleistet. Die aus der initialen Markersegmentierung gewonnenen Positionsdaten ermöglichen eine Ausrichtung der parallelen Schichten für das bestehende Echtzeit-2D-Tracking. Diese Workflowoptimierung ist relevant für abdominelle Interventionen, bei denen längere Planungsaufnahmen die klinische Praktikabilität einschränken würden.

Erste Analysen des POCC-basierten Trackings zeigen eine Genauigkeit von ca. $0,5 \pm 0,6$ mm,

deren Präzision von der Bildauflösung, den individuellen Maskenbildern und der Objektorientierung abhängt [Gin23]. Alternative Detektionsmethoden wie die Hough-Transformation könnten diese Abweichungen durch die robuste Signalverarbeitung und präzise Strukturerkennung auch in verrauschten Bildern weiter minimieren [HM20].

Die Genauigkeit der Hauptkomponentenanalyse beim 3D-Tracking der segmentierten Marker erfordert eine detaillierte Evaluation, da diese Ergebnisse als Referenzpositionen für alle nachfolgenden Positionierungsberechnungen dienen.

Die Implementierung einer komplexeren Übertragungsfunktion, die die kinematischen Prozesse zwischen Zugseilaufwicklung und resultierender Bewegung der Instrumentenpositionierungseinheit für jede absolute Position beschreibt, könnte die Effizienz des Positionierungsalgorithmus durch Reduktion der notwendigen Iterationsschritte steigern. Das aktuelle μ RIGS-Setup ist ausschließlich mit MRT-Systemen der Siemens Healthineers AG und deren Access-i Schnittstelle kompatibel. Für eine breitere klinische Anwendbarkeit ist eine Adaption der Kommunikationsprozesse für die Schnittstellen anderer führender MRT-Hersteller wie GE und Philips erforderlich. Eine Alternative bietet die Open-Source-Plattform OpenIGTLink [TFP⁺09], die eine herstellerunabhängige Integration ermöglicht. Eine zukünftige Erweiterung stellt die Implementation drahtloser Kommunikationstechnologien dar. Während Bluetooth-Systeme auf Waveguides angewiesen sind, könnten optische [BMA⁺23] Übertragungstechnologien durch Nutzung des Sichtfensters zwischen Untersuchungs- und Kontrollraum eine MRT-kompatible Kommunikation ohne bauliche Eingriffe ermöglichen.

Die Integration von künstlicher Intelligenz und Robotik revolutioniert zunehmend interventionelle Verfahren in der Radiologie [ZFXS24]. Eine intelligente Planungssoftware könnte künftig auf Basis des definierten Zielpunkts optimale Einstichstellen vorschlagen sowie spezifische Installationsanweisungen für μ RIGS und workflow-relevante Sterilitätsaspekte bereitstellen [LCK⁺20].

Die Übertragung des μ RIGS-Konzepts auf CT-gestützte Interventionen erfordert zwei wesentliche Anpassungen: Zum einen die Modifikation der Markerflüssigkeit durch Bariumsulfat oder Iod-basiertes Kontrastmittel für optimalen CT-Kontrast [VVE⁺23], zum anderen die Weiterentwicklung des Trackingalgorithmus zur räumlichen Echtzeitdetektion der Marker in CT-Bildsequenzen.

6.8 Abdominelles Bewegungsphantom

Grundlegende Materialeigenschaften

Die MRT-Aufnahmen zeigen die konzipierte anatomische Struktur von MURPHY, wobei zwischen den Organgruppen unbeabsichtigte Luftspalten auftreten (siehe Abbildung 5.13).

Diese resultieren aus nicht optimal abgestimmten Formgrößen der separat gefertigten Kompartimente. Mit Durchmessern unter 1 mm beeinflussen die meisten Luftspalten das haptische Feedback bei Nadelinserktionen nicht. Die ausgeprägteren Luftspalten im Leberbereich könnten die Präzision der Nadelpositionierung beeinträchtigen, liegen jedoch außerhalb typischer klinischer Interventionspfade.

Die Abstimmung der Materialeigenschaften durch Mittelung der Referenzgewebewerte ermöglicht eine flexible Anpassung der Signalintensitäten zwischen verschiedenen Organstrukturen. Die implementierten Tumormodelle zeigen charakteristische MRT-Kontraste, die hepatischen Adenomen oder fettreichen Lebermetastasen entsprechen [MVR⁺15]. Da humanes Gewebe viskoelastische Eigenschaften aufweist, erfordert die vollständige mechanische Charakterisierung der PVA-Kompartimente zusätzliche Messmethoden zur Bestimmung komplexer Module [Pop10].

Die MRT-relevanten und mechanischen Eigenschaften des Abdomen-Phantomkörpers unterliegen herstellungsbedingten Schwankungen. Eine Optimierung der Formgebung und PVA-Komposition könnte diese Variationen reduzieren. Erste Untersuchungen in dieser Arbeit deuten darauf hin, dass die mikrowellenbasierte PVA-Herstellung zu reproduzierbareren Ergebnissen führen könnte [VVK⁺24].

Langzeitstabilität

Die mechanischen Eigenschaften unterliegen während der Lagerung spürbaren Veränderungen der Elastizität von mehr als 50 %, wodurch die Langzeitstabilität der angedachten Phantomeigenschaften nicht gewährleistet werden kann.

Die Dauerkompression der Proben könnte neben den Kompressionseffekten auch lagerungsbedingte Materialveränderungen hervorrufen, welche die Ergebnisse beeinflussen.

Die Langzeitstabilität des Abdomen-Phantomkörpers wird durch Veränderungen in der Kristallinität und Porenstruktur beeinflusst, die unter anderem durch GTZs hervorgerufen werden [WBYM14]. Diese strukturellen Modifikationen beeinflussen das Diffusionsverhalten des Wassers im Phantom, was direkte Auswirkungen auf die bildgebenden und mechanischen Eigenschaften hat. Zukünftige Forschungsarbeiten sollten die Entwicklung von Stabilisierungskonzepten fokussieren, beispielsweise durch die Integration alternativer Additive wie Borax [WSH⁺22] und Chitosan [MSMBS09], um die Langzeitstabilität der Materialien zu gewährleisten.

3D-Organbewegung

Die Analyse der Organbewegungen zeigt eine Übereinstimmung zwischen MURPHY und atemgetriggerten humanen Referenzdaten (siehe Abbildung 5.15). Die dominante Be-

wegungsrichtung verläuft superior-inferior, während die laterale Bewegungskomponente minimal ausfällt, was dem physiologischen Bewegungsmuster entspricht. Das System reproduziert auch die charakteristische Einatmungs-/Ausatmungshysterese, die ausgeprägt in der superior-inferioren Bewegung der Leber auftritt.

Die absoluten Bewegungsabweichungen von MURPHY lassen sich aufgrund der individuellen Variabilität menschlicher Atemmuster nicht direkt mit physiologischen Bewegungen vergleichen. Die realistische Organbewegung setzt sich aus einer komplexen Kombination von Translation, Rotation und Verformung zusammen - Aspekte, die in bisherigen Studien nur partiell untersucht wurden [EJK⁺19]. Während diese Arbeit die grundlegende Funktionalität der Organbewegungssimulation validiert, sollten zukünftige Untersuchungen die Interaktion zwischen den Bewegungskomponenten sowie den Einfluss der Druckquellengeometrie und Thoraxbewegung analysieren.

Die Bewegungssimulation von MURPHY erreicht eine reproduzierbare Präzision mit mittleren Abweichungen im Submillimeterbereich. Diese geringfügigen Variationen sind primär auf fertigungsbedingte Lufteinschlüsse im Phantomkörper zurückzuführen. In superior-inferiorer Richtung werden keine messbaren Abweichungen registriert, was durch die definierte Bildgebungsschichtdicke von 1 mm bedingt ist. Diese minimalen Abweichungen sind im Kontext der natürlichen Variabilität humaner Organbewegungen klinisch nicht relevant.

Tabelle 6.2: Gemittelte 3D-Bewegung des Leber- und jeweiligen Nierenkompartiments im Vergleich zu {humanen Analysen [BWC⁺06]}.

	Leber	Rechte Niere	Linke Niere
Superior-Inferior (SI) [mm]	21 {13}	8 {13}	7 {11}
Anterior-Posterior (AP) [mm]	7,8 {5,2}	1,3 {6,1}	1,2 {4,4}
Links-Rechts (LR) [mm]	3,6 {2,1}	0,7 {1,4}	0,5 {1,7}

Ausblick

Die Modularität des Bewegungsphantoms wurde in weiterführenden Studien zur Analyse thermometrischer Effekte bei Gewebeablationen unter Verwendung von ex-vivo Lebergewebe demonstriert [HBD⁺24]. Das System findet zudem Anwendung in der Ausbildung interventioneller Radiologen (siehe Abbildung 6.3), wobei erste Erfahrungsberichte auf eine beschleunigte Lernkurve der Assistenzärzte hinweisen. Die Multimodalität des Phantoms könnte durch die Integration von Bariumsulfat oder Iod-basierte Kontrastmittel als Additiv erweitert werden, was zusätzlich zur MRT auch Anwendungen in der interventionellen CT ermöglichen würde [VVE⁺23].

Das Phantom kann vielfältige Trainingsszenarien für angehende Ärzte sowie die effektive

Entwicklung und Evaluation interventioneller Assistenztools ermöglichen, wodurch In-vivo Experimente reduziert werden können.



Abbildung 6.3: Trainingsintervention mit MURPHY an der Medizinischen Hochschule Hannover (Bild von Marcel Gutberlet).

7 Zusammenfassung

Die Zukunft der interventionellen Medizin liegt in der stetigen Verminderung der Invasivität chirurgischer Eingriffe. Während bildgebende Verfahren wie Magnetresonanztomografie (MRT), Computertomografie (CT) und Sonografie minimal-invasive Eingriffe kontinuierlich verbessern, bleibt die klinische Implementation robotischer Assistenzsysteme durch ein Zusammenspiel verschiedener Faktoren limitiert.

Neben regulatorischen Anforderungen und wirtschaftlichen Barrieren stellen technische Limitationen eine Hürde dar. Die verfügbaren Systeme weisen einen begrenzten Automatisierungsgrad auf. Im MRT-Umfeld ergeben sich zusätzliche Herausforderungen durch die notwendige Verwendung kompatibler Materialien und den Mangel ausgereifter Lösungen für Interventionen an universellen Körperregionen. Das Fehlen des haptischen Feedbacks, die komplexe Integration in etablierte klinische Workflows sowie das Defizit an realitätsnahen Testumgebungen erschweren zusätzlich die Entwicklung neuer Technologien für die breite klinische Akzeptanz.

In der vorliegenden Arbeit wurden ein robotisches Assistenzsystem (μ RIGS) und ein abdominelles Bewegungsphantom (MURPHY) mit dem Fokus auf MRT-gestützte Interventionen entwickelt und evaluiert. Das Grundkonzept von μ RIGS wurde optimiert und erweitert, um autonome nadelbasierte Interventionen an diversen Körperregionen und ein haptisches Feedback während des ferngesteuerten Nadelvorschubs zu ermöglichen. MURPHY kombiniert diverse Eigenschaften und Funktionen für interventionelle Anwendungen, um präklinische Evaluierungen unter realistischen Gegebenheiten unter Berücksichtigung physiologischer Organbewegungen zu unterstützen, Tierversuche zu minimieren und als Trainingsplattform zu dienen.

Die Entwicklung der Teilsysteme von μ RIGS und MURPHY basierten auf der technischen und klinischen Anforderungsanalyse.

Die MRT-sichere Instrumentenpositionierungseinheit wurde hinsichtlich Steifigkeit, Oberflächenqualität und Passgenauigkeit unter anderem durch die Integration von additiv gefertigter technischer Keramik optimiert. Bezüglich der Antriebseinheit übertragen 4 Meter lange Bowdenzüge die Bewegungen der Schrittmotoren in einer elektromagnetisch-sicheren Verkleidung auf die beweglichen Teile der Instrumentenpositionierungseinheit, ohne die MRT-Kompatibilität zu beeinträchtigen. Das Bowdenkabel besteht aus einem 0,9 mm dicken, nichtmetallischen Hochleistungszugseil (prozentuale Dehnung von 0,1 % bei 20 N Belastung), das mit einer Polytetrafluorethylen-Hülle umhüllt ist, um die Reibung

auf die Polyamid-Zughülle und Umlenkungen in der Instrumentenpositionierungseinheit zu minimieren.

Das vakuum-basierte Robotik-Patienten Interface mit einer maximalen Abmessung von 13,5 cm und einem Gewicht von 106 g ermöglicht die Fixierung der Instrumentenpositionierungseinheit an verschiedenen Körperformen und -bereichen des Patienten. Der Grundkörper aus Silikon bildet eine toroidale Vakuumkammer und asymmetrisch geformte Dichtlippen, die sich der Haut anschmiegen. Die Verbindung zur Unterdruckpumpe, integriert in der Antriebseinheit, erfolgt über einen Schlauchanschluss. Ein zentral positionierter Bajonettadapterring ermöglicht eine sterile Trennung zwischen Roboter und Interventionsbereich. In-vivo Zugversuche an Brust, Schulter, Oberschenkel und Abdomen zeigten, dass je nach Körperregion, angelegtem Unterdruck von 0,1 – 0,3 bar und Zugwinkel von 0 – 55° die Haltekraft des Robotik-Patienten Interface in einem Bereich von 10 – 66 N gewährleistet werden kann. Die in den Bajonettadapter integrierte und in das Silikon eingegossene kabellose Metamaterial MRT-Spule deutet auf eine Signalverstärkung von bis zu 200 % hin, die einen erhöhten Gewebekontrast in den ersten 20 mm bis 30 mm Tiefe und einer Breite von 60 mm ermöglicht. Eine Nutzerstudie mit einem Interventionisten bestätigte, dass ein marker-basierter Einstichstellenfinder, der in den Bajonettadapter integriert werden kann, die traditionelle Fingertapping-Methode ersetzen und somit die Fehlerquote bei der geplanten Einstichstellenidentifizierung reduzieren kann.

Der anliegende mechanische Widerstand während des Nadelvorschubs ins Gewebe, der über den Bowdenzug an die Welle des Schrittmotors übertragen und mit Hilfe des Motortreibers gemessen wird, bildet einen sensorlosen Kraftsensor von μ RIGS aus. Dieser ermöglicht eine Kollisionserkennung und Initialisierung für interne Automatisierungsprozesse sowie ein haptisches Feedback für den Nutzer während des ferngesteuerten Nadelvorschubs. Der Kraftsensor erreichte eine Abtastrate von 800 Hz und eine durchschnittliche Kraftauflösung von $0,26 \pm 0,22$ N, die hauptsächlich vom Motorstrom und der Rotationsgeschwindigkeit abhängig war, mit einem durchschnittlichen Maximalwert von 15 N. In den meisten Fällen stimmten die μ RIGS-Messdaten mit dem Referenzkraftverlauf während Punktionen in verschiedene Schichtphantome überein. Die Evaluierung der Nutzungsstudie zeigte keine signifikanten Unterschiede in der haptischen Wahrnehmung zwischen der μ RIGS-Technologie und den manuellen Punktionen in Schichtphantome.

Die automatisierte Instrumentenpositionierung basiert auf der MRT-gestützten Detektion passiver Marker zur räumlichen Systemlokalisierung. Der Algorithmus der μ RIGS-Workstation trackt diese Marker in den MRT-Bildern und berechnet mittels inverser Kinematik die erforderlichen Bewegungen der Freiheitsgrade, um die zuvor definierte Zielstruktur zu erreichen. Dieser iterative Prozess wird fortgeführt, bis das definierte Präzisionskriterium erfüllt und das Ziel erreicht ist. Die durchgeführte Phantomstudie ergab eine durchschnittliche Punktionsgenauigkeit von $1,31 \pm 0,68$ mm (Abstand zwischen Ist-Trajektorie und Ziel) und $1,61 \pm 0,7$ mm (Abstand zwischen Nadelspitze und Ziel) bei

einer Punktionsdauer von $2,3 \pm 0,91$ min.

Der Abdomen-Phantomkörper von MURPHY basiert auf modifizierten Polyvinylalkohol-Kryogelen, die durch spezifische Additive die charakteristischen Eigenschaften von Muskeln, Leber, Nieren, Tumoren und umgebendem Gewebe nachbilden. Ein semi-flexibler, additiv gefertigter Brustkorb und eine elektromagnetisch abgeschirmte Bewegungseinheit ermöglichen die Simulation von Atembewegungen. Die Evaluierung zeigte, dass die verschiedenen Gewebekompartimente die Relaxationszeiten, dielektrischen Eigenschaften und Elastizität menschlichen Gewebes reproduzieren konnten. Langzeittests demonstrierten die Resistenz gegen Schimmelbildung und selbstverschließende Eigenschaften nach Nadelpunktionen. Der Flüssigkeitsverlust führte jedoch zu einer Reduktion der Elastizität um mehr als 50%. Die Bewegungseinheit ermöglichte eine physiologisch realistische Organbewegung ohne Beeinträchtigung der MRT-Bildqualität.

Die vorliegende Arbeit adressiert zentrale Herausforderungen der interventionellen Robotik und Phantomtechnologie. Die entwickelten Systeme zeigen in vielen Aspekten Verbesserungen gegenüber dem aktuellen Stand der Technik. Das neuartige haptische Feedbackkonzept für Nadelpunktionen, kombiniert mit dem Robotik-Patienten Interface, das direkten Patientenkontakt, flexible Vakuumfixierung und weitere Komponentenintegration ermöglicht, erweitert die Mensch-Maschine Interaktion bei bildgestützten minimal-invasiven Eingriffen. Die Instrumentenausrichtung erreicht nicht nur eine mit kommerziellen Systemen vergleichbare Präzision, sondern bietet durch den autonomen Nadelvorschub einen höheren Automatisierungsgrad. Das entwickelte Phantom MURPHY bietet realitätsnahe Trainingsmöglichkeiten und unterstützt die Evaluation interventioneller Assistenzsysteme.

Weitere Studien und Entwicklungen sind erforderlich, um die gezeigten technologischen Fortschritte für eine breite klinische Implementierung zu validieren. Zentrale Aspekte umfassen die Verbesserung der robotischen Funktionalität an bewegten Körperregionen, die Optimierung der haptischen Wahrnehmung sowie die Erweiterung der multimodalen Einsatzmöglichkeiten unter Berücksichtigung steriler Arbeitsprozesse. Das Ziel ist es, regulatorische und ökonomische Barrieren zu überwinden, den konventionellen Workflow effektiv zu unterstützen oder zu ersetzen und den Bedarf an In-vivo Experimenten zu reduzieren. Darüber hinaus ist die Erschließung von telerobotischen Operationstechniken möglich, wodurch Eingriffe in weniger spezialisierten klinischen Einrichtungen in strukturschwachen Regionen durchgeführt werden können.

Literaturverzeichnis

- [ACP⁺16] AVGOUSTI, Sotiris ; CHRISTOFOROU, Eftychios G. ; PANAYIDES, Andreas S. ; VOSKARIDES, Sotos ; NOVALES, Cyril ; NOUAILLE, Laurence ; PATTICHIS, Constantinos S. ; VIEYRES, Pierre: Medical telerobotic systems: current status and future trends. In: *Biomedical engineering online* 15 (2016), Nr. 1, S. 96. <http://dx.doi.org/10.1186/s12938-016-0217-7>. – DOI 10.1186/s12938-016-0217-7
- [Alp23] ALPERS, Julian: *Improving thermal cancer treatment with 2D to 3D heat map reconstruction*, Otto-von-Guericke-Universität, Diss., 2023. <http://dx.doi.org/10.25673/111949>. – DOI 10.25673/111949
- [AMVGF⁺19] ARTEAGA-MARRERO, Natalia ; VILLA, Enrique ; GONZÁLEZ-FERNÁNDEZ, Javier ; MARTÍN, Yolanda ; RUIZ-ALZOLA, Juan: Polyvinyl alcohol cryogel phantoms of biological tissues for wideband operation at microwave frequencies. In: *PLOS ONE* 14 (2019), Nr. 7, S. e0219997. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0219997>. – DOI 10.1371/journal.pone.0219997
- [AS11] AHRAR, Kamran ; STAFFORD, R. J.: Magnetic resonance imaging-guided laser ablation of bone tumors. In: *Techniques in vascular and interventional radiology* 14 (2011), Nr. 3, S. 177–182. <http://dx.doi.org/10.1053/j.tvir.2011.02.010>. – DOI 10.1053/j.tvir.2011.02.010
- [ASS⁺20] AHMAD, Muntaser S. ; SUARDI, Nursakinah1 ; SHUKRI, Ahmad ; MOHAMMAD, Hjouj ; OGLAT, Ammar ; ALARAB, Azzam ; MAKHAMRAH, Osama: Chemical Characteristics, Motivation and Strategies in choice of Materials used as Liver Phantom: A Literature Review. In: *Journal of Medical Ultrasound* 28 (2020), Nr. 1, 7–16. http://dx.doi.org/10.4103/jmu.jmu_4_19. – DOI 10.4103/jmu.jmu_4_19
- [ASTa] ASTM F2119-07: *Standard Test Method for Evaluation of MR Image Artifacts from Passive Implants*. West Conshohocken, PA : ASTM International <http://dx.doi.org/10.1520/F2119-07R13>

- [ASTb] ASTM F2503-20: *Standard Practice for Marking Medical Devices and Other Items for Safety in the Magnetic Resonance Environment*. West Conshohocken, PA : ASTM International <http://dx.doi.org/10.1520/F2503>
- [ATY+20] AZHAR, N. A. A. ; TEE, H. S. ; YEE, Y. Y. ; AWANG, M. N. A. ; MANAN, H. A.: T1 and T2 Characteristics of Agarose Gel Phantom with different Gadolinium Oxide Concentration as Relaxation Modifier. In: *Physics and Technology in Medicine* 1 (2020), Nr. 1, 27–37. <https://myjms.mohe.gov.my/index.php/ptm/article/view/8586>
- [Bau10] BAUER, Petra: Sicherheit in der MRT – nur ein Schlagwort? In: *Radiopraxis* 3 (2010), Nr. 03, S. 159–161. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0030-1265071>. – DOI 10.1055/s-0030-1265071
- [BBA+17] BOJORQUEZ, Jorge Z. ; BRICQ, Stéphanie ; ACQUITTER, Clement ; BRUNOTTE, François ; WALKER, Paul M. ; LALANDE, Alain: What are normal relaxation times of tissues at 3 T? In: *Magnetic Resonance Imaging* 35 (2017), 69–80. <http://dx.doi.org/10.1016/j.mri.2016.08.021>. – DOI 10.1016/j.mri.2016.08.021
- [BBF21] BONGIOVANNI, Simone ; BRAMBILLASCA, Pietro M. ; FUMAROLA, Enrico M.: Vascular, Interventional Radiology, and Interventional Oncology. Version: 2021. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-030-84365-6_9. In: AMALOU, Hayet (Hrsg.) ; SUH, Robert D. (Hrsg.) ; WOOD, Bradford J. (Hrsg.): *The Radiology Survival Kit*. Cham : Springer International Publishing, 2021. – DOI 10.1007/978-3-030-84365-6_9, S. 261–283
- [BBT+17] BOMERS, J. G. R. ; BOSBOOM, D. G. H. ; TIGELAAR, G. H. ; SABISCH, J. ; FÜTTERER, J. J. ; YAKAR, D.: Feasibility of a 2nd generation MR-compatible manipulator for transrectal prostate biopsy guidance. In: *European radiology* 27 (2017), Nr. 4, S. 1776–1782. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-016-4504-2>. – DOI 10.1007/s00330-016-4504-2
- [BCH+14] BROWN, Robert W. ; CHENG, Yu-Chung N. ; HAACKE, E. M. ; THOMPSON, Michael R. ; VENKATESAN, Ramesh: *Magnetic resonance imaging: Physical principles and sequence design*. Second edition. Hoboken, New Jersey : Wiley Blackwell, 2014. <http://dx.doi.org/10.1002/9781118633953>. <http://dx.doi.org/10.1002/9781118633953>. – ISBN 9781118633953

- [BCSS23] BROCK, Kristy K. ; CHEN, Stephen R. ; SHETH, Rahul A. ; SIEWERDSEN, Jeffrey H.: Imaging in Interventional Radiology: 2043 and Beyond. In: *Radiology* 308 (2023), Nr. 1, S. e230146. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.230146>. – DOI 10.1148/radiol.230146
- [BDRA04] BAZELAIRE, Cedric M. J. ; DUHAMEL, Guillaume D. ; ROFSKY, Neil M. ; ALSOP, David C.: MR Imaging Relaxation Times of Abdominal and Pelvic Tissues Measured in Vivo at 3.0 T: Preliminary Results. In: *Radiology* 230 (2004), Nr. 3, S. 652–659. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2303021331>. – DOI 10.1148/radiol.2303021331
- [BFW23] BERGHOLZ, Max ; FERLE, Manuel ; WEBER, Bernhard M.: The benefits of haptic feedback in robot assisted surgery and their moderators: a meta-analysis. In: *Scientific reports* 13 (2023), Nr. 1, S. 19215. <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-023-46641-8>. – DOI 10.1038/s41598-023-46641-8
- [BHF⁺11] BAZRAFSHAN, Babak ; HÜBNER, Frank ; FARSHID, Parviz ; LARSON, Maya C. ; VOGEL, Vitali ; MÄNTELE, Werner ; VOGL, Thomas J.: A liver-mimicking MRI phantom for thermal ablation experiments. In: *Medical Physics* 38 (2011), Nr. 5, S. 2674–2684. <http://dx.doi.org/10.1118/1.3570577>. – DOI 10.1118/1.3570577
- [Bin17] BINDER, Andreas: *Elektrische Maschinen und Antriebe: Grundlagen, Betriebsverhalten*. 2., aktualisierte Auflage. Berlin and Heidelberg : Springer Vieweg, 2017. – ISBN 9783662532409
- [BKK⁺17] BARKHAUSEN, Jörg ; KAHN, Thomas ; KROMBACH, Gabriele A. ; KUHL, Christiane K. ; LOTZ, Joachim ; MAINTZ, David ; RICKE, Jens ; SCHÖNBERG, Stefan O. ; VOGL, Thomas J. ; WACKER, Frank K.: White Paper: Interventionelle MRT: Status Quo und Entwicklungspotenzial unter ökonomischen Perspektiven, Teil 1: Generelle Anwendungen. In: *RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 189 (2017), Nr. 7, S. 611–623. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0043-110011>. – DOI 10.1055/s-0043-110011
- [BLLZ16] BAO, X. ; LI, W. ; LU, M. ; ZHOU, Z. R.: Experiment study on puncture force between MIS suture needle and soft tissue. In: *Biosurface and Biotribology* 2 (2016), Nr. 2, S. 49–58. <http://dx.doi.org/10.1016/j.bsbt.2016.05.001>. – DOI 10.1016/j.bsbt.2016.05.001. – ISSN 24054518
- [BLM⁺04] BATTEAU, Lukas M. ; LIU, Alan ; MAINTZ, J. B. A. ; BHASIN, Yogendra ; BOWYER, Mark W.: A Study on the Perception of Haptics in Surgical

- Simulation. In: COTIN, Stéphane (Hrsg.) ; METAXAS, Dimitris (Hrsg.): *Medical Simulation*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2004. – ISBN 978–3–540–25968–8, S. 185–192
- [BLS⁺24] BRAY, Freddie ; LAVERSANNE, Mathieu ; SUNG, Hyuna ; FERLAY, Jacques ; SIEGEL, Rebecca L. ; SOERJOMATARAM, Isabelle ; JEMAL, Ahmedin: Global cancer statistics 2022: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. In: *CA: a cancer journal for clinicians* 74 (2024), Nr. 3, S. 229–263. <http://dx.doi.org/10.3322/caac.21834>. – DOI 10.3322/caac.21834
- [BMA⁺23] BEHERA, Saswati K. ; M, Karthikeyan ; A, Amose D. ; M, Evan S. ; AFFAN A, Mohammed A.: Enhancing Healthcare with Li-Fi Technology. In: *2023 Intelligent Computing and Control for Engineering and Business Systems (ICCEBS)*, IEEE, 2023, S. 1–5
- [Bou14] BOUTCHKO, R.: Emission Tomography Motion Compensation. Version: 2014. <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-444-53632-7.00105-2>. In: *Comprehensive Biomedical Physics*. Elsevier, 2014. – DOI 10.1016/B978-0-444-53632-7.00105-2, S. 213–227
- [BSB22] BRADY, Zoe ; SMITH, Ian ; BROWN, Nicholas: Scoping the future for interventional radiology and interventional neuroradiology: a clinical physics perspective. In: *Physical and engineering sciences in medicine* 45 (2022), Nr. 2, S. 403–406. <http://dx.doi.org/10.1007/s13246-022-01115-5>. – DOI 10.1007/s13246-022-01115-5
- [Bud17] BUDIU, Raluca: Quantitative vs. Qualitative Usability Testing. In: *Nielsen Norman Group* (01.10.2017). <https://www.nngroup.com/articles/quant-vs-qual/>. – aufgerufen am 19.11.2024
- [Bud23] BUDIU, Raluca: Between-Subjects vs. Within-Subjects Study Design. In: *Nielsen Norman Group* (10.07.2023). <https://www.nngroup.com/articles/between-within-subjects/>. – aufgerufen am 19.11.2024
- [BUE⁺18] BENNET HENSEN ; URTE KÄGEBEIN ; ENRICO PANNICKE ; OLIVER SPECK ; FRANK WACKER: Interventional MRI at research campus STIMULATE. In: *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 63 (2018), Nr. s1, S. 54–59. <http://dx.doi.org/10.1515/bmt-2018-6012>. – DOI 10.1515/bmt-2018-6012
- [BWC⁺06] BRANDNER, Edward D. ; WU, Andrew ; CHEN, Hungcheng ; HERON, Dwight ; KALNICKI, Shalom ; KOMANDURI, Krishna ; GERSZTEN, Kristina

- ; BURTON, Steve ; AHMED, Irfan ; SHOU, Zhenyu: Abdominal organ motion measured using 4D CT. In: *International journal of radiation oncology, biology, physics* 65 (2006), Nr. 2, S. 554–560. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2005.12.042>. – DOI 10.1016/j.ijrobp.2005.12.042
- [BWM⁺18] BOONE, Christine E. ; WOJTASIEWICZ, Teresa ; MOUKHEIBER, Emile ; BUTALA, Ankur ; JORDAO, Ligia ; MILLS, Kelly A. ; SAIR, Haris ; ANDERSON, William S.: MR-Guided Functional Neurosurgery: Laser Ablation and Deep Brain Stimulation. In: *Topics in magnetic resonance imaging : TMRI* 27 (2018), Nr. 3, S. 171–177. <http://dx.doi.org/10.1097/RMR.000000000000152>. – DOI 10.1097/RMR.000000000000152
- [CAM⁺20] CULMER, Peter ; ALAZMANI, Ali ; MUSHTAQ, Faisal ; CROSS, William ; JAYNE, David: Haptics in Surgical Robots. Version: 2020. <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-814245-5.00015-3>. In: *Handbook of Robotic and Image-Guided Surgery*. Elsevier, 2020. – DOI 10.1016/B978-0-12-814245-5.00015-3, S. 239–263
- [CB06] CARRINO, John A. ; BLANCO, Roberto: Magnetic resonance-guided musculoskeletal interventional radiology. In: *Seminars in musculoskeletal radiology* 10 (2006), Nr. 2, S. 159–174. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2006-939033>. – DOI 10.1055/s-2006-939033
- [CCH⁺20] CHANDRAMOHAN, Dharshan ; CAO, Peng ; HAN, Misung ; AN, Hongyu ; SUNDERLAND, John J. ; KINAHAN, Paul E. ; LAFOREST, Thomas A. Richardand Hope H. Richardand Hope ; LARSON, Peder E. Z.: Bone material analogues for PET/MRI phantoms. In: *Medical Physics, Special Issue on The Role of Machine Learning in Modern Medical Physics* 47 (2020), Nr. 5, S. 2161–2170. <http://dx.doi.org/10.1002/mp.14079>. – DOI 10.1002/mp.14079
- [CDC22] CAO, Feng ; DOCHERTY, Paul D. ; CHEN, Xiao: Contact force estimation for serial manipulator based on weighted moving average with variable span and standard Kalman filter with automatic tuning. In: *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 118 (2022), Nr. 9-10, S. 3443–3456. <http://dx.doi.org/10.1007/s00170-021-08036-9>. – DOI 10.1007/s00170-021-08036-9
- [CMW⁺06] CLEARY, Kevin ; MELZER, Andreas ; WATSON, Vance ; KRONREIF, Ger not ; STOIANOVICI, Dan: Interventional robotic systems: applications and technology state-of-the-art. In: *Minimally invasive therapy & allied*

- technologies : MITAT : official journal of the Society for Minimally Invasive Therapy* 15 (2006), Nr. 2, S. 101–113. <http://dx.doi.org/10.1080/13645700600674179>. – DOI 10.1080/13645700600674179
- [CR97] CHU, Kenneth C. ; RUTT, Brian K.: Polyvinyl alcohol cryogel: An ideal phantom material for MR studies of arterial flow and elasticity. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 37 (1997), Nr. 2, 314–319. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910370230>. – DOI 10.1002/mrm.1910370230
- [CWS⁺16] CHEN, Yue ; WANG, Wei ; SCHMIDT, Ehud J. ; KWOK, Ka-Wai ; VISWANATHAN, Akila N. ; CORMACK, Robert ; TSE, Zion Tsz H.: Design and Fabrication of MR-Tracked Metallic Stylet for Gynecologic Brachytherapy. In: *IEEE/ASME transactions on mechatronics : a joint publication of the IEEE Industrial Electronics Society and the ASME Dynamic Systems and Control Division* 21 (2016), Nr. 2, S. 956–962. <http://dx.doi.org/10.1109/TMECH.2015.2503427>. – DOI 10.1109/TMECH.2015.2503427. – ISSN 1083–4435
- [DAD18] DWIHAPSARI, Y ; AFRIANA, R D. ; DARMINTO: The Study of Mechanical Properties and Relaxation Time of Agar Hydrogel for Tissue Mimicking Phantom Material in Magnetic Resonance Imaging. In: *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* 395 (2018), Nr. 1, S. 012022. <http://dx.doi.org/10.1088/1757-899X/395/1/012022>. – DOI 10.1088/1757-899X/395/1/012022
- [Dan08] DANIEL GÜLLMAR: *Anisotropic EEG/MEG volume conductor modeling based on Diffusion Tensor Imaging*, Dissertation, 2008. <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:170171686>
- [DBS15] DALE, Brian M. ; BROWN, Mark A. ; SEMELKA, Richard C.: *MRI basic principles and applications*. Fifth edition. Chichester, West Sussex, UK : Wiley Blackwell, 2015. <http://dx.doi.org/10.1002/9781119013068>. <http://dx.doi.org/10.1002/9781119013068>
- [DCC] DCCV E.V.: *Der Verdauungstrakt*. <https://www.dccv.de/betroffene-angehoerige/medizinische-grundlagen/basiswissen/der-verdauungstrakt/>. – aufgerufen am 12.11.2024
- [DGL⁺19] DONG, Ziyang ; GUO, Ziyang ; LEE, Kit-Hang ; FANG, Ge ; TANG, Wai L. ; CHANG, Hing-Chiu ; CHAN, Danny Tat M. ; KWOK, Ka-Wai: High-Performance Continuous Hydraulic Motor for MR Safe Robotic Teleoperation. In: *IEEE Robotics and Automation Letters* 4 (2019), Nr. 2,

- S. 1964–1971. <http://dx.doi.org/10.1109/LRA.2019.2899189>. – DOI 10.1109/LRA.2019.2899189
- [DHG⁺15] DI XU ; HERZKA, Daniel A. ; GILSON, Wesley D. ; MCVEIGH, Elliot R. ; LEWIN, Jonathan S. ; WEISS, Clifford R.: MR-guided sclerotherapy of low-flow vascular malformations using T2 -weighted interrupted bSSFP (T2 W-iSSFP): comparison of pulse sequences for visualization and needle guidance. In: *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI* 41 (2015), Nr. 2, S. 525–535. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.24552>. – DOI 10.1002/jmri.24552
- [DINa] DIN 33402-2:2020-12: Ergonomie - Körpermaße des Menschen - Teil 2: Werte. In: *DIN Media GmbH* <http://dx.doi.org/10.31030/3170386>
- [DINb] DIN EN IEC 62464-1:2021-10: Magnetresonanzgeräte für die medizinische Bildgebung - Teil 1: Bestimmung der wesentlichen Bildqualitätsparameter. In: *DIN Media GmbH* <http://dx.doi.org/10.31030/3274779>
- [DINc] DIN EN ISO 10993-1:2021-05: Biologische Beurteilung von Medizinprodukten - Teil 1: Beurteilung und Prüfungen im Rahmen eines Risikomanagementsystems. In: *DIN Media GmbH* <http://dx.doi.org/10.31030/2842664>
- [DINd] DIN EN ISO 14155:2021-05: Klinische Prüfung von Medizinprodukten an Menschen - Gute klinische Praxis. In: *DIN Media GmbH* <http://dx.doi.org/10.31030/3249461>
- [DINe] DIN EN ISO 17664-1:2021-11: Aufbereitung von Produkten für die Gesundheitsfürsorge- Vom Medizinprodukt-Hersteller bereitzustellende Informationen für die Aufbereitung von Medizinprodukten - Teil 1: Kritische und semi-kritische Medizinprodukte. In: *DIN Media GmbH* <http://dx.doi.org/10.31030/3293759>
- [DINf] DIN EN ISO 2062:2010-04: Textilien - Garne von Aufmachungseinheiten - Bestimmung der Höchstzugkraft und Höchstzugkraftdehnung von Garnabschnitten unter Verwendung eines Prüfgeräts mit konstanter Verformungsgeschwindigkeit. In: *DIN Media GmbH* <http://dx.doi.org/10.31030/1540566>
- [DINg] DIN EN ISO 604:2003-12: Kunststoffe - Bestimmung von Druckeigenschaften. In: *DIN Media GmbH* <http://dx.doi.org/10.31030/9515267>

-
- [DINh] DIN EN ISO 8373:2010-11 - ENTWURF: Roboter und Robotikgeräte - Wörterbuch. In: *DIN Media GmbH*
- [DMD18] DWIHAPSARI, Y ; MAULIDIYAH, N ; DARMINTO: The Effect of Paramagnetic Agent on Relaxation and Mechanical Properties of Agar Hydrogel for Phantom in Magnetic Resonance Imaging. In: *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* 395 (2018), Nr. 1, 012025. <http://dx.doi.org/10.1088/1757-899X/395/1/012025>. – DOI 10.1088/1757-899X/395/1/012025
- [DQS⁺23] DAMHOLDT, Malene F. ; QUICK, Oliver S. ; SEIBT, Johanna ; VESTERGAARD, Christina ; HANSEN, Mads: A Scoping Review of HRI Research on ‘Anthropomorphism’: Contributions to the Method Debate in HRI. In: *International Journal of Social Robotics* 15 (2023), Nr. 7, S. 1203–1226. <http://dx.doi.org/10.1007/s12369-023-01014-z>. – DOI 10.1007/s12369-023-01014-z
- [DRN⁺02] DOBRITZ, M. ; RADKOW, T. ; NITTKA, M. ; BAUTZ, W. ; FELLNER, F. A.: VIBE mit paralleler Akquisitionstechnik - eine neue Möglichkeit der dynamischen kontrastverstärkten MRT der Leber. In: *RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 174 (2002), Nr. 6, S. 738–741. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2002-32223>. – DOI 10.1055/s-2002-32223
- [DRR⁺07] DIETRICH, Olaf ; RAYA, José G. ; REEDER, Scott B. ; REISER, Maximilian F. ; SCHOENBERG, Stefan O.: Measurement of signal-to-noise ratios in MR images: influence of multichannel coils, parallel imaging, and reconstruction filters. In: *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI* 26 (2007), Nr. 2, S. 375–385. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.20969>. – DOI 10.1002/jmri.20969
- [DVB⁺14] DERAMMELAERE, Stijn ; VERVISCH, Bram ; BELIE, Frederik de ; VANWALLEGHEM, Bart ; COTTYN, Johannes ; COX, Peter ; VAN DEN ABEELE, Griet ; STOCKMAN, Kurt ; VANDEVELDE, Lieven: The Efficiency of Hybrid Stepping Motors: Analyzing the Impact of Control Algorithms. In: *IEEE Industry Applications Magazine* 20 (2014), Nr. 4, S. 50–60. <http://dx.doi.org/10.1109/MIAS.2013.2288403>. – DOI 10.1109/MIAS.2013.2288403
- [EBC⁺13] ELAYAPERUMAL, Santhi ; BAE, Jung H. ; CHRISTENSEN, David ; CUTKOSKY, Mark R. ; DANIEL, Bruce L. ; COSTA, Joannes M. ; BLACK, Richard J. ; FARIDIAN, Fereydoun ; MOSLEHI, Behzad: MR-compatible biopsy needle

- with enhanced tip force sensing. In: *World Haptics Conference. World Haptics Conference 2013* (2013), S. 109–114. <http://dx.doi.org/10.1109/WHC.2013.6548393>. – DOI 10.1109/WHC.2013.6548393
- [EJK⁺19] EHRBAR, Stefanie ; JÖHL, Alexander ; KÜHNI, Michael ; MEBOLDT, Mirko ; OZKAN ELSER, Ece ; TANNER, Christine ; GOKSEL, Orcun ; KLÖCK, Stephan ; UNKELBACH, Jan ; GUCKENBERGER, Matthias ; TANADINILANG, Stephanie: ELPHA: Dynamically deformable liver phantom for real-time motion-adaptive radiotherapy treatments. In: *Medical Physics* 46 (2019), Nr. 2, S. 839–850. <http://dx.doi.org/10.1002/mp.13359>. – DOI 10.1002/mp.13359
- [End88] ENDSLEY, Mica R.: Design and Evaluation for Situation Awareness Enhancement. In: *Proceedings of the Human Factors Society Annual Meeting* 32 (1988), Nr. 2, S. 97–101. <http://dx.doi.org/10.1177/154193128803200221>. – DOI 10.1177/154193128803200221
- [Eng23] ENGEL, Katja: *Laborbuch: Entwicklung eines MRT-kompatiblen und beweglichen Abdomenphantoms zur Durchführung von Punktionsversuchen unter simulierten Atemzyklen*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Forschungsprojekt, 2023
- [Eng24] ENGEL, Nico: *Entwicklung einer MR-kompatiblen und universell einsetzbaren Robotik-Patientenschnittstelle zur Aufnahme robotischer Assistenzsysteme bei bildgestützten Interventionen*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Masterarbeit, 2024
- [EWC07] EPLEY, Nicholas ; WAYTZ, Adam ; CACIOPPO, John T.: On seeing human: a three-factor theory of anthropomorphism. In: *Psychological review* 114 (2007), Nr. 4, S. 864–886. <http://dx.doi.org/10.1037/0033-295X.114.4.864>. – DOI 10.1037/0033-295X.114.4.864
- [FBH⁺22] FRIEBE, Michael ; BOESE, Axel ; HERYAN, Katarzyna ; SPILLER, Moritz ; SÜHN, Thomas ; ESMAEILI, Nazila ; ILLANES, Alfredo: Surface and Event Characterization - Proximal Audio Sensing to improve Manual and Robotic Device Interventions. In: *Current Directions in Biomedical Engineering* 8 (2022), Nr. 1, S. 1–4. <http://dx.doi.org/10.1515/cdmbe-2022-0001>. – DOI 10.1515/cdmbe-2022-0001
- [FBR⁺16] FRANCO, Enrico ; BRUJIC, Djordje ; REA, Marc ; GEDROYC, Wladyslaw M. ; RISTIC, Mihailo: Needle-Guiding Robot for Laser Ablation of Liver Tumors Under MRI Guidance. In: *IEEE/ASME transactions on*

- mechatronics : a joint publication of the IEEE Industrial Electronics Society and the ASME Dynamic Systems and Control Division* 21 (2016), Nr. 2, S. 931–944. <http://dx.doi.org/10.1109/TMECH.2015.2476556>. – DOI 10.1109/TMECH.2015.2476556
- [FBT⁺11] FISCHBACH, Frank ; BUNKE, Jürgen ; THORMANN, Markus ; GAFFKE, Gunnar ; JUNGNICHEL, Kerstin ; SMINK, Jouke ; RICKE, Jens: MR-guided freehand biopsy of liver lesions with fast continuous imaging using a 1.0-T open MRI scanner: experience in 50 patients. In: *Cardiovascular and interventional radiology* 34 (2011), Nr. 1, S. 188–192. <http://dx.doi.org/10.1007/s00270-010-9836-8>. – DOI 10.1007/s00270-010-9836-8
- [FG13] FELDHUSEN, Jörg (Hrsg.) ; GROTE, Karl-Heinrich (Hrsg.): *Pahl/Beitz Konstruktionslehre: Methoden und Anwendung erfolgreicher Produktentwicklung*. 8., vollständig überarbeitete Auflage. Berlin and Heidelberg : Springer Vieweg, 2013. – ISBN 978-3-642-29568-3
- [FK23] FAROOQ, Muhammad U. ; KO, Seong Y.: A Decade of MRI Compatible Robots: Systematic Review. In: *IEEE Transactions on Robotics* 39 (2023), Nr. 2, S. 862–884. <http://dx.doi.org/10.1109/TRO.2022.3212626>. – DOI 10.1109/TRO.2022.3212626
- [FKG⁺22] FOMIN, Ivan ; KOWAL, Robert ; GUTBERLET, Marcel ; HENSEN, Bennet ; FRANK WACKER, Frank ; SPECK, Oliver ; GEORG ROSE, Georg: Intensity-based tracking technique to register devices in MRI-guided procedures. In: *Proceedings of 13th Interventional MRI Symposium* (2022), S. 51
- [FKP⁺20] FRISHMAN, Samuel ; KIGHT, Ali ; PIROZZI, Ileana ; COFFEY, Mela C. ; DANIEL, Bruce L. ; CUTKOSKY, Mark R.: Enabling In-Bore MRI-Guided Biopsies With Force Feedback. In: *IEEE transactions on haptics* 13 (2020), Nr. 1, S. 159–166. <http://dx.doi.org/10.1109/TOH.2020.2967375>. – DOI 10.1109/TOH.2020.2967375
- [FN22] FISCHER, Rolf ; NOLLE, Eugen: *Elektrische Maschinen : Aufbau, Wirkungsweise und Betriebsverhalten*. 18., neu bearbeitete Auflage. München : Hanser, 2022 (Hanser eLibrary). <http://dx.doi.org/10.3139/9783446469389>. <http://dx.doi.org/10.3139/9783446469389>. – ISBN 9783446469389
- [Fom21] FOMIN, Ivan: *Entwicklung und Evaluation eines MR-kompatiblen und fernsteuerbaren Mikropositionierungssystems zur Führung von Instrumenten bei Interventionen am Körperstamm und an Extremitäten*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Masterarbeit, 2021

- [FOP⁺21] FOMIN, Ivan ; ODENBACH, Robert ; PANNICKE, Enrico ; HENSEN, Bennet ; WACKER, Frank ; ROSE, Georg: μ RIGS – Ultra-light Micropositioning Robotics for Universal MRI Guided Interventions. In: *Current Directions in Biomedical Engineering* 7 (2021), Nr. 1, S. 81–85. <http://dx.doi.org/10.1515/cdbme-2021-1018>. – DOI 10.1515/cdbme-2021-1018
- [FT18] FILIPPOU, Valeria ; TSOUMPAS, Charalampos: Recent advances on the development of phantoms using 3D printing for imaging with CT, MRI, PET, SPECT, and ultrasound. In: *Medical Physics* 45 (2018), Nr. 9, S. e740–60. <http://dx.doi.org/10.1002/mp.13058>. – DOI 10.1002/mp.13058
- [FTC⁺09] FRITZ, Jan ; THOMAS, Christoph ; CLASEN, Stephan ; CLAUSSEN, Claus D. ; LEWIN, Jonathan S. ; PEREIRA, Phillippe L.: Freehand real-time MRI-guided lumbar spinal injection procedures at 1.5 T: feasibility, accuracy, and safety. In: *AJR. American journal of roentgenology* 192 (2009), Nr. 4, S. W161–7. <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.08.1569>. – DOI 10.2214/AJR.08.1569
- [FTH22] FICHTINGER, Gabor ; TROCCAZ, Jocelyne ; HAIDEGGER, Tamas: Image-Guided Interventional Robotics: Lost in Translation? In: *Proceedings of the IEEE* 110 (2022), Nr. 7, S. 932–950. <http://dx.doi.org/10.1109/JPROC.2022.3166253>. – DOI 10.1109/JPROC.2022.3166253
- [FTT⁺11] FRITZ, J. ; TZARIBACHEV, N. ; THOMAS, C. ; CARRINO, J. A. ; CLAUSSEN, C. D. ; LEWIN, J. S. ; PEREIRA, P. L.: Evaluation of MR imaging guided steroid injection of the sacroiliac joints for the treatment of children with refractory enthesitis-related arthritis. In: *European radiology* 21 (2011), Nr. 5, S. 1050–1057. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-010-1994-1>. – DOI 10.1007/s00330-010-1994-1
- [FUTU⁺12] FRITZ, Jan ; U-THAINUAL, Paweena ; UNGI, Tamas ; FLAMMANG, Aaron J. ; FICHTINGER, Gabor ; IORDACHITA, Iulian I. ; CARRINO, John A.: Augmented reality visualization with use of image overlay technology for MR imaging-guided interventions: assessment of performance in cadaveric shoulder and hip arthrography at 1.5 T. In: *Radiology* 265 (2012), Nr. 1, S. 254–259. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.12112640>. – DOI 10.1148/radiol.12112640
- [FZB02] FOROOSH, Hassan ; ZERUBIA, Josiane B. ; BERTHOD, Marc: Extension of phase correlation to subpixel registration. In: *IEEE transactions on image processing : a publication of the IEEE Signal Processing Society* 11 (2002), Nr. 3, S. 188–200. <http://dx.doi.org/10.1109/83.988953>. – DOI 10.1109/83.988953

- [FZM⁺17] FAVIER, Valentin ; ZEMITI, Nabil ; MORA, Oscar C. ; SUBSOL, Gérard ; CAPTIER, Guillaume ; LEBRUN, Renaud ; CRAMPETTE, Louis ; MONDAIN, Michel ; GILLES, Benjamin: Geometric and mechanical evaluation of 3D-printing materials for skull base anatomical education and endoscopic surgery simulation – A first step to create reliable customized simulators. In: *PLOS ONE* 12 (2017), Nr. 12, 1–16. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0189486>. – DOI 10.1371/journal.pone.0189486
- [GBC08] GASSERT, Roger ; BURDET, Etienne ; CHINZEI, Kiyoyuki: MRI-Compatible Robotics. In: *IEEE engineering in medicine and biology magazine : the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society* 27 (2008), Nr. 3, S. 12–14. <http://dx.doi.org/10.1109/EMB.2007.910273>. – DOI 10.1109/EMB.2007.910273
- [Ger12] GERKE, Wolfgang: *Elektrische Maschinen und Aktoren : eine anwendungsorientierte Einführung*. Oldenbourg Wissenschaftsverlag, 2012 <http://dx.doi.org/10.1524/9783486719840>
- [Gin23] GINA THIESSE: *Development and Evaluation of a Needle Tracking Algorithm for the μ RIGS Robotic System based on Phase-Only-Cross-Correlation*. Magdeburg, Otto-von-Guericke Unviersität, Masterarbeit, 16.01.2023
- [GIT⁺23] GINA THIESSE ; IVAN VOGT ; THOMAS GERLACH ; FRANK WACKER ; OLIVER SPECK ; GEORG ROSE ; MARCEL GUTBERLET ; BENNET HENSEN: Tracking Algorithm for the Robotic System μ RIGS in Interventional MRI. In: *Proceedings of 6th Image-Guided Interventions Conference (IGIC)* (2023), S. 12–13
- [GMGH⁺18] GHELFI, Julien ; MOREAU-GAUDRY, Alexandre ; HUNGR, Nikolai ; FOUARD, Céline ; VÉRON, Baptiste ; MEDICI, Maud ; CHIPON, Emilie ; CINQUIN, Philippe ; BRICAULT, Ivan: Evaluation of the Needle Positioning Accuracy of a Light Puncture Robot Under MRI Guidance: Results of a Clinical Trial on Healthy Volunteers. In: *Cardiovascular and interventional radiology* 41 (2018), Nr. 9, S. 1428–1435. <http://dx.doi.org/10.1007/s00270-018-2001-5>. – DOI 10.1007/s00270-018-2001-5
- [GSv83] GIELEN, S. C. ; SCHMIDT, R. A. ; VAN DEN HEUVEL, P. J.: On the nature of intersensory facilitation of reaction time. In: *Perception & psychophysics* 34 (1983), Nr. 2, S. 161–168. <http://dx.doi.org/10.3758/bf03211343>. – DOI 10.3758/bf03211343

- [GYC⁺06] GASSERT, Roger ; YAMAMOTO, Akio ; CHAPUIS, Dominique ; DOVAT, Ludovic ; BLEULER, Hannes ; BURDET, Etienne: Actuation methods for applications in MR environments. In: *Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering* 29B (2006), Nr. 4, S. 191–209. <http://dx.doi.org/10.1002/cmr.b.20070>. – DOI 10.1002/cmr.b.20070
- [Hai19] HAIDEGGER, Tamas: Autonomy for Surgical Robots: Concepts and Paradigms. In: *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics* 1 (2019), Nr. 2, S. 65–76. <http://dx.doi.org/10.1109/TMRB.2019.2913282>. – DOI 10.1109/TMRB.2019.2913282
- [HBCF16] HUNGR, Nikolai ; BRICAULT, Ivan ; CINQUIN, Philippe ; FOUARD, Celine: Design and Validation of a CT- and MRI-Guided Robot for Percutaneous Needle Procedures. In: *IEEE Transactions on Robotics* 32 (2016), Nr. 4, S. 973–987. <http://dx.doi.org/10.1109/TRO.2016.2588884>. – DOI 10.1109/TRO.2016.2588884
- [HBD⁺24] HORSTMANN, Dominik ; BELKER, Othmar ; DÜX, Daniel ; GERLACH, Thomas ; GUTT, Moritz ; SCHRÖER, Simon ; VOGT, Ivan ; WACKER, Frank ; HENSEN, Bennet ; GUTBERLET, Marcel: 3D PRFS-based MR Thermometry for Monitoring of Clinical Hepatic Microwave Ablation: Comparing Stack-of-Stars and Stack-of-Spirals Sequences. In: *Medical Physics* (2024). – In Begutachtung
- [HDF⁺20] HE, Zhuoliang ; DONG, Ziyang ; FANG, Ge ; HO, Justin Di-Lang ; CHEUNG, Chim-Lee ; CHANG, Hing-Chiu ; CHONG, Charing Ching-Ning ; CHAN, Jason Ying-Kuen ; CHAN, Danny Tat M. ; KWOK, Ka-Wai: Design of a Percutaneous MRI-Guided Needle Robot With Soft Fluid-Driven Actuator. In: *IEEE Robotics and Automation Letters* 5 (2020), Nr. 2, S. 2100–2107. <http://dx.doi.org/10.1109/LRA.2020.2969929>. – DOI 10.1109/LRA.2020.2969929
- [HHM⁺22] HOFSTETTER, Lorne W. ; HADLEY, Rock ; MERRILL, Robb ; PHAM, Huy ; FINE, Gabriel C. ; PARKER, Dennis L.: MRI-compatible electromagnetic servomotor for image-guided medical robotics. In: *Communications engineering* 1 (2022). <http://dx.doi.org/10.1038/s44172-022-00001-y>. – DOI 10.1038/s44172-022-00001-y
- [HIT⁺13] HATTORI, Kengo ; IKEMOTO, Yusuke ; TAKAO, Wataru ; OHNO, Seiichiro ; HARIMOTO, Takashi ; KANAZAWA, Susumu ; OITA, Masataka ; SHIBUYA, Koichi ; KURODA, Masahiro ; KATO, Hirokazu: Development of MRI

- phantom equivalent to human tissues for 3.0-T MRI. In: *Medical Physics* 40 (2013), Nr. 3. <http://dx.doi.org/10.1118/1.4790023>. – DOI 10.1118/1.4790023
- [HLZ⁺23] HUANG, Shaoping ; LOU, Chuqian ; ZHOU, Ying ; HE, Zhao ; JIN, Xuejun ; FENG, Yuan ; GAO, Anzhu ; YANG, Guang-Zhong: MRI-guided robot intervention—current state-of-the-art and new challenges. In: *Med-X* 1 (2023), Nr. 1. <http://dx.doi.org/10.1007/s44258-023-00003-1>. – DOI 10.1007/s44258-023-00003-1
- [HM20] HAVARAN, Amin ; MAHMOUDI, Mussa: Markers tracking and extracting structural vibration utilizing Randomized Hough transform. In: *Automation in Construction* 116 (2020), S. 103235. <http://dx.doi.org/10.1016/j.autcon.2020.103235>. – DOI 10.1016/j.autcon.2020.103235
- [HMF18] HATA, Nobuhiko ; MOREIRA, Pedro ; FISCHER, Gregory: Robotics in MRI-Guided Interventions. In: *Topics in magnetic resonance imaging : TMRI* 27 (2018), Nr. 1, S. 19–23. <http://dx.doi.org/10.1097/RMR.000000000000159>. – DOI 10.1097/RMR.000000000000159
- [HSJS13] HELLERBACH, Alexandra ; SCHUSTER, Verena ; JANSEN, Andreas ; SOMMER, Jens: MRI Phantoms – Are There Alternatives to Agar? In: *PLOS ONE* 8 (2013), Nr. 8, S. 1–8. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0070343>. – DOI 10.1371/journal.pone.0070343
- [HSS22] HAIDEGGER, Tamas ; SPEIDEL, Stefanie ; STOYANOV, Danail ; SATAVA, Richard M.: Robot-Assisted Minimally Invasive Surgery—Surgical Robotics in the Data Age. In: *Proceedings of the IEEE* 110 (2022), Nr. 7, S. 835–846. <http://dx.doi.org/10.1109/JPROC.2022.3180350>. – DOI 10.1109/JPROC.2022.3180350
- [HTR⁺12] HOFFMANN, Rüdiger ; THOMAS, Christoph ; REMPP, Hansjörg ; SCHMIDT, Diethard ; PEREIRA, Philippe L. ; CLAUSSEN, Claus D. ; CLASEN, Stephan: Performing MR-guided biopsies in clinical routine: factors that influence accuracy and procedure time. In: *European radiology* 22 (2012), Nr. 3, S. 663–671. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-011-2297-x>. – DOI 10.1007/s00330-011-2297-x
- [HVL⁺03] HERBORN, Christoph U. ; VOGT, Florian ; LAUENSTEIN, Thomas C. ; GOYEN, Mathias ; DEBATIN, Jörg F. ; RUEHM, Stephan G.: MRI of the liver: can True FISP replace HASTE? In: *Journal of magnetic resonance*

- imaging* : *JMRI* 17 (2003), Nr. 2, S. 190–196. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.10248>. – DOI 10.1002/jmri.10248
- [Ins] INSTITUTE FOR APPLIED PHYSICS: *Dielectric Properties of Body Tissues: Output data*. <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/uniquery.php?func=atsffun&tiss=&freq=123000000&outform=disphtm&tisname=on&frequen=on&conduct=on&permitt=on&losstan=on&wavelen=on&pendept=on&freq1=123000000&tissue2=Air&frqbeg=10&frqend=100e9&linstep=100&mode=log&logstep=5&tissue3=Air&freq3=1000000>. – aufgerufen am 11.12.2022
- [IT'] IT'IS FOUNDATION: *Relaxation Times*. <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/relaxation-times/>. – aufgerufen am 11.12.2022
- [JWC⁺23] JHAN, Song-Ru ; WU, Yi-Ying ; CHANG, Pi-Yi ; CHAI, Jyh-Wen ; SU, Te-Cheng: Comparison of ability of lesion detection of two MRI sequences of T2WI HASTE and T2WI BLADE for hepatocellular carcinoma. In: *Medicine* 102 (2023), Nr. 6. <http://dx.doi.org/10.1097/MD.00000000000032890>. – DOI 10.1097/MD.00000000000032890
- [KBFP07] KASTLER, Bruno ; BARRAL, Fabrice-Guy ; FERGANE, Bernard ; PEREIRA, Philippe: *Interventional Radiology in Pain Treatment*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2007. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-47199-8>. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-47199-8>. – ISBN 978–3–540–24810–1
- [Ker09] KERN, Thorsten A.: Biologische Grundlagen haptischer Wahrnehmung. Version: 2009. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-87644-1_3. In: *Entwicklung Haptischer Geräte*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2009. – DOI 10.1007/978–3–540–87644–1_3, 39–64
- [KFCK87] KRAFT, K. A. ; FATOUROS, P. P. ; CLARKE, G. D. ; KISHORE, P. R. S.: An MRI phantom material for quantitative relaxometry. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 5 (1987), Nr. 6, 555–562. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910050606>. – DOI 10.1002/mrm.1910050606
- [KGA⁺18] KÄGEBEIN, Urte ; GODENSCHWEGER, Frank ; ARMSTRONG, Brian S. R. ; ROSE, Georg ; WACKER, Frank K. ; SPECK, Oliver ; HENSEN, Bennet: Percutaneous MR-guided interventions using an optical Moiré Phase tracking system: Initial results. In: *PloS one* 13 (2018), Nr. 10, S.

- e0205394. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0205394>. – DOI 10.1371/journal.pone.0205394
- [KGP⁺17] KEREKMAN MYERS, Dayna ; GOLDBERG, Alan M. ; POTH, Albrecht ; WOLF, Michael F. ; CARRAWAY, Joseph ; MCKIM, James ; COLEMAN, Kelly P. ; HUTCHINSON, Richard ; BROWN, Ronald ; KRUG, Harald F. ; BAHINSKI, Anthony ; HARTUNG, Thomas: From in vivo to in vitro: The medical device testing paradigm shift. In: *ALTEX* 34 (2017), Nr. 4, S. 479–500. <http://dx.doi.org/10.14573/altex.1608081>. – DOI 10.14573/altex.1608081
- [KHK⁺24] KOWAL, Robert ; HUBMANN, Max J. ; KNULL, Lucas ; VOGT, Ivan ; DÜX, Daniel ; GUTBERLET, Marcel ; HENSEN, Bennet ; WACKER, Frank ; SPECK, Oliver ; MAUNE, Holger: MRI Metasurface Enhancements at Different Clinical Field Strengths. In: *2024 IEEE MTT-S International Microwave Biomedical Conference (IMBioC)*, IEEE, 2024. – ISBN 979-8-3503-5105-7, S. 125–127
- [KKR11] KAISER, Mandy ; KRUG, Johannes ; ROSE, Georg: Interventional MRI: Minimal-invasive Surgery under MR guidance. In: *2011 IEEE MTT-S International Microwave Symposium*, IEEE, 062011. – ISBN 978-1-61284-754-2, S. 1–4
- [KKV⁺23] KOWAL, Robert ; KNULL, Lucas ; VOGT, Ivan ; HUBMANN, Max J. ; DÜX, Daniel ; HENSEN, Bennet ; WACKER, Frank ; SPECK, Oliver ; MAUNE, Holger: MetaGate Wireless Resonator for MR-guided Percutaneous Interventions. In: *Proceedings of 6th Image-Guided Interventions Conference (IGIC)* (2023), S. 58–59
- [KKV⁺24] KOWAL, Robert ; KNULL, Lucas ; VOGT, Ivan ; HUBMANN, Max J. ; DÜX, Daniel ; HENSEN, Bennet ; WACKER, Frank ; SPECK, Oliver ; MAUNE, Holger: Impact of Unit Cell Density on Grid and Stripe Metasurfaces for MRI Receive Enhancement. In: *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology* (2024), S. 1–8. <http://dx.doi.org/10.1109/JERM.2024.3458078>. – DOI 10.1109/JERM.2024.3458078
- [KKY⁺15] KATO, Hirokazu ; KURODA, Masahiro ; YOSHIMURA, Koichi ; YOSHIDA, Atsushi ; HANAMOTO, Katsumi ; KAWASAKI, Shoji ; SHIBUYA, Koichi ; KANAZAWA, Susumu: Composition of MRI phantom equivalent to human tissues. In: *Medical Physics* 32 (2015), Nr. 10, 3199–3208. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2047807>. – DOI 10.1118/1.2047807

- [KLG⁺09] KOKES, Rebecca ; LISTER, Kevin ; GULLAPALLI, Rao ; ZHANG, Bao ; MACMILLAN, Alan ; RICHARD, Howard ; DESAI, Jaydev P.: Towards a teleoperated needle driver robot with haptic feedback for RFA of breast tumors under continuous MRI. In: *Medical image analysis* 13 (2009), Nr. 3, S. 445–455. <http://dx.doi.org/10.1016/j.media.2009.02.001>. – DOI 10.1016/j.media.2009.02.001
- [KOL] KOLLMORGEN EUROPE GMBH: Schrittmotor oder Servomotor: welcher ist der richtige für Sie? https://www.kollmorgen.com/sites/default/files/DE_kol-3076-Servo-or-Stepper-Guide_A4_0.pdf. – aufgerufen am 20.11.2024
- [KP23] KÜHNE, Rinaldo ; PETER, Jochen: Anthropomorphism in human–robot interactions: a multidimensional conceptualization. In: *Communication Theory* 33 (2023), Nr. 1, S. 42–52. <http://dx.doi.org/10.1093/ct/qtac020>. – DOI 10.1093/ct/qtac020
- [KPK⁺12] KIM, Kyung A. ; PARK, Mi-Suk ; KIM, In-Seong ; KIEFER, Berthold ; CHUNG, Woo-Suk ; KIM, Myeong-Jin ; KIM, Ki W.: Quantitative evaluation of liver cirrhosis using T1 relaxation time with 3 tesla MRI before and after oxygen inhalation. In: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 36 (2012), Nr. 2, 405–410. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.23620>. – DOI 10.1002/jmri.23620
- [KRA⁺22] KAMAL, Izdihar ; RAZAK, Hairil Rashmizal A. ; ABDUL KARIM, Muhammad K. ; MASHOHOR, Syamsiah ; LIEW, Josephine Ying C. ; LOW, Yiin J. ; ZAABA, Nur A. ; NORKHAIRUNNISA, Mazlan ; RAFI, NUR ATHIRAH SYIMA MOHD: Mechanical and Imaging Properties of a Clinical-Grade Kidney Phantom Based on Polydimethylsiloxane and Elastomer. In: *Polymers* 14 (2022), Nr. 3, 535. <http://dx.doi.org/10.3390/polym14030535>. – DOI 10.3390/polym14030535
- [KRI00] KRINKO: *Anforderungen der Hygiene bei Operationen und anderen invasiven Eingriffen*. Robert Koch-Institut, 2000 <http://dx.doi.org/10.25646/162>
- [KS17] KARIMI, A. ; SHOJAEI, A.: Measurement of the Mechanical Properties of the Human Kidney. In: *IRBM* 38 (2017), Nr. 5, S. 292–297. <http://dx.doi.org/10.1016/j.irbm.2017.08.001>. – DOI 10.1016/j.irbm.2017.08.001
- [KS18] KARIMI, Alireza ; SHOJAEI, Ahmad: An Experimental Study to Measure the Mechanical Properties of the Human Liver. In: *Digestive diseases*

-
- (*Basel, Switzerland*) 36 (2018), Nr. 2, 150–155. <http://dx.doi.org/10.1159/000481344>. – DOI 10.1159/000481344
- [KSHK⁺21] KLODMANN, Julian ; SCHLENK, Christopher ; HELINGS-KUSS, Anja ; BAHLS, Thomas ; UNTERHINNINGHOFEN, Roland ; ALBU-SCHÄFFER, Alin ; HIRZINGER, Gerd: An Introduction to Robotically Assisted Surgical Systems: Current Developments and Focus Areas of Research. In: *Current Robotics Reports* 2 (2021), Nr. 3, S. 321–332. <http://dx.doi.org/10.1007/s43154-021-00064-3>. – DOI 10.1007/s43154-021-00064-3
- [KTB⁺03] KÖNIG, Claudius W. ; TRÜBENBACH, Jochen ; BÖHM, Paul ; FRITZ, Jan ; DUDA, Stephan H. ; PEREIRA, Philippe L.: Magnetic resonance-guided transcortical biopsy of bone marrow lesions using a magnetic resonance imaging-compatible piezoelectric power drill: preliminary experience. In: *Investigative radiology* 38 (2003), Nr. 3, S. 159–163. <http://dx.doi.org/10.1097/01.rli.0000053670.71386.b9>. – DOI 10.1097/01.rli.0000053670.71386.b9
- [KZM⁺13] KRAFFT, Axel J. ; ZAMECNIK, Patrik ; MAIER, Florian ; OLIVEIRA, André de ; HALLSCHEIDT, Peter ; SCHLEMMER, Heinz-Peter ; BOCK, Michael: Passive marker tracking via phase-only cross correlation (POCC) for MR-guided needle interventions: initial in vivo experience. In: *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)* 29 (2013), Nr. 6, S. 607–614. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2012.09.002>. – DOI 10.1016/j.ejmp.2012.09.002
- [LCB⁺23] LANZA, Carolina ; CARRIERO, Serena ; BUIJS, Elvira Francisca M. ; MORTELLARO, Sveva ; PIZZI, Caterina ; SCIACQUA, Lucilla V. ; BIONDETTI, Pierpaolo ; ANGILERI, Salvatore A. ; IANNIELLO, Andrea A. ; IERARDI, Anna M. ; CARRAFIELLO, Gianpaolo: Robotics in Interventional Radiology: Review of Current and Future Applications. In: *Technology in cancer research & treatment* 22 (2023), S. 15330338231152084. <http://dx.doi.org/10.1177/15330338231152084>. – DOI 10.1177/15330338231152084
- [LCK⁺20] LIANG, Libin ; COOL, Derek ; KAKANI, Nirmal ; WANG, Guangzhi ; DING, Hui ; FENSTER, Aaron: Automatic Radiofrequency Ablation Planning for Liver Tumors With Multiple Constraints Based on Set Covering. In: *IEEE transactions on medical imaging* 39 (2020), Nr. 5, S. 1459–1471. <http://dx.doi.org/10.1109/TMI.2019.2950947>. – DOI 10.1109/TMI.2019.2950947

- [LLW⁺18] LI, Hongbing ; LIU, Weiwen ; WANG, Kundong ; KAWASHIMA, Kenji ; MAGID, Evgeni: A cable-pulley transmission mechanism for surgical robot with backdrivable capability. In: *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing* 49 (2018), S. 328–334. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rcim.2017.08.011>. – DOI 10.1016/j.rcim.2017.08.011. – ISSN 07365845
- [LPS⁺20] LI, Gang ; PATEL, Niravkumar A. ; SHARMA, Karun ; MONFAREDI, Reza ; DUMOULIN, Charles ; FRITZ, Jan ; IORDACHITA, Iulian ; CLEARLY, Kevin: Body-Mounted Robotics for Interventional MRI Procedures. In: *IEEE transactions on medical robotics and bionics* 2 (2020), Nr. 4, S. 557–560. <http://dx.doi.org/10.1109/TMRB.2020.3030532>. – DOI 10.1109/TMRB.2020.3030532
- [MA16] MATTEI, Giorgio ; AHLUWALIA, Arti: Sample, testing and analysis variables affecting liver mechanical properties. A review. In: *Acta Biomaterialia* 45 (2016), S. 60–71. <http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2016.08.055>. – DOI 10.1016/j.actbio.2016.08.055
- [Man22] MANFREDI, Luigi: *Endorobotics: Design, R&D and future trends*. Amsterdam : Academic Press, 2022 <https://ebookcentral.proquest.com/lib/kxp/detail.action?docID=6841014>. – ISBN 9780128217603
- [Mar20] MARECZEK, Jörg: *Grundlagen der Roboter-Manipulatoren – Band 1*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2020. – ISBN 978-3-662-52758-0
- [Mar23] MARCEL EISENMANN: *Entwicklung einer kompakten und MR-kompatiblen Kraftrückkopplung zur haptischen Steuerung und Kalibrierung eines robotischen Mikropositionierungssystems*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Masterarbeit, 2023
- [MBB⁺04] MAURIN, B. ; BARBE, L. ; BAYLE, B. ; ZANNE, P. ; GANGLOFF, J. ; MATHELIN, M. de ; GANGI, A. ; SOLER, L. ; FORGIONE A.: In vivo study of forces during needle insertions. In: BUZUG, Thorsten M. (Hrsg.) ; LUETH, Tim C. (Hrsg.) ; LUETH, Tim (Hrsg.): *Perspective in image-guided surgery*. River Edge, NJ : World Scientific Pub, 2004. – ISBN 978-981-238-872-8, S. 415–422
- [MF24] MENSSEN-FRANZ, Ruth ; BIOPRO BADEN-WÜRTTEMBERG GMBH (Hrsg.): *Sustainability in medical technology: a particular challenge - Healthcare industry*. <https://www.gesundheitsindustrie-bw.de/en/article/news/sustainability-medical-technology-particular-challenge>. Version: 30.01.2024. – aufgerufen am 06.12.2024

- [MHO04] MCKENNA, H. A. ; HEARLE, J.W.S. ; O'HEAR, N.: Ropemaking materials. Version: 2004. <http://dx.doi.org/10.1533/9781855739932.35>. In: *Handbook of Fibre Rope Technology*. Elsevier, 2004. – DOI 10.1533/9781855739932.35. – ISBN 9781855736061, S. 35–74
- [Mik] MIKE MCCAULEY: *AccelStepper library for Arduino*. <https://www.airspayce.com/mikem/arduino/AccelStepper/>. – aufgerufen am 02.11.2024
- [MJAD12] MALAVAUD, S. ; JOFFRE, F. ; AURIOL, J. ; DARRES, S.: Hygiene recommendations for interventional radiology. In: *Diagnostic and interventional imaging* 93 (2012), Nr. 11, S. 813–822. <http://dx.doi.org/10.1016/j.diii.2012.10.001>. – DOI 10.1016/j.diii.2012.10.001
- [Mon04] MONNINGTON, Bowden E.: *Neuartiger Strang zur Übertragung von Zugkräften*. 1904. – patent CH27570 (A)
- [MPER17] MCGRATH, Anika L. ; PRICE, Elissa R. ; EBY, Peter R. ; RAHBAR, Habib: MRI-guided breast interventions. In: *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI* 46 (2017), Nr. 3, S. 631–645. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.25738>. – DOI 10.1002/jmri.25738
- [MSMBS09] MANSUR, Herman S. ; S. COSTA, Ezequiel de ; MANSUR, Alexandra A. ; BARBOSA-STANCIOLI, Edel F.: Cytocompatibility evaluation in cell-culture systems of chemically crosslinked chitosan/PVA hydrogels. In: *Materials Science and Engineering: C* 29 (2009), Nr. 5, S. 1574–1583. <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2008.12.012>. – DOI 10.1016/j.msec.2008.12.012
- [MVR⁺15] MATOS, António P. ; VELLONI, Fernanda ; RAMALHO, Mamdoh Miguel A. Miguel Alobaidy ; RAJAPAKSHA, Aruna ; SEMELKA, Richard C.: Focal liver lesions: Practical magnetic resonance imaging approach. In: *World Journal of Hepatology* 7 (2015), Nr. 16, S. 1987–2008. <http://dx.doi.org/10.4254/wjh.v7.i16.1987>. – DOI 10.4254/wjh.v7.i16.1987
- [MYES21] MUTLU, Senol ; YASA, Oncay ; ERIN, Onder ; SITTI, Metin: Magnetic Resonance Imaging-Compatible Optically Powered Miniature Wireless Modular Lorentz Force Actuators. In: *Advanced science (Weinheim, Baden-Württemberg, Germany)* 8 (2021), Nr. 2, S. 2002948. <http://dx.doi.org/10.1002/advs.202002948>. – DOI 10.1002/advs.202002948. – ISSN 2198–3844
- [MYY⁺16] MENIKOU, Georgios ; YIANNAKOU, Marinos ; YIALLOURAS, Christos ; IOANNIDES, Cleanthis ; DAMIANOU, Christakis: MRI-compatible bone

- phantom for evaluating ultrasonic thermal exposures. In: *Ultrasonics* 71 (2016), Nr. 0041-624X, 12–19. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ultras.2016.05.020>. – DOI 10.1016/j.ultras.2016.05.020
- [Net20] NETZWERK ANGELN: *Geflochtene Schnur – Mythen, Fakten und Kaufberatung*. <https://www.netzwerk-angeln.de/angeln/angelgeraet-technik/479-geflochtene-schnur-mythen-fakten-und-kaufberatung.html>.
Version: Jan. 2020. – aufgerufen am 16.11.2024
- [NKAH23] NAJAFI, Ghazal ; KREISER, Kornelia ; ABDELAZIZ, Mohamed E. M. K. ; HAMADY, Mohamad S.: Current State of Robotics in Interventional Radiology. In: *Cardiovascular and interventional radiology* 46 (2023), Nr. 5, S. 549–561. <http://dx.doi.org/10.1007/s00270-023-03421-1>. – DOI 10.1007/s00270-023-03421-1
- [NMF⁺08] NAVA, A. ; MAZZA, E. ; FURRER, M. ; VILLIGER, P. ; REINHART, W. H.: In vivo mechanical characterization of human liver. In: *Medical image analysis* 12 (2008), Nr. 2, 203–216. <http://dx.doi.org/10.1016/j.media.2007.10.001>. – DOI 10.1016/j.media.2007.10.001
- [NRI⁺22] NIKLAS THOMA ; ROBERT ODENBACH ; IVAN FOMIN ; BENNET HENSEN ; FRANK WACKER ; GEORG ROSE: Multifunctional, elastic and non-metallic bowden-cable coupling mechanism for the modularization and remote control of the μ RIGS instrument micropositioning system. In: *Proceedings of 13th Interventional MRI Symposium* (2022), S. 110
- [OA18] O’NEILL, Damien ; ASADI, Hamed: Image Guided Drainage of Fluid Collections. Version: 2018. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-53853-2_15. In: KOK, Hong K. (Hrsg.) ; RYAN, Elizabeth (Hrsg.) ; ASADI, Hamed (Hrsg.) ; LEE, Michael (Hrsg.): *Interventional Radiology for Medical Students*. Cham : Springer International Publishing, 2018. – DOI 10.1007/978-3-319-53853-2_15, S. 111–117
- [OPF19] ODENBACH, Robert ; PARSANEJAD, Parisa ; FRIEBE, Michael: Automated alignment detection of an additively manufactured Z-frame marker to process instrument targeting signals in interventional MRI. In: *Current Directions in Biomedical Engineering* 5 (2019), Nr. 1, S. 425–427. <http://dx.doi.org/10.1515/cdbme-2019-1570538316>. – DOI 10.1515/cdbme-2019-1570538316

- [ORB⁺08] OLIVEIRA, André de ; RAUSCHENBERG, Jaane ; BEYERSDORFF, Dirk ; SEMMLER, Wolfhard ; BOCK, Michael: Automatic passive tracking of an endorectal prostate biopsy device using phase-only cross-correlation. In: *Magnetic resonance in medicine* 59 (2008), Nr. 5, S. 1043–1050. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.21430>. – DOI 10.1002/mrm.21430
- [PAM⁺18] PATEL, Niravkumar A. ; AZIMI, Ehsan ; MONFAREDI, Reza ; SHARMA, Karun ; CLEARY, Kevin ; IORDACHITA, Iulian: Robotic system for MRI-guided shoulder arthrography: Accuracy evaluation. In: *2018 International Symposium on Medical Robotics (ISMR)*, IEEE, 32018. – ISBN 978–1–5386–2512–5, S. 1–6
- [Pap16] PAPULA, Lothar: *Mathematik für Ingenieure und Naturwissenschaftler: Band 3 : Vektoranalysis, Wahrscheinlichkeitsrechnung, Mathematische Statistik, Fehler- und Ausgleichsrechnung*. 7. Auflage. Wiesbaden : Springer Vieweg, 2016. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-658-11924-9>. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-658-11924-9>. – ISBN 978–3–658–11923–2
- [PC13] PACELLA, M. ; COLOSIMO, B. M.: Different Formulations of Principal Component Analysis for 3D Profiles and Surfaces Modeling. In: *Procedia CIRP* 12 (2013), S. 474–479. <http://dx.doi.org/10.1016/j.procir.2013.09.081>. – DOI 10.1016/j.procir.2013.09.081
- [PCR18] PUSHPARAJAH, Kuberan ; CHUBB, Henry ; RAZAVI, Reza: MR-guided Cardiac Interventions. In: *Topics in magnetic resonance imaging : TMRI* 27 (2018), Nr. 3, S. 115–128. <http://dx.doi.org/10.1097/RMR.000000000000156>. – DOI 10.1097/RMR.000000000000156
- [PKM⁺12] PICCIN, Olivier ; KUMAR, Nitish ; MEYLHEUC, Laurence ; BARBÉ, Laurent ; BAYLE, Bernard: Design, Development and Preliminary Assessment of Grasping Devices for Robotized Medical Applications. In: *Volume 4: 36th Mechanisms and Robotics Conference, Parts A and B*, American Society of Mechanical Engineers, 08122012. – ISBN 978–0–7918–4503–5, S. 65–73
- [PMV18] PANNICKE, Enrico ; MAGDOWSKI, Mathias ; VICK, Ralf: Die Modenverwirbelungskammer als alternative Messumgebung für Kompatibilitätstest in der Magnetresonanztomographie. In: *Frankfurt/Main : mesago* (2018). <http://dx.doi.org/10.15488/4369>. – DOI 10.15488/4369
- [Pop10] POPOV, Valentin: Viskoelastische Eigenschaften von Elastomeren. Version: 2010. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-13302-2_15. In:

- POPOV, Valentin L. (Hrsg.): *Kontaktmechanik und Reibung*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2010. – DOI 10.1007/978-3-642-13302-2_15, S. 235–256
- [PYM⁺19] PATEL, Niravkumar ; YAN, Jiawen ; MONFAREDI, Reza ; SHARMA, Karun ; CLEARY, Kevin ; IORDACHITA, Iulian: Preclinical evaluation of an integrated robotic system for magnetic resonance imaging guided shoulder arthrography. In: *Journal of medical imaging (Bellingham, Wash.)* 6 (2019), Nr. 2, S. 025006. <http://dx.doi.org/10.1117/1.JMI.6.2.025006>. – DOI 10.1117/1.JMI.6.2.025006
- [RBM⁺05] ROHRER, Martin ; BAUER, Hans ; MINTOROVITCH, Jan ; REQUARDT, Martin ; WEINMANN, Hanns-Joachim: Comparison of Magnetic Properties of MRI Contrast Media Solutions at Different Magnetic Field Strengths. In: *Investigative radiology* 40 (2005), Nr. 11, S. 715–724. <http://dx.doi.org/10.1097/01.rli.0000184756.66360.d3>. – DOI 10.1097/01.rli.0000184756.66360.d3. – ISSN 0020-9996
- [RBVJ19] REICHERT, Andreas ; BOCK, Michael ; VOGELE, Michael ; JOACHIM KRAFFT, Axel: GantryMate: A Modular MR-Compatible Assistance System for MR-Guided Needle Interventions. In: *Tomography (Ann Arbor, Mich.)* 5 (2019), Nr. 2, S. 266–273. <http://dx.doi.org/10.18383/j.tom.2019.00007>. – DOI 10.18383/j.tom.2019.00007
- [Rep] REPETICO: *Wie erfolgt das Atmen in Bezug auf das Zwerchfell? / Grundlagen der Medizin für Ingenieure*. <https://www.repetico.de/card-78077146>. – aufgerufen am 12.11.2024
- [RGW⁺13] ROTHGANG, Eva ; GILSON, Wesley D. ; WACKER, Frank ; HORNEGGER, Joachim ; LORENZ, Christine H. ; WEISS, Clifford R.: Rapid freehand MR-guided percutaneous needle interventions: an image-based approach to improve workflow and feasibility. In: *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI* 37 (2013), Nr. 5, S. 1202–1212. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.23894>. – DOI 10.1002/jmri.23894
- [RH22] RUNGE, Val M. ; HEVERHAGEN, Johannes T.: Calculating T1 and T2 Relaxation Times (Calculated Images). Version: 2022. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-030-85413-3_32. In: RUNGE, Val M. (Hrsg.) ; HEVERHAGEN, Johannes T. (Hrsg.): *The Physics of Clinical MR Taught Through Images*. Cham : Springer International Publishing, 2022. – DOI 10.1007/978-3-030-85413-3_32, S. 72–73

- [RKI11] RKI: Anforderungen an die Hygiene bei Punktionen und Injektionen. In: *Bundesgesundheitsblatt, Gesundheitsforschung, Gesundheitsschutz* 54 (2011), Nr. 9, S. 1135–1144. <http://dx.doi.org/10.1007/s00103-011-1352-8>. – DOI 10.1007/s00103-011-1352-8
- [RLv16] RAAIJMAKERS, A. J. E. ; LUIJTEN, P. R. ; VAN DEN BERG, C. A. T.: Dipole antennas for ultrahigh-field body imaging: a comparison with loop coils. In: *NMR in biomedicine* 29 (2016), Nr. 9, S. 1122–1130. <http://dx.doi.org/10.1002/nbm.3356>. – DOI 10.1002/nbm.3356
- [RMJ⁺18] RAI, Robba ; MANTON, David ; JAMESON, Michael G. ; JOSAN, Sonal ; BARTON, Michael B. ; HOLLOWAY, Lois C. ; LINEY, Gary P.: 3D printed phantoms mimicking cortical bone for the assessment of ultrashort echo time magnetic resonance imaging. In: *Medical Physics* 45 (2018), Nr. 2, 758–766. <http://dx.doi.org/10.1002/mp.12727>. – DOI 10.1002/mp.12727
- [RTD⁺24] ROBERT ODENBACH ; THOMAS GERLACH ; DANIEL DÜX ; BENNET HENSEN ; MARCEL GUTBERLET ; IVAN VOGT ; FRANK WACKER: Demonstration of a Versatile, Fully Metal-Free Mechanical Holding Arm for Interventional MRI Procedures. In: *Proceedings of 14th Interventional MRI Symposium* (2024), S. 89
- [SC21] SINGH, Gurpreet ; CHANDA, Arnab: Mechanical properties of whole-body soft human tissues: a review. In: *Biomedical materials (Bristol, England)* 16 (2021), Nr. 6. <http://dx.doi.org/10.1088/1748-605X/ac2b7a>. – DOI 10.1088/1748-605X/ac2b7a
- [Sch22] SCHLÜNZ, Anton: *Vergleich zweier Antriebsstränge für den Einsatz in einem robotischen Mikropositionierungssystem mit Kraftrückkopplung zur haptischen Steuerung und Kalibrierung*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Bachelorarbeit, 04/2022
- [SDS⁺23] SCHMIDT, Vanessa F. ; DIETRICH, Olaf ; SEIDENSTICKER, Max ; WILDGRUBER, Moritz ; ERBER, Bernd ; RICKE, Jens ; GOLLER, Sophia S.: Artifact characterization of Nitinol needles in magnetic resonance imaging-guided musculoskeletal interventions at 3.0 tesla: a phantom study. In: *Diagnostic and interventional radiology (Ankara, Turkey)* 29 (2023), Nr. 5, S. 719–732. <http://dx.doi.org/10.4274/dir.2023.232262>. – DOI 10.4274/dir.2023.232262
- [SEM21] SEVAL UĞURLU ; ENGIN BAYSOY ; MUSTAFA KOCAKULAK: Magnetic Resonance Imaging Compatible Biomaterials For Realization of Interventional

- Operations[#862614]-1514078. In: *Natural and Applied Sciences Journal* (2021), Nr. 3, S. 94–101
- [SF17] SUN, Virginia ; FONG, Yuman: Minimally Invasive Cancer Surgery: Indications and Outcomes. In: *Seminars in oncology nursing* 33 (2017), Nr. 1, S. 23–36. <http://dx.doi.org/10.1016/j.soncn.2016.11.003>. – DOI 10.1016/j.soncn.2016.11.003
- [SF20] SCHNEIDER, R. ; FRANGER, D.: *Access-i Developer Guide*. Germany : Siemens Healthcare GmbH, 2020
- [Sie] SIEMENS HEALTHINEERS: *Needle Intervention Add-in*. <https://www.siemens-healthineers.com/en-us/magnetic-resonance-imaging/options-and-upgrades/clinical-applications/needle-intervention-add-in>. – aufgerufen am 19.11.2024
- [Ske] SKETCHFAB: *E-learning UMCG (@eLearningUMCG)*. <https://sketchfab.com/eLearningUMCG>. – aufgerufen am 17.11.2024
- [SKP⁺17] STOIANOVICI, Dan ; KIM, Chunwoo ; PETRISOR, Doru ; JUN, Changhan ; LIM, Sunghwan ; BALL, Mark W. ; ROSS, Ashley ; MACURA, Katarzyna J. ; ALLAF, Mohamad: MR Safe Robot, FDA Clearance, Safety and Feasibility Prostate Biopsy Clinical Trial. In: *IEEE/ASME transactions on mechatronics : a joint publication of the IEEE Industrial Electronics Society and the ASME Dynamic Systems and Control Division* 22 (2017), Nr. 1, S. 115–126. <http://dx.doi.org/10.1109/TMECH.2016.2618362>. – DOI 10.1109/TMECH.2016.2618362. – ISSN 1083–4435
- [SKP⁺21] STOJA, Endri ; KONSTANDIN, Simon ; PHILIPP, Dennis ; WILKE, Robin N. ; BETANCOURT, Diego ; BERTUCH, Thomas ; JENNE, Jürgen ; UMATHUM, Reiner ; GÜNTHER, Matthias: Improving magnetic resonance imaging with smart and thin metasurfaces. In: *Scientific reports* 11 (2021), Nr. 1, S. 16179. <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-021-95420-w>. – DOI 10.1038/s41598-021-95420-w
- [SKR23] SCHÖMBS, Sarah ; KLEIN, Jacobe ; ROESLER, Eileen: Feeling with a robot-the role of anthropomorphism by design and the tendency to anthropomorphize in human-robot interaction. In: *Frontiers in robotics and AI* 10 (2023), S. 1149601. <http://dx.doi.org/10.3389/frobt.2023.1149601>. – DOI 10.3389/frobt.2023.1149601

- [SL16] SAURO, Jeff ; LEWIS, James R.: What sample sizes do we need? Part 1: summative studies. Version: 2016. <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-802308-2.00006-0>. In: *Quantifying the User Experience*. Elsevier, 2016. – DOI 10.1016/B978-0-12-802308-2.00006-0. – ISBN 9780128023082, S. 103–141
- [SMTM13] SOULTANIDIS, Georgios M. ; MACKEWN, Jane E. ; TSOUMPAS, Charalampos ; MARSDEN, Paul K.: PVA Cryogel for Construction of Deformable PET-MR Visible Phantoms. In: *IEEE Transactions on Nuclear Science* 60 (2013), Nr. 1, 95–102. <http://dx.doi.org/10.1109/TNS.2013.2238952>. – DOI 10.1109/TNS.2013.2238952
- [SMW⁺21] SIEPEL, Françoise J. ; MARIS, Bogdan ; WELLEWEERD, Marcel K. ; GROENHUIS, Vincent ; FIORINI, Paolo ; STRAMIGIOLI, Stefano: Needle and Biopsy Robots: a Review. In: *Current Robotics Reports* 2 (2021), Nr. 1, S. 73–84. <http://dx.doi.org/10.1007/s43154-020-00042-1>. – DOI 10.1007/s43154-020-00042-1
- [SOK⁺05] SEQUEIROS, R. B. ; OJALA, R. ; KARINIEMI, J. ; PERÄLÄ, J. ; NIINIMÄKI, J. ; REINIKAINEN, H. ; TERVONEN, O.: MR-guided interventional procedures: a review. In: *Acta radiologica (Stockholm, Sweden : 1987)* 46 (2005), Nr. 6, S. 576–586. <http://dx.doi.org/10.1080/02841850510021742>. – DOI 10.1080/02841850510021742
- [SRL⁺24] SCHARLL, Yannick ; RADOJICIC, Nenad ; LAIMER, Gregor ; SCHULLIAN, Peter ; BALE, Reto: Robot-Assisted 2D Fluoroscopic Needle Placement-A Phantom Study. In: *Diagnostics (Basel, Switzerland)* 14 (2024), Nr. 16. <http://dx.doi.org/10.3390/diagnostics14161723>. – DOI 10.3390/diagnostics14161723
- [SS18] SCHMIDT-SKIPIOL, Florian Joachim J.: *Haptisches Feedback bei der Führung von Fly-by-Wire-Flugzeugen*, Technische Universität Braunschweig, Diss., 2018
- [SS22] STEFANINI, Matteo ; SIMONETTI, Giovanni: Interventional Magnetic Resonance Imaging Suite (IMRIS): How to build and how to use. In: *La Radiologia medica* 127 (2022), Nr. 10, S. 1063–1067. <http://dx.doi.org/10.1007/s11547-022-01537-x>. – DOI 10.1007/s11547-022-01537-x
- [Ste14] STEVE, Parker: *Kompaktatlas Menschlicher Körper*. München : Dorling Kindersley Verlag, 2014. – ISBN 978-3-8310-2548-0

- [STW21] SHI, Chaoyang ; TANG, Zhongxin ; WANG, Shuxin: Design and Experimental Validation of a Fiber Bragg Grating-Enabled Force Sensor With an Ortho-Planar Spring-Based Flexure for Surgical Needle Insertion. In: *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics* 3 (2021), Nr. 2, S. 362–371. <http://dx.doi.org/10.1109/TMRB.2021.3073198>. – DOI 10.1109/TMRB.2021.3073198
- [TBSJ20] THIRUCHITRAMBALAM, M. ; BUBESH KUMAR, D. ; SHANMUGAM, D. ; JAWAID, M.: A review on PEEK composites – Manufacturing methods, properties and applications. In: *Materials Today: Proceedings* 33 (2020), S. 1085–1092. <http://dx.doi.org/10.1016/j.matpr.2020.07.124>. – DOI 10.1016/j.matpr.2020.07.124
- [TCJ⁺83] TOBIN, Martin J. ; CHADHA, Tejvir S. ; JENOURI, Gilbert ; BIRCH, Stephen J. ; GAZEROGLU, Hacik B. ; SACKNER, Marvin A.: Breathing Patterns. In: *Chest* 84 (1983), Nr. 2, S. 202–205. [http://dx.doi.org/10.1016/S0012-3692\(15\)33498-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0012-3692(15)33498-X). – DOI 10.1016/S0012-3692(15)33498-X
- [tee] TEEMUATLUT: *TMC Stepper library*. <https://github.com/teemuatlut/TMCStepper>. – aufgerufen am 02.11.2024
- [TFP⁺09] TOKUDA, Junichi ; FISCHER, Gregory S. ; PAPADEMETRIS, Xenophon ; YANIV, Ziv ; IBANEZ, Luis ; CHENG, Patrick ; LIU, Haiying ; BLEVINS, Jack ; ARATA, Jumpei ; GOLBY, Alexandra J. ; KAPUR, Tina ; PIEPER, Steve ; BURDETTE, Everette C. ; FICHTINGER, Gabor ; TEMPANY, Clare M. ; HATA, Nobuhiko: OpenIGTLink: an open network protocol for image-guided therapy environment. In: *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS* 5 (2009), Nr. 4, S. 423–434. <http://dx.doi.org/10.1002/rcs.274>. – DOI 10.1002/rcs.274
- [TH06a] TRUWIT, Charles L. ; HALL, Walter A.: Intraoperative magnetic resonance imaging-guided neurosurgery at 3-T. In: *Neurosurgery* 58 (2006), Nr. 4 Suppl 2, S. ONS–338–45; discussion ONS–345–6. <http://dx.doi.org/10.1227/01.NEU.0000205284.04252.87>. – DOI 10.1227/01.NEU.0000205284.04252.87
- [TH06b] TRUWIT, Charles L. ; HALL, Walter A.: Intraoperative magnetic resonance imaging-guided neurosurgery at 3-T. In: *Neurosurgery* 58 (2006), Nr. 4 Suppl 2, S. ONS–338–45; discussion ONS–345–6. <http://dx.doi.org/10.1227/01.NEU.0000205284.04252.87>. – DOI 10.1227/01.NEU.0000205284.04252.87

- [TIA13] TU, Jiyuan ; INTHAVONG, Kiao ; AHMADI, Goodarz: Reconstruction of the Human Airways. Version:2013. http://dx.doi.org/10.1007/978-94-007-4488-2_3. In: TU, Jiyuan (Hrsg.) ; INTHAVONG, Kiao (Hrsg.) ; AHMADI, Goodarz (Hrsg.): *Computational Fluid and Particle Dynamics in the Human Respiratory System*. Dordrecht : Springer Netherlands, 2013 (Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering). – DOI 10.1007/978-94-007-4488-2_3, S. 45–71
- [T.L19] T.L. DE JONG ET AL.: Designing and validating a PVA liver phantom with respiratory motion for needle-based interventions. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 14 (2019), Nr. 12, 2177–2186. <http://dx.doi.org/10.1007/s11548-019-02029-6>. – DOI 10.1007/s11548-019-02029-6
- [TRI22] TRINAMIC MOTION CONTROL GMBH UND CO. KG: *TMC5160/TMC5160A DATASHEET*. https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/TMC5160A_datasheet_rev1.17.pdf. Version:2022. – aufgerufen am 19.11.2024
- [VBU+23] VAIANI, Lorenzo ; BOCCACCIO, Antonio ; UVA, Antonio E. ; PALUMBO, Gianfranco ; PICCININI, Antonio ; GUGLIELMI, Pasquale ; CANTORE, Stefania ; SANTACROCE, Luigi ; CHARITOS, Ioannis A. ; BALLINI, Andrea: Ceramic Materials for Biomedical Applications: An Overview on Properties and Fabrication Processes. In: *Journal of functional biomaterials* 14 (2023), Nr. 3. <http://dx.doi.org/10.3390/jfb14030146>. – DOI 10.3390/jfb14030146
- [VEE+24] VOGT, Ivan ; ENGEL, Nico ; EISENMANN, Marcel ; ODENBACH, Robert ; KOWAL, Robert ; DÜX, Daniel ; HENSEN, Bennet ; GUTBERLET, Marcel ; WACKER, Frank ; ROSE, Georg: Vacuum-based and body-mounted robotic-patient interface with an integrated metasurface for MRI-guided interventions. In: *Current Directions in Biomedical Engineering* 10 (2024), Nr. 1, S. 93–96. <http://dx.doi.org/10.1515/cdbme-2024-0124>. – DOI 10.1515/cdbme-2024-0124
- [VES+24a] VOGT, Ivan ; EISENMANN, Marcel ; SCHLÜNZ, Anton ; KOWAL, Robert ; DÜX, Daniel ; THORMANN, Maximilian ; GLANDORF, Julian ; YERDELEN, Seben S. ; GEORGIADES, Marilena ; ODENBACH, Robert ; HENSEN, Bennet ; GUTBERLET, Marcel ; WACKER, Frank ; FISCHBACH, Frank ; ROSE, Georg: MRI-compatible and sensorless haptic feedback for cable-driven medical robotics to perform teleoperated needle-based interventions. In: *Int*

- J Comput Assist Radiol Surg* 45 (2024), August, Nr. 3, S. 502–512. <http://dx.doi.org/10.1007/s11548-024-03267-z>. – DOI 10.1007/s11548-024-03267-z
- [VES⁺24b] VOGT, Ivan ; ENGEL, Katja ; SCHLÜNZ, Anton ; KOWAL, Robert ; HENSEN, Bennet ; GUTBERLET, Marcel ; WACKER, Frank ; ROSE, Georg: MRI-compatible abdomen phantom to mimic respiratory-triggered organ movement while performing needle-based interventions. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* (2024). <http://dx.doi.org/10.1007/s11548-024-03188-x>. – DOI 10.1007/s11548-024-03188-x
- [Vla18] VLASBLOM, Martin: The manufacture, properties, and applications of high-strength, high-modulus polyethylene fibers. Version: 2018. <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-08-101272-7.00018-3>. In: *Handbook of Properties of Textile and Technical Fibres*. Elsevier, 2018. – DOI 10.1016/B978-0-08-101272-7.00018-3. – ISBN 9780081012727, S. 699–755
- [VVE⁺23] VOLK, Martin ; VOGT, Ivan ; ENGEL, Katja ; GEORGIADIS, Marilena ; OMARI, Jazan ; ROSE, Georg ; PECH, Maciej ; GROSSER, Oliver: Polyvinylalkohol-Cryogele (PVA-C) als Basis zur Erstellung anthropomorpher Trainingsphantome für CT-geführte Eingriffe. In: *54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik* (2023), S. 146–147
- [VVK⁺24] VOGT, Ivan ; VOLK, Martin ; KULZER, Emma-Luise ; SEIBT, Janis ; PECH, Maciej ; ROSE, Georg ; GROSSER, Oliver: Increasing manufacturing performance for polyvinyl alcohol cryogels (PVA-C) for production of phantoms in MRI – An microwave-based approach. In: *Bioengineering* (2024)
- [Wan15] WANG, Wei: Magnetic Resonance-guided Active Catheter Tracking. In: *Magnetic resonance imaging clinics of North America* 23 (2015), Nr. 4, S. 579–589. <http://dx.doi.org/10.1016/j.mric.2015.05.009>. – DOI 10.1016/j.mric.2015.05.009
- [WBYM14] WAN, Wankei ; BANNERMAN, A. D. ; YANG, Lifang ; MAK, Helium: Poly(Vinyl Alcohol) Cryogels for Biomedical Applications. Version: 2014. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-05846-7_8. In: OKAY, Oguz (Hrsg.): *Polymeric Cryogels* Bd. 263. Cham : Springer International Publishing, 2014. – DOI 10.1007/978-3-319-05846-7_8. – ISBN 978-3-319-05845-0, S. 283–321

- [WG51] WADE, O. L. ; GILSON, J. C.: The effect of posture on diaphragmatic movement and vital capacity in normal subjects with a note on spirometry as an aid in determining radiological chest volumes. In: *Thorax* 6 (1951), Nr. 2, S. 103–126. <http://dx.doi.org/10.1136/thx.6.2.103>. – DOI 10.1136/thx.6.2.103
- [WKG23] WEGNER, Marie ; GARGIONI, Elisabetta ; KRAUSE, Dieter: Classification of phantoms for medical imaging. In: *Procedia CIRP* 119 (2023), S. 1140–1145. <http://dx.doi.org/10.1016/j.procir.2023.03.154>. – DOI 10.1016/j.procir.2023.03.154
- [WHC18] WEISS, Jakob ; HOFFMANN, Rüdiger ; CLASEN, Stephan: MR-Guided Liver Interventions. In: *Topics in magnetic resonance imaging : TMRI* 27 (2018), Nr. 3, S. 163–170. <http://dx.doi.org/10.1097/RMR.000000000000146>. – DOI 10.1097/RMR.000000000000146
- [WHN23] WEISS, Clifford R. ; HAFEZI-NEJAD, Nima: Interventional Radiology: Past, Present, and Future. In: *Radiology* 308 (2023), Nr. 1, S. e230809. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.230809>. – DOI 10.1148/radiol.230809
- [WHZL14] WANG, Jinghua ; HE, Lili ; ZHENG, Hairong ; LU, Zhong-Lin: Optimizing the magnetization-prepared rapid gradient-echo (MP-RAGE) sequence. In: *PloS one* 9 (2014), Nr. 5, S. e96899. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0096899>. – DOI 10.1371/journal.pone.0096899
- [WHZW17] WANG, Kan ; HO, Chia-Che ; ZHANG, Chuck ; WANG, Ben: A Review on the 3D Printing of Functional Structures for Medical Phantoms and Regenerated Tissue and Organ Applications. In: *Engineering* 3 (2017), Nr. 5, S. 653–662. <http://dx.doi.org/10.1016/J.ENG.2017.05.013>. – DOI 10.1016/J.ENG.2017.05.013. – ISSN 20958099
- [WKGM16] WOODRUM, David A. ; KAWASHIMA, Akira ; GORNY, Krzysztof R. ; MYNDERSE, Lance A.: Targeted prostate biopsy and MR-guided therapy for prostate cancer. In: *Abdominal radiology (New York)* 41 (2016), Nr. 5, S. 877–888. <http://dx.doi.org/10.1007/s00261-016-0681-3>. – DOI 10.1007/s00261-016-0681-3
- [WKM06] WEISHAUPT, Dominik ; KÖCHLI, Victor D. ; MARINCEK, Borut: *How does MRI work? An introduction to the physics and function of magnetic resonance imaging*. 2nd ed. Berlin and New York : Springer, 2006. – ISBN 9783540300670

- [WKM14] WEISHAUPT, Dominik ; KÖCHLI, Victor D. ; MARINCEK, Borut: *Wie funktioniert MRI?* Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2014 <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-41616-3>
- [WM16] WILDI, Marc ; MCELROY, Tucker: Optimal Real-Time Filters for Linear Prediction Problems. In: *Journal of Time Series Econometrics* 8 (2016), Nr. 2. <http://dx.doi.org/10.1515/jtse-2014-0019>. – DOI 10.1515/jtse-2014-0019
- [WNL08] WEISS, Clifford R. ; NOUR, Sherif G. ; LEWIN, Jonathan S.: MR-guided biopsy: a review of current techniques and applications. In: *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI* 27 (2008), Nr. 2, S. 311–325. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.21270>. – DOI 10.1002/jmri.21270
- [WSB⁺] WILL, Karl ; SCHIMPF, Stefan ; BROSE, Andreas ; FISCHBACH, Frank ; RICKE, Jens ; SCHMIDT, Bertram ; ROSE, Georg: Pre-tuned resonant marker for iMRI using aerosol deposition on polymer catheters. <http://dx.doi.org/10.1117/12.844243>. In: *Proc. of SPIE* Bd. 7625. – DOI 10.1117/12.844243, S. 76251Z
- [WSD⁺22] WEIDNER, Artur ; STENGL, Christina ; DINKEL, Fabian ; DORSCH, Stefan ; MURILLO, Carlos ; SEEBER, Steffen ; GNIRS, Regula ; RUNZ, Armin ; ECHNER, Gernot ; KARGER, Christian P. ; JÄKEL, Oliver: An abdominal phantom with anthropomorphic organ motion and multimodal imaging contrast for MR-guided radiotherapy. In: *Physics in Medicine and Biology* 67 (2022), Nr. 4. <http://dx.doi.org/10.1088/1361-6560/ac4ef8>. – DOI 10.1088/1361-6560/ac4ef8
- [WSH⁺22] WANG, Chen ; SHEN, Zhifeng ; HU, Pengfei ; WANG, Tao ; ZHANG, Xing ; LIANG, Lidong ; BAI, Jianguang ; QIU, Liewei ; LAI, Xiaojuan ; YANG, Xiaowu ; ZHANG, Kang: Facile fabrication and characterization of high-performance Borax-PVA hydrogel. In: *Journal of Sol-Gel Science and Technology* 101 (2022), Nr. 1, S. 103–113. <http://dx.doi.org/10.1007/s10971-021-05584-0>. – DOI 10.1007/s10971-021-05584-0
- [WTH⁺15] WHITE, Mark J. ; THORNTON, John S. ; HAWKES, David J. ; HILL, Derek L. G. ; KITCHEN, Neil ; MANCINI, Laura ; MCEVOY, Andrew W. ; RAZAVI, Reza ; WILSON, Sally ; YOUSRY, Tarek ; KEEVIL, Stephen F.: Design, operation, and safety of single-room interventional MRI suites: practical experience from two centers. In: *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI* 41 (2015), Nr. 1, S. 34–43. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.24577>. – DOI 10.1002/jmri.24577

- [XPL⁺16] XIAO, Yu-Dong ; PAUDEL, Ramchandra ; LIU, Jun ; MA, Cong ; ZHANG, Zi-Shu ; ZHOU, Shun-Ke: MRI contrast agents: Classification and application (Review). In: *International journal of molecular medicine* 38 (2016), Nr. 5, S. 1319–1326. <http://dx.doi.org/10.3892/ijmm.2016.2744>. – DOI 10.3892/ijmm.2016.2744
- [YK07] YIGIT, Aycan ; KORUKLUOGLU, Mihriban: The effect of potassium sorbate, NaCl and pH on the growth of food spoilage fungi. In: *Annals of Microbiology* 57 (2007), Nr. 2, S. 209–215. <http://dx.doi.org/10.1007/BF03175209>. – DOI 10.1007/BF03175209
- [YSA⁺19] YIH, Yee Y. ; SIN, Tee H. ; AZHAR, Nurul Ain A. ; MANAN, Hanani A. ; AWANG, Mohd Nor A. ; YUSOFF, Ahmad N.: T1 AND T2 CHARACTERISTICS OF POLY(VINYL) ALCOHOL SLIME PHANTOM WITH DIFFERENT RELAXATION MODIFIER CONCENTRATIONS. In: *Journal of Solid State Science and Technology* 27 (2019), Nr. 1 & 2, 105–121. <https://myjms.mohe.gov.my/index.php/masshp/article/view/6317>
- [YXLS18] YANG, Chongjun ; XIE, Yu ; LIU, Shuang ; SUN, Dong: Force Modeling, Identification, and Feedback Control of Robot-Assisted Needle Insertion: A Survey of the Literature. In: *Sensors (Basel, Switzerland)* 18 (2018), Nr. 2. <http://dx.doi.org/10.3390/s18020561>. – DOI 10.3390/s18020561
- [YYH⁺21] YARAS, Yusuf S. ; YILDIRIM, Dursun K. ; HERZKA, Daniel A. ; ROGERS, Toby ; CAMPBELL-WASHBURN, Adrienne E. ; LEDERMAN, Robert J. ; DEGERTEKIN, F. L. ; KOCATURK, Ozgur: Real-time device tracking under MRI using an acousto-optic active marker. In: *Magnetic resonance in medicine* 85 (2021), Nr. 5, S. 2904–2914. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.28625>. – DOI 10.1002/mrm.28625
- [ZFXS24] ZHANG, Jiaming ; FANG, Jiayi ; XU, Yanneng ; SI, Guangyan: How AI and Robotics Will Advance Interventional Radiology: Narrative Review and Future Perspectives. In: *Diagnostics (Basel, Switzerland)* 14 (2024), Nr. 13. <http://dx.doi.org/10.3390/diagnostics14131393>. – DOI 10.3390/diagnostics14131393
- [ZL99] ZHENG, Y A F. Mak ; LUE, B: Objective assessment of limb tissue elasticity: Development of a manual indentation procedure. In: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 36 (1999), Nr. 2, 71–85. <https://core.ac.uk/download/pdf/61011631.pdf>

- [ZMM⁺22] ZHAO, Zhuo ; MA, Yangmyung ; MUSHTAQ, Adeel ; RADHAKRISHNAN, Vignesh ; HU, Yihua ; REN, Hongliang ; SONG, Wenzhan ; TSE, Zion Tsz H.: Engineering functional and anthropomorphic models for surgical training in interventional radiology: A state-of-the-art review. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine* 237 (2022), Nr. 1, S. 3–17. <http://dx.doi.org/10.1177/09544119221135086>. – DOI 10.1177/09544119221135086
- [ZN15] ZHAO, Baoliang ; NELSON, Carl A.: Sensorless Force Sensing for Minimally Invasive Surgery. In: *Journal of Medical Devices* 9 (2015), Nr. 4, S. 0410121–4101214. <http://dx.doi.org/10.1115/1.4031282>. – DOI 10.1115/1.4031282
- [ZSK⁺14] ZAMECNIK, Patrik ; SCHOUTEN, Martijn G. ; KRAFFT, Axel J. ; MAIER, Florian ; SCHLEMMER, Heinz-Peter ; BARENTSZ, Jelle O. ; BOCK, Michael ; FÜTTERER, Jürgen J.: Automated real-time needle-guide tracking for fast 3-T MR-guided transrectal prostate biopsy: a feasibility study. In: *Radiology* 273 (2014), Nr. 3, S. 879–886. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.14132067>. – DOI 10.1148/radiol.14132067

Liste der Veröffentlichungen

[Vermerk] Aufgrund einer Namensänderung wird die folgende Liste mit beiden Nachnamen (Fomin und Vogt) geführt.

Originalartikel in begutachteten internationalen Zeitschriften

Ivan Vogt, Katja Engel, Anton Schlünz, Robert Kowal, Bennet Hensen, Marcel Gutberlet, Frank Wacker und Georg Rose. „MRI-compatible abdomen phantom to mimic respiratory-triggered organ movement while performing needle-based interventions“. In: *Int J Comput Assist Radiol Surg* 45.3 (Aug. 2024), S. 502–512. doi:10.1007/s11548-024-03188-x

Ivan Vogt, Marcel Eisenmann, Anton Schlünz, Robert Kowal, Daniel Dux, Maximilian Thormann, Julian Glandorf, Seben Sena Yerdelen, Marilena Georgiades, Robert Odenbach, Bennet Hensen, Marcel Gutberlet, Frank Wacker, Frank Fischbach und Georg Rose. „MRI-compatible and sensorless haptic feedback for cable-driven medical robotics to perform teleoperated needle based interventions“. In: *Int J Comput Assist Radiol Surg* 45.3 (Aug. 2024), S. 502–512. doi:10.1007/s11548-024-03267-z

Robert Kowal, Lucas Knull, **Ivan Vogt**, Max Joris Hubmann, Daniel Dux, Bennet Hensen, Frank Wacker, Oliver Speck und Holger Maune. „Impact of Unit Cell Density on Grid and Stripe Metasurfaces for MRI Receive Enhancement“. In: *IEEE J Electromagn RF Microw Med Biol* (2024). doi:10.1109/JERM.2024.3458078

Robert Kowal, Lucas Knull, Max Joris Hubmann, **Ivan Vogt**, Daniel Dux, Florian Maier, Marcel Gutberlet, Bennet Hensen, Frank Wacker, Oliver Speck und Holger Maune. „Impact of MRI Field Strengths on Metasurface Enhancement“. In: *IEEE J Electromagn RF Microw Med Biol* (2024). in Begutachtung

Ivan Vogt, Martin Volk, Emma-Luise Kulzer, Janis Seibt, Maciej Pech, Georg Rose und Oliver S. Grosser. „Increasing manufacturing performance for polyvinyl alcohol cryogels (PVA-C) for production of phantoms in MRI – An microwave-based approach“. In: *Bioeng* (2024). in Begutachtung

Dominik Horstmann, Othmar Belker, Daniel Düx, Thomas Gerlach, Moritz Gutt, Simon Schröder, **Ivan Vogt**, Frank Wacker, Bennet Hensen und Marcel Gutberlet. „3D PRFS-based MR Thermometry for Monitoring of Clinical Hepatic Microwave Ablation: Comparing Stack-of-Stars and Stack-of Spirals Sequences“. In: Med Phys (2024). in Begutachtung

Artikel in begutachteten internationalen Kongressbänden

Ivan Vogt, Robert Odenbach, Enrico Pannicke, Bennet Hensen, Frank Wacker und Georg Rose. „ μ RIGS – Ultra-light Micropositioning Robotics for Universal MRI Guided Interventions“. In: Curr Dir Biomed Eng 7.1 (Aug. 2021), S. 81–85. doi:10.1515/cdbme-2021-1018

Stefano Orsolini, Enrico Pannicke, **Ivan Fomin**, Oliver Thieme und Georg Rose. „Wireless Electrocardiography and Impedance Cardiography Devices Using a Network Time Protocol for Synchronized Data“. In: Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc (Nov. 2021), S. 480–483. doi:10.1109/EMBC46164.2021.9630406

Ivan Vogt, Nico Engel, Marcel Eisenmann, Robert Odenbach, Robert Kowal, Daniel Düx, Bennet Hensen, Marcel Gutberlet, Frank Wacker und Georg Rose. „Vacuumbased and body-mounted robotic patient interface with an integrated metasurface for MRI-guided interventions“. In: Curr Dir Biomed Eng 1.10 (Aug. 2024), S. 93–96. doi:10.1515/cdbme-2024-0124

Robert Kowal, Max Joris Hubmann, Lucas Knull, **Ivan Vogt**, Daniel Düx, Marcel Gutberlet, Bennet Hensen, Frank Wacker, Oliver Speck und Holger Maune. „MRI Metasurface Enhancements at Different Clinical Field Strengths“. In: IEEE MTT-S International Microwave Bio Conference (IMBIOC) (2024), S. 125–127. doi:10.1109/IMBioC60287.2024.10590103

Weitere Beiträge in Kongressbänden

Marcus Prier, David Schote, **Ivan Fomin**, Thomas Witzel, Georg Rose und Oliver Speck. „Educational tabletop MRI system using the open-source console for real-time acquisition (OCRA)“. In: International Society for Magnetic Resonance in Medicine (Mai 2021), S. 4044

Ivan Fomin, Robert Odenbach, Frank Fischbach, Enrico Pannicke, Bennet Hensen, Frank Wacker und Georg Rose. „ μ RIGS - Microposition robotics in clinical workflow for MRI guided prostate interventions“. In: Magn Reson Mater Phy 34.Suppl 1 (Sep. 2021), S. 82–83. doi:10.1007/s10334-021-00947-8

Ivan Fomin, Robert Kowal, Enrico Pannicke, Bennet Hensen, Frank Wacker, Oliver Speck und Georg Rose. „Combining receive coils with microposition robotics for MRI guided interventions“. In: 5th Conference on Image-Guided Interventions (Okt. 2021), S. 27–28

Marcel Eisenmann, **Ivan Fomin**, Kerstin Schröder, Tobias Habisreuther, Enrico Pannicke und Georg Rose. „Integration of MR compatible bowden cables with position feedback sensors into compact microposition robotics“. In: 5th Conference on Image-Guided Interventions (Okt. 2021), S. 29–30

Marcel Eisenmann, **Ivan Fomin**, Marcus Prier, Georg Rose und Oliver Speck. „Development of a low-cost B0 field mapping device“. In: International Society for Magnetic Resonance in Medicine (Mai 2022), S. 1203

Robert Kowal, **Ivan Fomin**, Marcus Prier, Enrico Pannicke, Georg Rose und Oliver Speck. „Application of litz wires in MRI coil design up to 15 MHz“. In: International Society for Magnetic Resonance in Medicine (Mai 2022), S. 1899

Robert Odenbach, **Ivan Fomin**, Niklas Thoma, Bennet Hensen, Frank Wacker und Georg Rose. „Demonstration of versatile anatomically designed instrument alignment units for the remote operated μ RIGS instrument micropositioning system“. In: 13th International Interventional MRI Symposium (Okt. 2022), S. 39

Ivan Fomin, Robert Kowal, Marcel Gutberlet, Bennet Hensen, Frank Wacker, Oliver Speck und Georg Rose. „Intensity-based tracking technique to register devices in MRI-guided procedures“. In: 13th Interventional MRI Symposium (Okt. 2022), S. 51

Robert Kowal, Lucas Knüll, Enrico Pannicke, Max Joris Hubmann, **Ivan Fomin**, Daniel Gareis, Selina Scherbel, Bennet Hensen, Georg Rose, Frank Wacker und Oliver Speck. „Metamaterial inspired surface resonators as wireless coil“. In: 13th Interventional MRI Symposium (Okt. 2022), S. 106

Robert Kowal, Enrico Pannicke, Daniel Gareis, Selina Scherbel, Lucas Knüll, **Ivan Fomin**, Max Joris Hubmann, Bennet Hensen, Georg Rose, Frank Wacker und Oliver Speck. „Multi-channel receive coil for MRI-guided interventions“. In: 13th Interventional MRI Symposium (Okt. 2022), S. 107

Marcel Eisenmann, **Ivan Fomin**, Robert Odenbach, Bennet Hensen, Frank Wacker und Georg Rose. „Sensorless and cost-efficient force feedback signal acquisition for bowden cable-driven manipulators and robotics during image-guided procedures“. In: 13th Interventional MRI Symposium (Okt. 2022), S. 109

Niklas Thoma, Robert Odenbach, **Ivan Fomin**, Bennet Hensen, Frank Wacker und Georg Rose. „Multifunctional, elastic and non-metallic bowden-cable coupling mechanism for the

modularization and remote control of the μ RIGS instrument micropositioning system“. In: 13th Interventional MRI Symposium (Okt. 2022), S. 110

Katja Engel, **Ivan Fomin**, Thomas Gerlach, Bennet Hensen, Marcel Gutberlet, Frank Wacker und Georg Rose. „Modularizable, MRI-compatible and elastic abdominal phantom to perform dynamic interventional experiments under simulated respiratory cycles“. In: 13th Interventional MRI Symposium (Okt. 2022), S. 117

Robert Kowal, **Ivan Vogt**, Max Joris Hubmann, Oliver Speck und Holger Maune. „Wireless MRI Metasurface to Enhance Head Coil Performance“. In: 45th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (2023)

Ivan Vogt, Thomas Gerlach, Marcel Eisenmann, Robert Kowal und Georg Rose. „Low-cost drive unit for applications in MRI environments“. In: 45th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (2023)

Martin Volk, **Ivan Vogt**, Katja Engel, Marilena Georgiades, Jazan Omari, Georg Rose, Maciej Pech und Oliver Stephan Großer. „Polyvinylalkohol-Cryogele (PVA-C) als Basis zur Erstellung anthropomorpher Trainingsphantome für CT-geführte Eingriffe“. In: 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik (Sep. 2023), S. 146–147

Gina Thieße, **Ivan Vogt**, Thomas Gerlach, Frank Wacker, Oliver Speck, Georg Rose, Marcel Gutberlet und Bennet Hensen. „Tracking algorithm for the robotic system μ RIGS in interventional MRI“. In: 6th Conference on Image-Guided Interventions (Okt. 2023), S. 12–13

Emma-Luise Kulzer, Martin Volk, **Ivan Vogt**, Dominic Liegmal, Katja Engel, Georg Rose und Oliver Stephan Großer. „Standardized manufacturing of polyvinylalcohol cryogel through microwave – proof-of-concept-study“. In: 6th Conference on Image-Guided Interventions (Okt. 2023), S. 28–29

Robert Kowal, Lucas Knull, **Ivan Vogt**, Max Joris Hubmann, Daniel Düx, Bennet Hensen, Frank Wacker und Oliver Speck and Holger Maune. „MetaGate Wireless Resonator for MR guided Percutaneous Interventions“. In: 6th Conference on Image-Guided Interventions (Okt. 2023), S. 58–59

Othmar Belker, Marcel Gutberlet, Thomas Gerlach, Anton Schlunz, Georg Rose, Frank Wacker, Bennet Hensen und **Ivan Vogt**. „MR-thermometry on moving organs by a reproducible respiration simulation“. In: 6th Conference on Image-Guided Interventions (Okt. 2023), S. 63–64

Martin Volk, **Ivan Vogt**, Katja Engel, Marilena Georgiades, Jazan Omari, Georg Rose, Maciej Pech und Oliver Stephan Großer. „Polyvinyl alcohol cryogel (PVA-C) as a base

material for anthropomorphic phantoms in CT applications“. In: 6th Conference on Image-Guided Interventions (Okt. 2023), S. 80–81

Martin Volk, **Ivan Vogt**, Emma Luise Kulzer, Marilena Georgiades, Georg Rose, Maciej Pech und Oliver Stephan Grosser. „Optimization of manufacturing process for polyvinyl alcohol cryogels (PVA-C) intended for anthropomorphic training phantoms in CT-interventions“. In: European Society of Radiology (Feb. 2024), S. C–11043. doi:10.26044/ecr2024/C-11043

Robert Kowal, Lucas Knull, Max Joris Hubmann, **Ivan Vogt**, Daniel Düx, Marcel Gutberlet, Bennet Hensen, Frank Wacker, Oliver Speck und Holger Maune. „MR-Active Needle Guides with Wireless Metasurface Coils for Transperineal Prostate Interventions“. In: 14th Interventional MRI Symposium (Okt. 2024), S. 28

Robert Odenbach, Thomas Gerlach, Daniel Düx, Bennet Hensen, Marcel Gutberlet, **Ivan Vogt**, Frank Wacker und Georg Rose. „Demonstration of a Versatile, Fully Metal- Free Mechanical Holding Arm for Interventional MRI Procedures“. In: 14th Interventional MRI Symposium (Okt. 2024), S. 89

Dominik Horstmann, Bennet Hensen, Othmar Belker, Daniel Düx, Thomas Gerlach, Moritz Gutt, Simon Schröer, **Ivan Vogt**, Frank Wacker und Marcel Gutberlet. „Stars vs. Spirals: Comparison of two readouts for Proton Resonance Frequency Shift based 3D MR Thermometry in a phantom study of abdominal Microwave Ablation“. In: 14th Interventional MRI Symposium (Okt. 2024), S. 110

Patente

„Positioniereinrichtung“. DE10 2021 113 953 A1. **Ivan Vogt**, Robert Odenbach, Bennet Hensen und Enrico Pannicke. 1. Dez. 2022. erteilt

„Verfahren zum Bestimmen eines räumlichen Kennwerts eines Gegenstands, Computerprogramm und Einrichtung mit einem bildgebenden Untersuchungsgerät“. DE10 2022 124 789 A1. **Ivan Vogt** und Robert Kowal. 28. März 2024. erteilt

„Kopplungsstation und Fernmanipulationssystem“. WO 2024 074172 A1. Niklas Thoma, Robert Odenbach und **Ivan Vogt**. 11. Apr. 2024. erteilt

„Tracking system and method for patient transfer during imaging and treatment procedures“. WO002024129500A1. Robert Kowal, Bennet Lamers, Remigiusz Kwapik, **Ivan Vogt**, Oliver Thieme, Enrico Pannicke, Thomas Gerlach und Dan Coppens. 15. Dez. 2022. angemeldet

„Metamaterial-Spule für eine Magnetresonanztomographie-Anordnung“. DE10 2023 128 389.8. Robert Kowal, **Ivan Vogt** und Lucas Knull. 17. Okt. 2023. angemeldet

Auszeichnungen und Preise

1. Platz Best Paper Award (2021), μ RIGS – Ultra-light Micropositioning Robotics for Universal MRI Guided Interventions, CURAC Konferenz, Deutsche Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e. V.

Patent der Woche (05.12.2022), Positioniereinrichtung, DeviceMed, Vogel Communications Group GmbH & Co. KG

1. Platz Hugo-Junkers Preis in der Kategorie „Innovativste Projekte der angewandten Forschung“, μ RIGS – Micropostionioning Robotics for Image Guided Surgery, IMG Investitions- und Marketinggesellschaft Sachsen-Anhalt mbH

1. Platz Best Paper Award (2024), Vacuum-based and body-mounted robotic-patient interface with an integrated metasurface for MRI-guided interventions, CURAC Konferenz, Deutsche Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e. V.

A Anhang

A.1 Anforderungsliste

Systemanforderungen μRIGS - Micropositioning Robotics for Image-Guided Surgery		
Nr.	(F)orderung/ (W)unsch	Anforderungen
1.1	F F F W W	<u>Medizinische Anwendung/Indikation:</u> Semiautomatisierte Führung von diagnostischen und therapeutischen Instrumenten für perkutane MRT-gestützte Interventionen Biopsie zur onkologischen Abklärung von Krankheitsbildern oder therapeutischen minimalinvasiven Eingriffen in der Onkologie bei Mensch oder Tier Punktion von Leber, Niere, Lunge, Prostata und Schulter Universelle Punktionskörperregionen Anwendbar für CT-gestützte Interventionen
1.2	F F F F W	<u>Patient:</u> Geschlecht unabhängig Gewicht: 40-130kg (bei Übergewicht ergeben sich Einschränkungen durch die Dimensionen des MRT Tunnels und die maximale Länge des Punktionsinstruments) Alter: >10 Jahre Lokal sediert oder bewusstlos Anwendbar an Neugeborenen und Kleinkindern
1.3	F F F F F W	<u>Medizinische Anwendungsumgebung (basiert auf kommerziell erhältlichen 1,5T/3T MRTs):</u> Tunnelabmessung: 60-70 cm (Durchmesser) x 125-160 cm (Länge) Patiententisch (statischer Körper): 75-80 cm (Breite) x 220-230 cm (Länge) Patiententisch (dynamischer Körper): 55-60 cm (Breite) x 240-250 cm (Länge) Länge vom statischen Patiententische bis zum Isozentrum: 310-335 cm Waveguide zwischen Scanner- und Kontrollraum für Kommunikationszwecke Dimensionen der verfügbaren Räumlichkeiten können nicht verallgemeinert werden
2.1	F W F W F F F F F F F F W W	<u>Geometrie der Instrumentenpositionierungseinheit (IPE) & Robotik-Patienten Interface (RPI):</u> Kompatibel mit koaxialen Punktionsnadeln (aktive Länge: ≤15cm, Kanüle: ≥16G) Kompatibel mit verschiedenen Instrumententypen Baugröße: <20x20cm (Länge, Breite). Höhe: <2cm länger als das Instrument Baugröße: <15x15cm (Länge, Breite). Höhe: <1cm länger als das Instrument Minimale Verringerung der aktiven Nadellänge: <25mm Fixierung der RPI direkt an/auf Patientenhautoberfläche Anatomisch angepasste RPI Anschlussverbindung zwischen IPE und RPI Anschlüsse und/oder Platzhalter für passive Marker Anschlüsse für Bowdenzüge Keine Direktantriebe (z.B. elektrische Motoren oder pneumatische/hydraulische Zylinder) Keine scharfen Kanten Unzugängliche Ecken vermeiden (einfache Desinfizierbarkeit gewährleisten) Kompatibel mit einem Sterilitätskonzept nach DIN EN ISO 15883

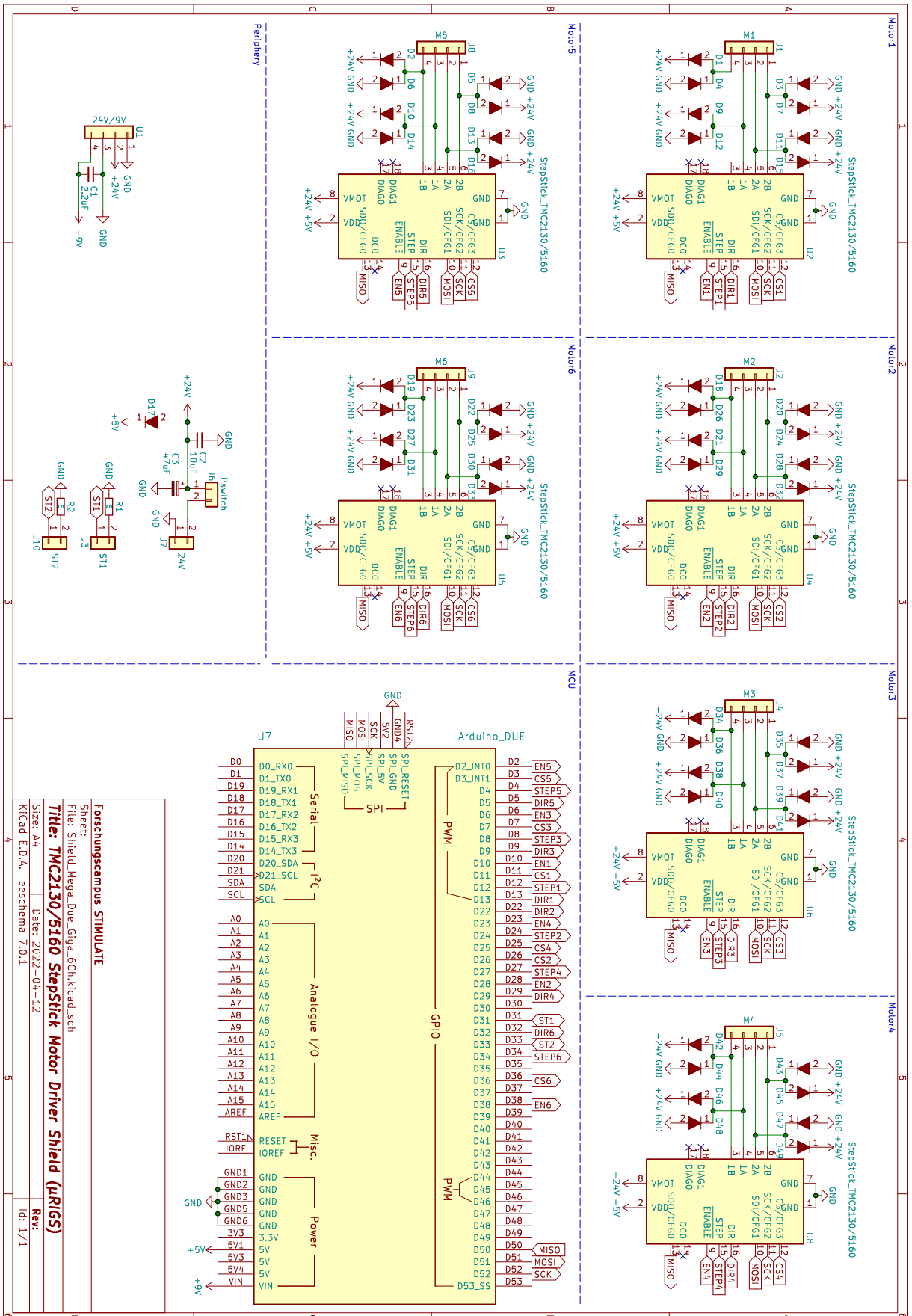
2.2	F F F F W	<u>Geometrie der Bowdenzüge und der Antriebseinheit (AE):</u> Seilzüge mit einem Durchmesser <1,5mm, die Umlenkradien <1mm erreichen können Zughülle mit einem Durchmesser <4mm Zusammenführung einzelner Bowdenzüge zu einem Strang Anschlüsse/Umleitungen und Seiltrommel für Bowdenzüge in der AE Einfaches Kopplung von Bowdenzügen an die AE und IPE, um Fertigung und Wartung zu vereinfachen
2.3	F W F	<u>Gewicht:</u> IPE & RPI (Systeme, die auf dem Patienten befestigt werden): <300g IPE & RPI (Systeme, die auf dem Patienten befestigt werden): <200g AE ist für eine Person tragbar zu gestalten: <20kg
3	F F F F W F	<u>Kinematik:</u> Stufenlose Komponentenpositionierung 3 ferngesteuerte Freiheitsgrade: gieren (φ), rollen (Θ), vertikale Translation (ρ) um einen festen Pivotpunkt, der auch gleichzeitig die Einstichstelle auf der Hautoberfläche darstellt Gieren (Θ): 360° Rollen (φ): >45° Rollen (φ): >60° Vertikale Translation (ρ) = aktive Instrumentenlänge - 25mm
4	F F W W F	<u>Kräfte:</u> Betriebskraft <10N Betriebsdrehmoment <0,1Nm Traglast >300 g Betriebsdrehmoment der Traglast auf das System und Fixierung <1Nm Instrumentenvorschubkraft: >20N
5	F F W W	<u>Werkstoffe:</u> Alle Materialien müssen gemäß DIN EN 62570 und ASTM Standards MRT-sicher oder bedingt MRT-sicher sein. Werden nicht MRT-sichere Materialien verwendet sind angemessene Sicherheitsvorkehrungen vorzunehmen. Hochfeste Materialien für IPE, um mechanisches Spiel und Verformungen während der Bewegungsprozesse zu vermeiden Biokompatibel nach ISO 10993 Auswahl ermöglicht ein Sterilitäts- und Desinfizierbarkeitskonzept
6	F F F W F W F F	<u>Signale:</u> Die Nadelausrichtung ist in der MRT durch spezifische, im System enthaltene Marker sichtbar Möglichkeit der Fernsteuerung Automatische Positionierung an die Ziel-Trajektorie Automatischer Instrumentenvorschub Registrierung der Kinematik zur Information der Position Kabellose Systemkommunikation Haptisches Feedback während des Instrumentenvorschubs Workstation mit GUI als Steuereinheit
7	F W W F F F	<u>Sicherheit:</u> Schnelle Entfernbarkeit der IPE, während sich das koaxiale Instrument im Körper befindet Schnelle Entfernbarkeit der IPE, während sich ein Instrument im Körper befindet Redundantes Systemverhalten EMV-gerechte Gestaltung, sodass das μ RIGS das MRT und anders herum die Qualität der Bildgebung und die Funktionalität des Roboters nicht stört Gerät verursacht keine toxischen Emissionen Die IPE wird für Eingriffe mit steriler Plastikfolie abgedeckt oder dient als Einwegprodukt
8	F F F	<u>Ergonomie:</u> Intuitive Systeminstallation am Patienten und in der Interventionssuite Intuitive Bedienung der einzelnen Teilkomponenten im angedachten Workflow Fernsteuerung und/oder Automatismus der Instrumentenpositionierung

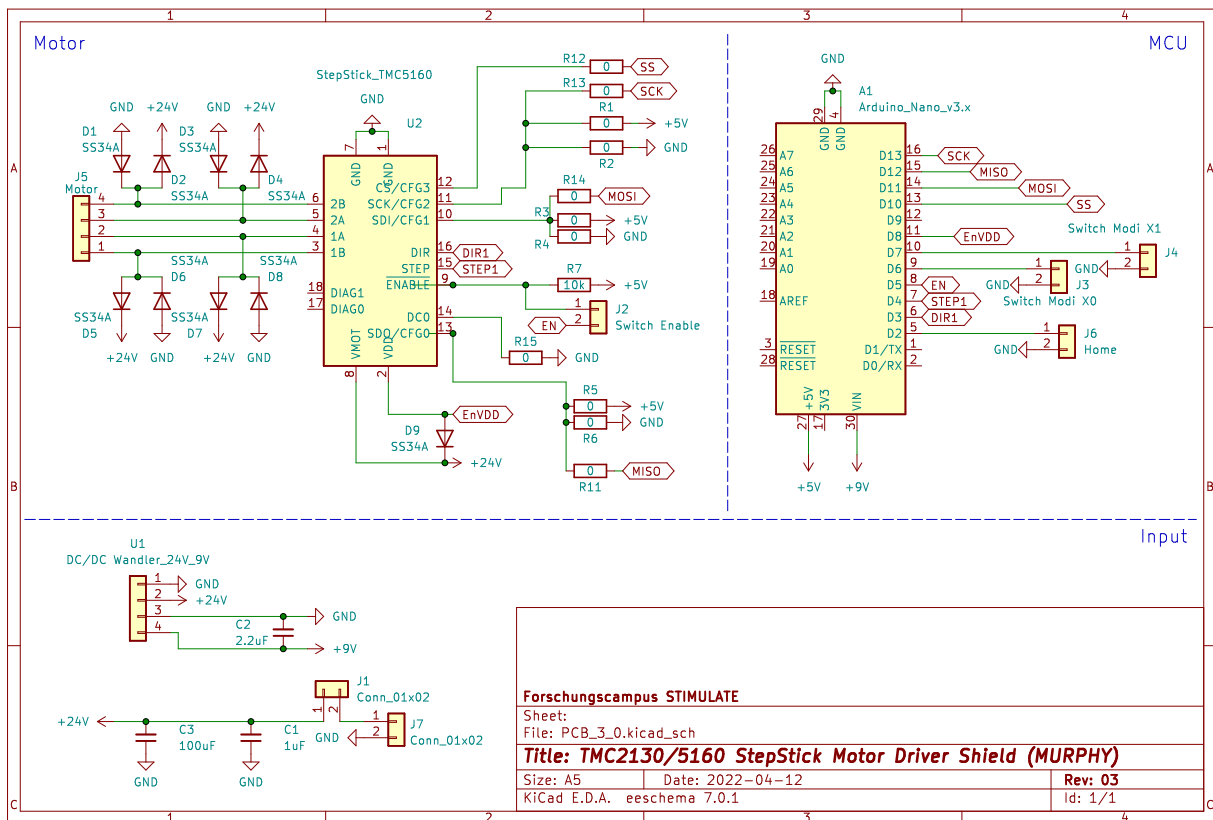
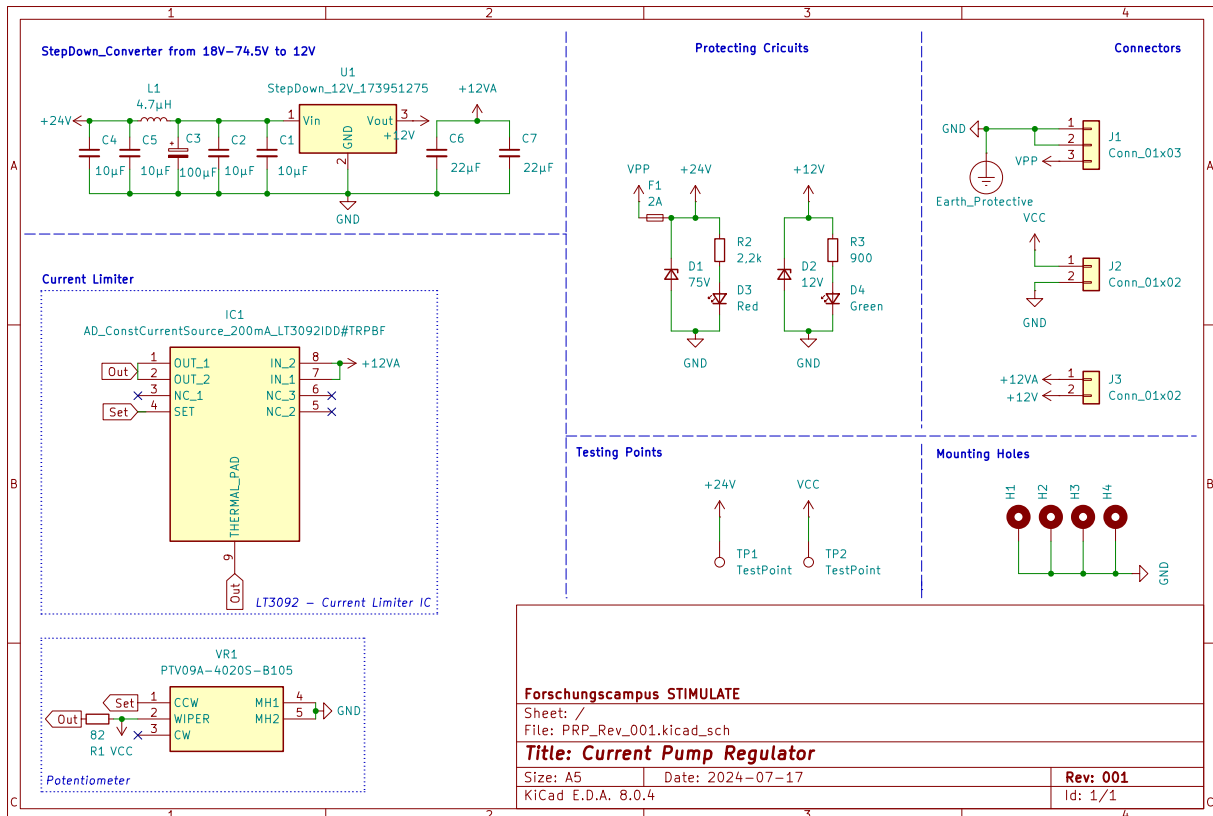
A.2 Eingesetzte MRT-Sequenzprotokolle

Tabelle A.1: MRT-Sequenzparameter. Sichtfeld (FoV); Schichtdicke (SD; Bandbreite (BB); Flipwinkel (FW).

Nr.	Sequenz (Anwendung)	$TR/TE/TI$ [ms]	FoV [mm ²]	Matrix	SD [mm]	BB [Hz/px]	FW [°]
1	3DVolume_FLASH (3D-Tracking)	7,5/3,5/-	288 × 288	288 × 288	1	347	18
2	2Slice_FLASH (2D-Tracking)	370/1,2/-	105 × 105	96 × 96	7	883	18
3	3Slice_TRUFI (2D-Tracking)	4,2/2,1/-	384 × 384	384 × 384	5	1002	70
4	SE (MRT-Kompatibilität)	700/30/-	400 × 400	256 × 256	5	610	90
5	GRE (MRT-Kompatibilität)	300/15/-	400 × 400	256 × 256	5	610	30
6	Spektrum (MRT-Kompatibilität)	20/-/-	-	-	-	-	-
7	3D-VIBE (In-vivo Metamaterial)	3,6/1,1/-	340 × 240	192 × 136	2	605	9
8	HASTE (Schichtphantome)	2000/110/-	300 × 300	256 × 256	5	195	180
9	3D-VIBE (Schichtphantome)	3,5/1,4/-	250 × 186	320 × 240	1,5	600	9
10	3D-VIBE (Punktionsgenauigkeit)	10/2,3/-	368 × 253	736 × 506	0,5	425	12
11	MPRAGE (T1 Bestimmung)	7000/3,1/516 bis 6500	300 × 300	128 × 128	4	130	8
12	SE (T2 Bestimmung)	5000/12 bis 1000/-	300 × 300	128 × 128	3	130	90
13	3D-SE (Punktionskanäle)	2000/25/-	60 × 60	64 × 64	4	50	90
14	3D-VIBE (Phantombewegung)	4,5/1,3/-	384 × 384	384 × 384	1	590	15
15	3D-VIBE (Phantomkörper)	4,5/1,2/-	380 × 380	256 × 256	1	590	15
16	3D-TSE (Phantomkörper)	2200/97/-	380 × 380	256 × 256	1	195	135

A.3 Schaltpläne





A.4 Software- und Firmwarefunktionen

Tabelle A.2: Bestandteile der μ RIGS-Firmware.

Datei	Funktion	Beschreibung
Main		Ausführung des Algorithmus der μ RIGS-Firmware
Setup	<i>serialSet()</i>	Konfiguration der seriellen Schnittstelle
	<i>driverSet()</i>	Konfiguration der Motor Treiber und SPI
GetST	<i>getST(dof,dir)</i>	Erhalte für den jeweiligen Freiheitsgrad (<i>dof</i>) in jede Richtung (<i>dir</i>) den <i>st</i> -Wert
tension	<i>retension(z,tension)</i>	Spanne das jeweilige Zugseil (<i>z</i>), bis der definierte <i>st</i> -Wert (<i>tension</i>) erreicht ist
	<i>loose(z,looseness)</i>	Lockere das jeweilige Zugseil um die definierte Motorschritte (<i>looseness</i>)
Homing	<i>homeFeed()</i>	Positionierung des Nadelhalters an den oberen Anschlag, bis der definierte <i>st</i> -Wert erreicht ist; Verfahrenweg definiert die dafür notwendigen Motorschritte
	<i>homeTilt()</i>	Positionierung des Bogenschlittens an die jeweiligen seitlichen Anschläge, bis der definierte <i>st</i> -Wert erreicht ist; Verfahrenweg definiert die dafür notwendigen Motorschritte
	<i>homeRotate()</i>	Positionierung des Bogenportals an den Anschlag in beide Richtungen, bis der definierte <i>st</i> -Wert erreicht ist; Verfahrenweg definiert die dafür notwendigen Motorschritte
transformation	<i>transform()</i>	Inverse Kinematik: Transformation der Verfahrenwege der jeweiligen Freiheitsgrade in Motorschritte
Drive	<i>drive(dof,pos)</i>	Relative Positionierung um definierte Motorschritte (<i>pos</i>) für den jeweiligen Freiheitsgrad (<i>dof</i>)
	<i>enableAllM()</i>	Aktivierung aller Motoren
	<i>disableAllM()</i>	Deaktivierung aller Motoren
Communication	<i>hapticWrite()</i>	Kodiere und schicke alle 2 ms einen <i>st</i> -Wert während des Instrumentenvorschubs an das haptische Interaktionssystem
	<i>serialRead()</i>	Lese und dekodiere Daten (<i>in</i>) der haptischen Interaktionssystem- und Automatisierungs-Software
	<i>Input(in)</i>	Verarbeite die gelesenen und dekodierten Daten

Tabelle A.3: Bestandteile der haptischen Interaktionssystem-Software.

Datei	Funktion	Beschreibung
Main		Konfiguration von omega.6. Ausführung des Algorithmus des haptischen Interaktionssystems
Parameter		Definition von globalen Konstanten und Variablen
Serial		Konfiguration der seriellen Schnittstelle
GetData	<i>getData()</i>	Lese und dekodiere <i>st</i> -Werte (<i>st</i>) des Instrumentenvorschubs
	<i>filterWMA(st)</i>	Filtere die <i>st</i> -Werte (<i>fst</i>) mit einem gewichteten und gleitenden
Haptic	<i>hapticLoop(fst)</i>	Transformation von <i>fst</i> zu Kraft. Übergabe der Kraft an omega.6
Input	<i>input()</i>	Lese Nutzereingaben und führe Aktionen aus.

Tabelle A.4: Bestandteile der automatisierten Instrumentenpositionierungssoftware.

Datei	Funktion	Beschreibung
globalVariables		Definition von globalen Konstanten und Variablen
Connections	Serial_Transfer	Bilaterale Kommunikation (Decodieren, Codieren, Lesen und Schreiben von Daten) mit der μ RIGS Antriebseinheit
	Websocket	Websocket-Dienst für Access-i
VectorAnalysis	Vector_Analysis	Berechnungen: Normalenvektor einer Ebene; Winkel zwischen zwei Vektoren; Distanz zwischen einem Punkt und einer Linie; Rotationsmatrix eines Punktes, um eine Achse und einen Winkel; Drehung eines Punktes um eine Achse; Schnittpunkte der zylindrischen Marker mit den 2 horizontalen MRT-Schichten; Ebene durch einen Punkt und einen Normalenvektor.
3D_Analysis	<i>create_volume</i>	Konvertierung der MRT-Bilder
	<i>label_markers</i>	Segmentierung der Marker
	3D_Tracking	Hauptkomponentenanalyse zur Bestimmung der Markerpositionen; Inverse Kinematik
	Slice_Parameters	Berechnung der MRT-Aufnahmeschichtparameter, die in der Zielregion positioniert werden
2D_RealTime	POCC_Analysis	Bestimmung der räumlichen Lage der zylindrischen und sphärischen Marker mit der POCC Methode
TrackingSteps	<i>step1</i>	Bestimmung der Markerpositionen
	<i>step2</i>	Berechnung der inversen Kinematik
	<i>step3</i>	Bestimmung der MRT-Aufnahmeschichten
	<i>step4</i>	Autonome Positionierung an die Ziel-Trajektorie
	<i>step5</i>	Autonomer Instrumentenvorschub
	<i>eval</i>	Skript zur Auswertung des Positionierungsfehlers zwischen aktueller Nadelposition (Spitze) und geplantem Ziel

Tabelle A.5: Grundstruktur der Access-i und GUI Software.

Manager	Beschreibung
<i>UI</i>	Stellt die Verbindung zwischen den visuellen Elementen (Schaltflächen, Auswahlfenster, Texteingabefelder, ...) der GUI und deren zugehörigen Funktionen her. Ein GUI-Element wird mit einem <i>Slot</i> verknüpft. Innerhalb des <i>Slots</i> wird definiert, welche Funktion bei Aktivierung ausgeführt werden soll.
<i>Device</i>	Der Prozess initiiert eine Access-i Verbindung, welche die Kommunikation zwischen der externen Workstation und dem MRT-Scanner ermöglicht. Diese umfassen die Überprüfung der Serververfügbarkeit, die Registrierung des externen Clients, den Aufbau einer Websocket-Verbindung und die Anforderung der Hostkontrolle.
<i>Sequence</i>	Funktionen zur Modifikation des aktuell ausgewählten Sequenzprotokolls. Diese können geöffnet, an verschiedenen Parametern angepasst sowie in der Position und Orientierung verändert werden, und durch Befehle in der GUI gestartet und gestoppt werden.
<i>Network</i>	Zuständig für die Signalverarbeitung und -weiterleitung zwischen den Softwarekomponenten. Dabei werden sogenannte Metasignale verarbeitet, die von anderen Managern zur Auslösung bestimmter Funktionen genutzt werden. Jeder Manager verfügt über eine spezifische Auswahl empfangbarer Metasignale.

Tabelle A.6: Funktionen der MURPHY-Firmware.

Datei	Funktion	Beschreibung
main		Ausführung des Algorithmus der MURPHY-Firmware
Setup		Definition von globalen Konstanten und Variablen
	<i>driverInit()</i>	Konfiguration der Motor Treiber und SPI
User		Definition von globalen Konstanten und Variablen die der Nutzer individuell anpassen kann, um ein bestimmtes Atemmuster zu konfigurieren
Drive	<i>calcPar</i>	Berechnung Atemmuster-Variablen
	<i>modeOne</i>	Reproduzierbares Atemmuster
	<i>modeTwo</i>	Randomisiertes Atemmuster
	<i>modeThree</i>	Reproduzierbares Atemmuster mit der Möglichkeit in verschiedenen Bereichen die Position anzuhalten, um einen Atemstopp zu simulieren
Homing	<i>homing</i>	Positionierung des Diaphragma-Stempels an den Anschlag des Gehäuses, bis der definierte <i>st</i> -Wert erreicht ist. Positionierung in die entgegengesetzte Richtung an die Ebene des Abdomen-Phantomkörpers, bis der definierte <i>st</i> -Wert erreicht ist (Startposition)
State	<i>setMode()</i>	Einstellung des gewählten Modus
	<i>state()</i>	Überwachung der Motortreibertemperatur

A.5 Fragebogen zur Nutzerstudie

1. Allgemeine Fragen (ca. 10 min)

- Wie viele Jahre sind Sie als Interventionist:in tätig und wie viele nadelbasierte Interventionen haben Sie etwa durchgeführt? Welche Interventionen führen Sie durch (Organe/Gewebe, Biopsien/Therapien/..., Krankheitsbilder, CT/MRT/Sonografie)?
- Sind Gewebeänderungen beim Nadelvorschub spürbar? Welche genau und wie stark?
- Je weiter die Nadel vorgeschoben ist, desto schwerer wird es, auch wenn das Medium homogen ist. Nach einer durchgestochenen harten Schicht kommt Luft, jedoch werden die aufgebrachten Kräfte, die man zum weiteren Vorschub braucht nicht null. Wie deuten Sie also die Gewebeänderungen mit ihrem Gefühl in der Hand?
- In welchen Fällen spielt die haptische Wahrnehmung eine zentrale Rolle bei der Intervention?
- Bewerten Sie die Bedeutung des haptischen Feedbacks für den Punktionserfolg. [1: vernachlässigbar bis 5: essentiell]
- Wie stark nutzen Sie haptische Signale zur Verifizierung der Nadelposition im Zielgewebe? Quantifizieren Sie den Anteil der haptischen Information bei dieser Entscheidung. [1: minimal bis 5: maximal]
- Beschreiben Sie Situationen, die eine Anpassung der Nadelvorschubgeschwindigkeit erfordern. Welche klinischen Faktoren beeinflussen diese Entscheidung?
- Gibt es einen Mehrwert den ferngesteuerten Nadelvorschub mit haptischem Feedback zu unterstützen? [1: nicht sinnvoll bis 5: sinnvoll]

2. Vermitteln von Informationen über die Studie

- Nadelvorschub in 3 Phantome, die einzelne Schichten mit variierender Viskosität in verschiedener Reihenfolge beinhalten.
- 2 Durchgänge manuell und 2 Durchgänge mit haptischem Interaktionssystem
- In jedem Durchgang werden die 3 Phantome jeweils einmal gestochen
- Einstechen ohne Unterbrechung mit konstanter Geschwindigkeit (nicht zu langsam/zu schnell) - μ RIGS Geschwindigkeit zeigen (dient als Referenz)
- Erläutern, dass der Fokus auf dem haptischem Empfinden liegt

- Nach dem Vorschub erläutern, wie viele Übergänge und welche Härtegrade in welcher Reihenfolge gespürt wurden

3. Testlauf [Manuell]

Beschreiben Sie die Anzahl und Reihenfolge der wahrgenommenen Gewebeschichten. Charakterisieren Sie deren relative Härtegrade und bewerten Sie die Zuverlässigkeit Ihrer Einschätzung.

Durchlauf Nr.1 und Nr.2

- Zufälliges Phantom: #1,#2 oder #3
Wie viele Schichten?
Wie ist die Abfolge der Härtegrade?
Wie sicher sind Sie sich bei diesen Entscheidung? [1: sehr unsicher bis 5: sehr sicher]
Was haben Sie noch wahrgenommen?

4. Üben mit dem haptischen Interaktionssystem (ca. 10 min)

- Während des Übens kein Blindversuch, damit der Nadelvorschub sichtbar ist.
- Vorführen und dabei die Funktionen erläutern.
- Den Probanden testen lassen, bis dieser sicher genug ist.

5. Testlauf [haptisches Interaktionssystem] (ca. 20 min)

Die Fragen und Ablauf ist identisch zu dem manuellen Testlauf.

6. Abschließende Fragen (ca. 10 min)

- Bewerten Sie den Realitätsgrad des Phantoms im Vergleich zu echtem Gewebe. [1: stark abweichend bis 5: anatomisch korrekt]
- Unterschied zum Manuellen war, dass die Nadel nicht selbst vorgeschoben werden musste. Wie intuitiv/einfach war diese Umstellung für Sie, um den Bezug von vorgeschobener Nadel und haptischem Feedback nicht zu verlieren. [1:sehr einfach bis 5:sehr schwer]
- Haben Sie noch andere Unterschiede zwischen manuellem und gesteuertem Vorschub bemerkt? Falls, ja welche (Sensitivität, Ergonomie, Gewebeübergang...)?

- Was hat Ihnen an der Steuerung (nicht) gefallen?
- Welche Steuerungsmöglichkeiten würden Sie sich für das Einstechteil wünschen?
- Bewerten Sie die potenzielle Integration dieses oder eines vergleichbaren haptischen Systems in Ihre klinische Praxis. Welche Modifikationen wären aus Ihrer Sicht für einen routinemäßigen Einsatz erforderlich?

