

MRT-geführte Ablation mit Hilfe des optischen Moiré Phase Trackingsystems



Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

Doktoringenieurin (Dr.-Ing.)

von M. Sc. Urte Kägebein

geb. am 30. Dezember 1987 in Salzwedel
genehmigt durch die Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik
der Otto-von-Guericke Universität Magdeburg

Gutachter:

Prof. Dr. rer. nat. Georg Rose
Prof. Dr. rer. nat. habil. Oliver Speck
Prof. Dr. rer. nat. habil. Matthias Günther

Promotionskolloquium am 16.10.2018

Ehrenerklärung

Ich versichere hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die Hilfe eines kommerziellen Promotionsberaters habe ich nicht in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen. Verwendete fremde und eigene Quellen sind als solche kenntlich gemacht. Ich habe insbesondere nicht wissentlich:

- Ergebnisse erfunden oder widersprüchliche Ergebnisse verschwiegen,
- statistische Verfahren absichtlich missbraucht, um Daten in ungerechtfertigter Weise zu interpretieren
- fremde Ergebnisse oder Veröffentlichungen plagiiert
- fremde Forschungsergebnisse verzerrt wiedergegeben

Mir ist bekannt, dass Verstöße gegen das Urheberrecht Unterlassungs- und Schadenersatzansprüche des Urhebers sowie eine strafrechtliche Ahndung durch die Strafverfolgungsbehörden begründen kann.

Ich erkläre mich damit einverstanden, dass die Dissertation ggf. mit Mitteln der elektronischen Datenverarbeitung auf Plagiate überprüft werden kann. Die Arbeit wurde bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form als Dissertation eingereicht und ist als Ganzes auch noch nicht veröffentlicht.

Unterschrift

Ort, Datum

Danksagung

Die vorliegende Dissertation entstand im Rahmen des vom BMBF-geförderten Forschungscampus *STIMULATE* (Förderkennzeichen 13GW0095A) an der Otto-von-Guericke Universität Magdeburg. Allen Mitarbeitern, die mich im Laufe der Projektzeit begleitet haben, möchte ich meinen tiefsten Dank ausdrücken.

An erster Stelle in diesem Zusammenhang ist Prof. Dr. Oliver Speck zu nennen. Mit dem Start meiner Masterarbeit im September 2012 wurde ich von ihm und seinem *Lehrstuhl Biomedizinische Magnetresonanz* herzlichst aufgenommen. Egal welche Frage ich im Laufe der Jahre hatte, seine Tür stand immer offen. Ob es sich um Bedenken bzgl. Messaufbauten drehte oder eine scheinbar triviale Frage der MRT-Physik handelte, er nahm sich immer die Zeit, mir Frage und Antwort zu stehen. Egal zu welchem Zeitpunkt und in welcher Form ich Abschlussberichte, Projektanträge, Abstracts oder Journalpublikationen bei ihm einreichte, ich konnte immer in kürzester Zeit auf konstruktives Feedback hoffen - welches mir immer geholfen hat. Und egal wie rot markiert durch Veränderungen und Anmerkungen das Dokument am Ende war, er hat es trotzdem immer verstanden, mich aufzumuntern und zu motivieren, es noch besser zu machen. Danke!

Im gleichen Atemzug möchte ich Prof. Dr. Georg Rose meinen Dank ausdrücken. Er war derjenige, der mir die Tür zur Medizintechnik und der MRT-Welt geöffnet hat. Mit Start des fünften Bachelorsemesters war ich in seinem *Lehrstuhl für medizinische Telematik und Medizintechnik* als wissenschaftliche Hilfskraft bis zum Ende meines Masterstudiums tätig. Nicht nur, dass ich durch ihn das erste Mal etwas von der MRT-Technologie gehört habe, er hat mir auch die einmalige Möglichkeit eines Auslandssemesters in Edinburgh ermöglicht, wo ich das erste Mal wissenschaftlich an der Sequenzprogrammierung eines Kleintier-MRTs arbeiten konnte. Er war auch derjenige, der mir als erstes eine Promotion vorgeschlagen hatte. Und selbst als ich nach meinem Auslandssemester beschloss, dass ich doch lieber MRT als CT machen möchte, war er sofort dabei, alles in die Wege zu leiten, um mir eine Promotion in der MRT zu ermöglichen. Ich danke Ihnen dafür!

Als nächstes möchte ich gerne den Mitarbeitern des Forschungscampus *STIMULATE* danken. Zu den Urgesteinen der iMRI-Truppe möchte ich in diesem Zusammenhang Enrico Pannicke und Dr. Mandy Kaiser nennen. Mit ihnen gemeinsam habe ich damals im Forschungscampus angefangen, die iMRI-Themen zu bearbeiten. Wir konnten gemeinsam viel bewegen und vor allem bin ich über die vielen Diskussionen mit ihnen extrem dankbar. Thomas Hoffman möchte ich für seine immerwährende Hilfe bei jeglichen Konstruktionsproblemen danken und Dr. Axel Boese für seine vielfältigsten Ideen bei den unterschiedlichsten Messaufbauten. Sobald ich

Hilfe bei Abschlussberichten oder finanziellen Beschaffungen brauchte, konnte ich immer auf die Hilfe von Rowena Bondarenko, Ina Hessel, Sabine Lutz und Nadine Tress zählen. André Mewes als Mitstreiter bei der Verwendung des MPT möchte ich für die vielen anregenden und hilfreichen Gespräche danken. Mit Sebastian Gugel konnte ich einige unterhaltsame Stunden bei der Erledigung verschiedenster organisatorischer Aufgaben verbringen. Klemens Opfermann kam mir immer zu Hilfe sobald jegliche Elektronik mal wieder versagte. Insbesondere bei der Reparatur der IR Kamera war er mir eine große Hilfe. Unserer MTRA Cindy Lübeck möchte ich für die vielen Hilfen während meiner Messungen am MRT danken. Jun.-Prof. Dr. Christian Hansen und Dr. Maria Luz waren mir stets hilfreich, wenn es um Fragen rund um die Nutzerstudie ging.

Ein weiterer Dank gilt Dr. Bennet Hensen und Prof. Dr. Frank Wacker für die kontinuierliche klinische Beratung während meiner Doktorarbeit. Insbesondere mit Dr. Bennet Hensen habe ich Stunden vor dem MRT verbracht, um ein geeignetes Visualisierungskonzept für die Echtzeitnadelführung zu entwickeln. Nicht zuletzt haben sie mir auch den Zugang zu den klinischen Experten für meine Nutzerstudie geebnet. Es hat mir immer wieder sehr viel Freude bereitet mit beiden zusammenzuarbeiten.

Des Weiteren möchte ich den Mitarbeitern des *Lehrstuhls Biomedizinische Magnetresonanz* für die schönen Jahre danken, unter anderem für die unterhaltsamen Ausflüge und Weihnachtsfeiern. Ein besonderer Dank gilt an dieser Stelle Dr. Frank Godenschweger, Daniel Stucht und Hendrik Mattern. Sie waren meine Mitstreiter in der Sequenzprogrammierung in Kombination mit dem MPT und ich konnte viel durch sie und mit ihnen lernen. Insbesondere bei der Crosskalibrierung des MPT mit dem MRT konnte ich mehr als einmal auf ihre Hilfe zurück greifen. Im Gegenzug durfte ich mehrere Stunden im 7T genießen. Prof. Dr. Brian Armstrong, Todd P. Kusik und Robert Barrows der Firma Metria Innovation, Inc. möchte ich für die Herstellung der neuen IR Kamera für Interventionen danken.

Ein besonderer Dank gilt meiner Familie und meinen Freunden. Ohne meine Eltern, die mir meine komplette Ausbildung überhaupt erst ermöglicht haben, wäre ich nicht soweit gekommen. Bei meinen Brüdern konnte ich immer, egal zu welcher Uhrzeit, auf ihre Hilfe zählen und meine beiden Schwägerinnen waren wunderbare Korrektorinnen. Vor allem danke ich ihnen allesamt, dass sie ohne wenn und aber hinter mir gestanden haben und an mich geglaubt haben. Das hat mir immer wieder Kraft gegeben.

Abschließend möchte ich meinen größten Dank Pit Drenkmann aussprechen. Er hat es immer wieder verstanden, mich während der weniger erfreulichen Zeiten der Dissertation aufzumuntern. Insbesondere mit seinem Kredo, zur Lösung der Probleme eine Nacht über diese zu schlafen, hat er mehr als einmal Recht behalten. Er war mir durchweg eine sehr große Stütze insbesondere im letzten Jahr und wer weiß, ob ich es ohne ihn so geschafft hätte, wie es am Ende der Fall war. Ich danke dir über alles!

Kurzreferat

Die Magnetresonanztomographie (MRT) stellt aufgrund ihres hervorragenden Weichgewebekontrastes, der Möglichkeit einer beliebigen Schichtlegung und der Echtzeitfähigkeit eine geradezu optimale Modalität für die Unterstützung von minimal-invasiven Therapien von onkologischen Erkrankungen mit Hilfe der Ablation dar. Bislang konnte sich die interventionelle MRT jedoch nicht behaupten. Einer der Gründe ist der dort aktuell vorherrschende zeitaufwendige und komplexe Arbeitsablauf. Zudem ist das verwendete Verfahren zur Aufnahme von Temperaturen für die Therapieüberwachung (Thermometrie) während einer Ablation enorm anfällig gegenüber Bewegungen.

Die vorliegende Dissertation untersuchte daher, inwiefern die Integration des optischen Moiré Phase Trackingsystems (MPT) in ein geschlossenes wide-bore MRT eine intuitive sowie interaktive Intervention und eine genaue sowie präzise Thermometrie in bewegten Organen ermöglicht.

Auf der einen Seite wurde deshalb eine interaktive Echtzeitnadelführung mit dem MPT implementiert. Dies beinhaltete, neben der Erforschung einer adäquaten Instrumentenkalibrierung, die Entwicklung einer geeigneten Nadelführungssequenz, die sowohl für das Finden des Eintrittspunktes als auch des Zielpunktes geeignete Navigations- und Visualisierungskonzepte lieferte. Zudem wurde die Weiterentwicklung einer für Interventionen geeigneten Trackingkamera durch den Hersteller initiiert. Die durchgeführten Phantom- und Nutzerstudien mit der entwickelten Echtzeitnadelführung konnten zeigen, dass eine intuitive und interaktive Handhabung bei gleichzeitigem genauem Platzieren des Interventionsinstrumentes möglich war.

Auf der anderen Seite wurde eine neuartige Methode zur bewegungskorrigierten Thermometrie erforscht. Die grundlegende Idee geht hierbei davon aus, dass sich der am distalen Ende des rigiden Interventionsinstrumentes befindliche Moiré Phase (MP)-Marker während der Ablation kontinuierlich mit dem lokal im Organ vorliegenden Bewegungsmuster mitbewegt. Die durch die Kamera detektierte Bewegungsänderung des MP-Markers kann wiederum dazu genutzt werden, die aufgenommene Thermometrieschicht entsprechend der vorliegenden Bewegung nachzuführen. Die Evaluierung des entwickelten Verfahrens erfolgt anhand von sich periodisch bewegenden ex vivo Leberproben. Die Ergebnisse zeigten eine artefaktfreie, bewegungskorrigierte sowie genaue und präzise Temperaturüberwachung mit dem MPT.

Zusammenfassend kann somit festgehalten werden, dass die Integration des MPT in ein geschlossenes wide-bore MRT nicht nur eine interaktive und sichere Platzierung eines Interventionsinstrumentes, sondern auch eine adäquate bewegungskorrigierte Temperaturüberwachung innerhalb eines effektiven und effizienten Arbeitsablaufes ermöglichen kann.

Abstract

Magnetic resonance imaging (MRI) is characterized by an excellent soft tissue contrast, the possibility of arbitrary slice positioning and real-time capability. Thus, it seems to be a unique modality to treat oncologic diseases within minimal-invasive therapies using ablation. Nevertheless, the interventional MRI could not prevail in the market, yet. One of the reasons could be the time-consuming and complex workflow. Furthermore, MRI-thermometry for temperature measurement as therapy control is prone to motion.

Therefore, the present dissertation examines, whether the integration of an optical Moiré Phase Tracking System (MPT) into a closed wide-bore MRI could enable an intuitive and interactive intervention as well as a precise motion corrected thermometry in moving organs.

That is why on the one hand, an interactive real-time needle guidance sequence was implemented. Besides an appropriate instrument calibration, it contains a suitable navigation and visualization concept to find an arbitrary entry or target point. Additionally, the development of a suitable tracking camera by the manufacturer was initiated. The implemented real-time needle guidance was evaluated within a phantom and user study, revealing an intuitive, interactive and precise navigation.

On the other hand, the present dissertation explored a novel method for motion-corrected thermometry. The basic idea is that the Moiré Phase (MP) marker, which is attached at the distal end of the rigid instrument, moves continuously along with the local motion pattern of the organ during ablation. The local motion information, which is provided by the camera, can be exploited to correct the thermometry slice. The motion-corrected thermometry method was evaluated using periodically moving ex vivo liver tissue. The results showed artifact-free, motion-corrected thermometry slices with a precise and accurate temperature.

In summary, the integration of the MPT in the closed wide-bore MRI could enable an interactive instrument navigation as well as a precise motion-corrected thermometry within an effective and efficient workflow.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Motivation	1
1.2	Gliederung	3
2	Grundlagen	5
2.1	Magnetresonanztomographie	5
2.1.1	Physikalische Grundlagen	5
2.1.2	Thermometrie	12
2.2	Softwarearchitektur	15
2.3	Moiré Phase Trackingsystem	19
2.3.1	Technische Grundlagen	19
2.3.2	Prospektive Bewegungskorrektur	21
3	MRT-geführte Ablation von Lebertumoren	27
3.1	Klinischer Hintergrund	27
3.2	Stand der Forschung	30
3.2.1	Echtzeitnadelführung	32
3.2.2	Bewegungskorrigierte Thermometrie	36
4	Beitrag der Arbeit	43
5	Instrumentenkalibrierung	47
5.1	Temperaturdrift, Präzision und Genauigkeit der IR Kamera	47
5.1.1	Temperaturdrift	47
5.1.2	Präzision	49
5.1.3	Genauigkeit	51
5.2	Kalibrierung mit Hilfe eines Kalibrierbrettes	55
5.2.1	Vorbetrachtungen zur Instrumentenkalibrierung	55
5.2.2	Implementierung	57
5.2.3	Materialien und Methoden	60
5.2.4	Ergebnisse	63
5.3	Kalibrierung mit Hilfe eines Kalibrierkörpers	67
5.3.1	Materialien und Methoden	67
5.3.2	Ergebnisse	68

6	Echtzeitnadelführung	73
6.1	Implementierung	73
6.1.1	Pulssequenz	73
6.1.2	ICE-Programm	83
6.2	Materialien und Methoden	88
6.2.1	Finden des Eintrittspunktes	89
6.2.2	Finden des Zielpunktes	93
6.3	Ergebnisse	100
6.3.1	Finden des Eintrittspunktes	100
6.3.2	Finden des Zielpunktes	103
7	Bewegungskorrigierte Thermometrie	109
7.1	Implementierung	110
7.2	Materialien und Methoden	113
7.3	Ergebnisse	118
8	Diskussion	133
8.1	Echtzeitnadelführung	133
8.2	Bewegungskorrigierte Thermometrie	140
	Veröffentlichungen	149
A	Anhang	155
A.1	Mathematische Grundlagen zur Rotation	155
A.2	Differential Evolution Optimierung	157
A.3	Instrumentenkalibrierung mit Hilfe eines Kalibrierbrettes	159
A.4	Protokolleinstellungen	162
A.5	Verwendetes Material zur Durchführung der Nutzerstudie	167
A.6	Statistische Testverfahren	172
A.7	Korrektur des Phasendriffs in der Thermometrie	180
	Literaturverzeichnis	183
	Abkürzungsverzeichnis	201
	Formelzeichen-Verzeichnis	205
	Abbildungsverzeichnis	215
	Tabellenverzeichnis	225

1 Einleitung

1.1 Motivation

Minimal-invasive Therapien sind im heutigen klinischen Alltag allgegenwärtig. Die Nutzung von bildgebenden Verfahren spielt in diesem Zusammenhang für die Planung, Durchführung und Kontrolle der Therapie eine zentrale Rolle. Hierbei haben sich der Ultraschall (US) und die Computertomographie (CT) als akkurate, sichere und zuverlässige Methoden zur Bildunterstützung herausgestellt [1,2]. Die US-Bildgebung hat den Vorteil, dass sie kompakt, günstig, mobil und dadurch weit verfügbar ist [3,4]. Der Nachteil dieses Verfahrens ist jedoch die geringe Eindringtiefe der Ultraschallwellen, wodurch die Darstellung von tiefer gelegenen Strukturen erschwert wird. Zusätzlich reflektieren Knochen und Luft die Ultraschallwellen, was das bereits geringe Sichtfeld weiter einschränkt [5]. Insbesondere während der Durchführung von bildgestützten Tumorablationen führen sich lokal ausbildende Luftblasen dazu, dass die Therapie mittels US-Bildgebung nicht mehr kontrolliert werden kann [4,6]. Weitere Nachteile sind die limitierte Auflösung und der starke Nutzereinfluss auf die Qualität des Ultraschallergebnisses [7]. Das CT hingegen ermöglicht eine adäquate Darstellung des gesamten Interventionsgebietes. Der größte Nachteil des Verfahrens ist jedoch die ionisierende Strahlung sowohl für den Patienten als auch den Interventionalisten¹ [8]. Das hat dazu geführt, dass CT-Interventionen primär als In-Out-Verfahren durchgeführt werden, wobei der Patient nur für einzelne Kontrollscans der CT-Bildgebung ausgesetzt wird. Eine Echtzeitnadelführung unter kontinuierlicher Bildgebung ist so nicht mehr möglich [1,5]. Zusätzlich weist das CT-Verfahren einen geringen Weichteilkontrast auf. Das kann auf der einen Seite dazu führen, dass sich die Zielläsion kaum vom umliegenden Gewebe unterscheidet. Auf der anderen Seite kann sich die nach der Ablation gebildete Nekrosezone nur geringfügig vom gesunden Gewebe abgrenzen, wodurch eine Kontrolle ebenfalls erschwert wird [9]. Darüber hinaus nimmt die CT-Bildgebung nur axiale 2D-Schichten auf. Das hat zur Folge, dass angulierte Pfade zum Einführen von Interventionsinstrumenten nicht mehr unterstützt werden können [5].

Unter diesen Gegebenheiten scheint die Magnetresonanztomographie (MRT) das idealere Verfahren zur Unterstützung und Durchführung von minimal-invasiven Therapien zu sein [10]. Die MRT weist einen exzellenten Weichteilkontrast auf, wodurch Läsionen sichtbar sein können, die weder im US noch im CT zu erkennen sind [5,11]. Im Vergleich zum CT funktioniert die MRT ohne zellschädigende, ionisierende Strahlung und erlaubt die beliebige Positionierung

¹In der vorliegenden Dissertation wird aus Gründen der Lesbarkeit die männliche Form verwendet, jedoch sind stets beide Geschlechter gemeint.

von 2D-Ebenen sowie 3D-Volumina im Raum [12, 13]. Letzteres ermöglicht die bildgestützte Durchführung von angulierten Interventionspfaden und deren kontinuierliche Anpassung [5]. Insbesondere die multiplanare Fähigkeit der MRT führt dazu, dass selbst schwer zu lokalisierende Tumore, wie bspw. Läsionen in der Leberkuppe nahe dem Zwerchfell, punktiert werden können [14, 15]. Zusätzlich können in vivo mit Hilfe der MRT physikalische Parameter wie z. B. Temperatur (Thermometrie) nicht-invasiv ermittelt werden [16, 17]. Dies kann für die Kontrolle des Therapieerfolges z. B. während einer Tumorablation genutzt werden [5, 18].

Bislang konnte sich die interventionelle Magnetresonanztomographie (iMRT) nicht behaupten. Einer der Hauptgründe ist die Bauform der verwendeten MRT-Scanner. Bisher wurden vorwiegend dedizierte, offene Systeme (z. B. Biplanares System, Double Donut Design) mit ausreichendem Patientenzugang in wenigen klinischen Zentren genutzt [1, 5, 11, 19, 20]. Sowohl für die Diagnostik als auch die Intervention hat sich die erste Generation dieser offenen Systeme nicht am Markt behaupten können, was zur Produktionseinstellung führte. Gründe dafür waren unter anderem: die geringere Feldstärke mit der einhergehenden geringeren Bildqualität, insbesondere während der Thermometrie, sowie die örtliche und zeitliche Auflösung im Vergleich zur gewohnten Diagnostik mit konventionellen geschlossenen MRT-Systemen [1, 10–12, 21, 22]. Die Verwendung von geschlossenen Systemen für die iMRT hingegen birgt den Nachteil, dass die Geräte nur mit einem relativ engen Patiententunnel (~60 cm Durchmesser) ausgestattet sind. Der Patientenzugang ist somit stark eingeschränkt [2, 4, 12]. Dieses System wird aktuell im klinischen Alltag nur für die aufwändige In-Out-Technik herangezogen, bei welcher der Patient für die Bildgebung in den Tunnel hinein- und für das Einführen der Nadel wieder herausgefahren wird [3, 5, 23]. Bewegte Organe, wie die Leber, lassen sich mit diesen Verfahren nur ungenau punktieren.

Neuere technische Entwicklungen führten in den letzten Jahren zu entscheidenden Fortschritten für die iMRT. Darunter zählten beispielsweise die Verwendung kleinerer Magneten sowie die Vergrößerung des Patiententunnels auf einen Durchmesser von circa 70 cm für einen besseren Patientenzugang [5]. Zudem verbesserten die Hersteller kontinuierlich die Bildqualität und reduzierten die Aufnahmedauer [10, 22]. Eine Verlagerung der nicht-invasiven therapeutischen Interventionen auf diese geschlossenen wide-bore Systeme könnte das Verfahren für ein breiteres Anwendungsspektrum verfügbar machen. Vor allem Patienten mit einer onkologischen Erkrankung (z. B. Leberzellkarzinom) würden von einer minimal-invasiven Therapie mittels Ablation im MRT unter Echtzeitbildgebung enorm profitieren, da eine totale Zerstörung des Tumors (A0-Ablation) bei gleichzeitigem Schutz des umliegenden Gewebes praktisch durchgeführt werden könnte [24]. Laut *Barkhausen et al.* kann eine genaue MRT-geführte Intervention die Mortalität reduzieren, eine geringere Rezidivrate erzielen und den Krankenhausaufenthalt verkürzen. Dies wiederum senkt die Gesamtkosten und schafft gleichzeitig mehr Kapazität für eine höhere Anzahl an minimal-invasiven operativen Eingriffen [24]. Der bisher limitierende Faktor für eine Verbreitung der iMRT an diagnostischen wide-bore Systemen ist der dort aktuell vorherrschende zeitaufwendige und komplexe Arbeitsablauf [15]. Zudem ist das verwendete MRT-Verfahren zur Aufnahme von Temperaturen für die Therapieüberwachung

enorm anfällig gegenüber Bewegungen. In der Leber können während der Ein- und Ausatmung des Patienten Temperaturabweichungen von 8°C bis zu 20°C auftreten [25]. Mit einer derart fehlerbehafteten Therapieüberwachung sinkt folglich die Chance einer totalen Zerstörung des Tumorgewebes (A0-Ablation).

Für eine effektive und kosteneffiziente MRT-geführte Intervention ist die Forschung an adäquaten interventionellen Instrumenten, mit entsprechender Navigationsunterstützung, sowie die Verbesserung des Arbeitsablaufes maßgebend [24]. Darüber hinaus sollte die verwendete Thermometriemethode zur Überwachung der Thermoablation, im Hinblick auf bewegte Organe, bewegungsresistent sein. Durch einen integrierten Ansatz von Therapieplanung über Navigation bis hin zu einer kontinuierlichen und genauen Therapieüberwachung kann eine vollständige Zerstörung des Tumors (A0-Ablation) gewährleistet werden. Unter diesen Voraussetzungen könnte sich speziell die Thermoablation im MRT als primäre Behandlungsoption durchsetzen und für ein breites Indikationsspektrum zur Verfügung stehen [24].

Die vorliegende Dissertation untersuchte daher die Integration einer adäquaten Navigationsunterstützung mit Hilfe des optischen Moiré Phase Trackingsystems in eine MRT-geführte Intervention an einem geschlossenen wide-bore System. Es wurde geprüft, ob die Integration einer neuartigen Navigationshilfe eine genaue, intuitive sowie interaktive Intervention und somit einen verbesserten Arbeitsablauf ermöglicht. Darüber hinaus beinhaltet die Dissertation die Erforschung, Entwicklung und den wissenschaftlichen Nachweis einer möglichen Thermometrie in bewegten Organen mit Hilfe des Moiré Phase Trackingsystems. Als Anwendungsbeispiel wurde die Mikrowellenablation von Lebertumoren gewählt.

1.2 Gliederung

Nach dem vorliegenden Einführungskapitel stellt das Kapitel 2 die Grundlagen der Dissertation vor, wozu neben der MRT-Bildgebung und deren Softwarearchitektur auch das verwendete optische Moiré Phase Trackingsystem (MPT) zählt. In dem darauf folgenden Kapitel 3 wird der klinische Hintergrund näher erläutert und der bisherige Ablauf einer MRT-geführten Ablation von Lebertumoren beschrieben. Dies dient zum besseren Einstieg in den aktuellen Stand der Forschung und den damit verbundenen Problematiken der iMRT. Anhand dessen werden im Kapitel 4 die Lösungsvorschläge der vorliegenden Arbeit formuliert, die zum einen eine verbesserte Echtzeitnadelführung und zum anderen eine bewegungskorrigierte Thermometrie enthält. Die beiden darauf folgenden Kapitel 5 und 6 stellen die Ansätze einer intuitiven Echtzeitnadelführung vor. Dazu wird zunächst im Kapitel 5 die notwendige Instrumentenkalibrierung beschrieben. Darauf aufbauend erfolgt im Kapitel 6 sowohl eine ausführliche Darstellung der implementierten Konzepte der Echtzeitnadelführung als auch die dazugehörigen Experimente zur Evaluation des Verfahrens. In Kapitel 7 befinden sich die ersten Konzepte für eine bewegungskorrigierte Thermometrie mit Hilfe des MPT. Abschließend erfolgt in Kapitel 8 die Diskussion über die gewonnenen wissenschaftlichen Erkenntnisse.

2 Grundlagen

Die Grundlagen der vorliegenden Dissertation sind in drei Abschnitte eingeteilt. Für den thematischen Einstieg wird eingangs der technische Hintergrund der MRT ausführlich dargestellt (siehe Kapitel 2.1). Darauf aufbauend gewährt das Kapitel 2.2 ab Seite 15 einen Einblick in die Softwarearchitektur des verwendeten 3 T MAGNETOM Skyra MRT. Abschließend wird das verwendete optische Moiré Phase Trackingsystem kurz beschrieben (siehe Kapitel 2.3 auf Seite 19).

2.1 Magnetresonanztomographie

Das vorliegende Kapitel dient zur näheren Erläuterung der MRT. Zunächst werden die physikalischen Grundlagen (siehe Kapitel 2.1.1) zur Erfassung morphologischer MRT-Bilder näher erläutert. Darauf aufbauend wird im Kapitel 2.1.2 ein Verfahren zur Temperaturerfassung genauer beschrieben.

2.1.1 Physikalische Grundlagen

Kernspinresonanz

Atomkerne, die eine ungerade Anzahl von Protonen und/oder Neutronen aufweisen, besitzen einen Kerndrehimpuls (Kernspin) I . Infolge der Rotation der Ladungsverteilungen bildet sich ein elektrischer Kreisstrom aus, der mit einem magnetischen Moment μ einhergeht (siehe Abb. 2.1.a auf Seite 6). Es gilt [26]:

$$\mu = \gamma I \tag{2.1}$$

Für Wasserstoffkerne, die im menschlichen Körper gebunden in Form von Wasser vorliegen und lediglich ein Proton besitzen, beläuft sich das gyromagnetische Verhältnis γ auf $2,675 \cdot 10^8 \frac{\text{rad}}{\text{sT}}$. An vielen Stellen in der Literatur wird der sogenannte gamma-bar Wert verwendet [27]:

$$\bar{\gamma} = \frac{\gamma}{2\pi} = 42,58 \cdot 10^6 \frac{\text{Hz}}{\text{T}} \tag{2.2}$$

Wenn der Wasserstoffkern einem externen statischen Magnetfeld $\mathbf{B}_0 = B_0 \mathbf{z}$ ausgesetzt wird, besitzt der Kern zusätzliche potentielle Energie¹. Das externe statische Magnetfeld wird in der MRT durch einen supraleitenden Magneten erzeugt. Aufgrund der Richtungsquantelung der z -Komponente des magnetischen Momentes kann der Wasserstoffkern jedoch nur zwei äquidistante Energiezustände einnehmen. Ein Übergang zwischen den Energiezuständen kann mit Hilfe eines elektromagnetischen Hochfrequenz (HF)-Pulses der Kreisfrequenz ω_T induziert werden, der die folgende Bedingung der magnetischen Resonanz mit f_0 als Larmorfrequenz (Protonenresonanzfrequenz (PRF)) erfüllen muss [26]:

$$\omega_T = \omega_0 = 2\pi f_0 = \gamma B_0 \quad (2.3)$$

Unter Verwendung eines semiklassischen Modells kann die Larmorfrequenz f_0 weiter veranschaulicht werden. Der Wasserstoffkern verhält sich durch das externe statische Magnetfeld \mathbf{B}_0 wie ein atomarer Kreisell. Aufgrund der Drehimpulserhaltung kommt es zu einer Präzessionsbewegung des magnetischen Momentes $\boldsymbol{\mu}$ um die Hauptachse des statischen Magnetfeldes mit der Larmorfrequenz f_0 (siehe Abb. 2.1.b). Voraussetzung ist, dass sich das statische Magnetfeld nicht parallel zur Hauptachse des magnetischen Momentes befindet. Infolge der Richtungsquantelung der z -Komponente des magnetischen Momentes entsteht bei Wasserstoffkernen ein Doppelprezessionskegel [26].

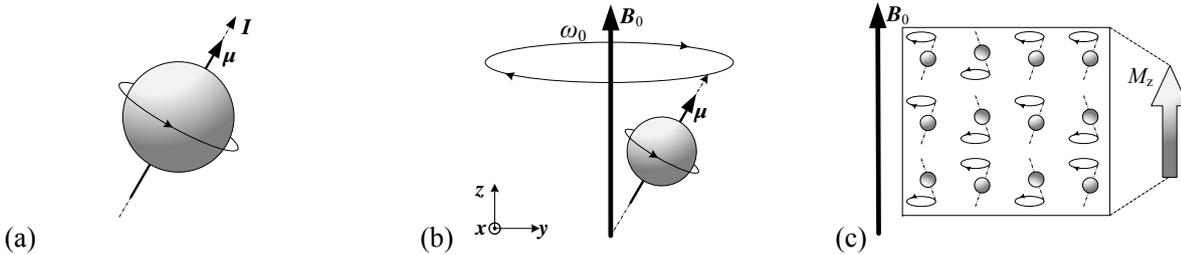


Abbildung 2.1: Verhalten der Wasserstoffkerne. **a**| Magnetisches Moment. **b**| Präzessionsbewegung des atomaren Kreisells um die Hauptachse eines extern anregenden Magnetfeldes. **c**| Sich makroskopische einstellende longitudinale Magnetisierung M_z (angelehnt an [26, 27]).

Weiterführende Beschreibungen mit Hilfe des semiklassischen Modells gestalten sich auf Grund der Quantisierung physikalischer Größen schwierig. Daher wird im Folgenden eine große Anzahl von Wasserstoffkernen (Spin-Ensemble), wie sie z. B. im menschlichen Körper vorliegen, in einem externen statischen Magnetfeld betrachtet [26]. In Summe richtet sich eine Anzahl von Spins in Richtung (parallel) und eine Anzahl entgegen (anti-parallel) der Hauptachse z des Magnetfeldes aus. Bei Betrachtung des gesamten Spin-Ensembles kann eine makroskopische Netto-Magnetisierung M_0 entlang der z -Richtung gemessen werden (siehe Abb. 2.1.c) [28]:

$$M_0 \approx \frac{1}{4} \rho_0 \frac{\gamma^2 \hbar^2}{kT 4\pi^2} B_0 \quad \left(\frac{\hbar}{2\pi} \omega_0 \ll kT \right) \quad (2.4)$$

¹Bei der Erläuterung der MRT wird üblicherweise \mathbf{B} für Magnetfeld und nicht für die Flussdichte genutzt.

Der Wert M_0 wird als Boltzmann Gleichgewichtswert bezeichnet. Dabei stellt ρ_0 die Protonendichte, k die Boltzmann-Konstante, T die Temperatur und h das Plancksche Wirkungsquantum dar [27]. Die in z -Richtung messbare Magnetisierung wird als longitudinale Magnetisierung M_z bezeichnet und entspricht im Gleichgewichtszustand dem Wert M_0 [28].

Durch die Nutzung des zusätzlichen elektromagnetischen HF-Pulses mit der Kreisfrequenz ω_T , der durch eine HF-Antenne (Sendespule) generiert wird, kippt die longitudinale Magnetisierung, wie in der Abb. 2.2 dargestellt, aus ihrem Gleichgewichtszustand.

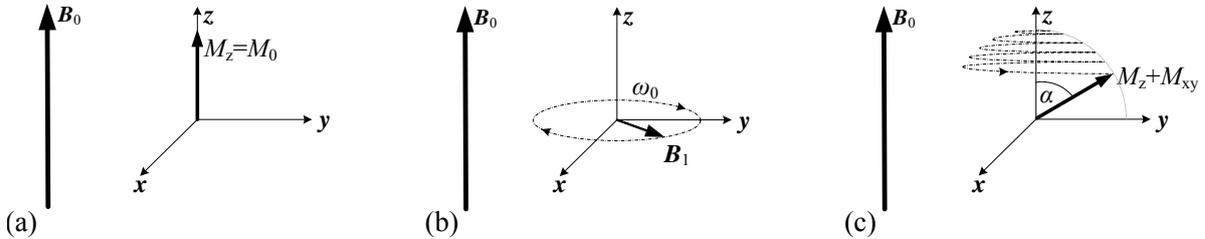


Abbildung 2.2: Verhalten der longitudinalen Magnetisierung bei Anregung durch einen HF-Puls. **a** | Gleichgewichtszustand der Magnetisierung. **b** | Anregender HF-Puls. **c** | Auswirkung des HF-Pulses auf die Magnetisierung (angelehnt an [29]).

Gewöhnlich weist dieser HF-Puls die folgende Form auf [27]:

$$\mathbf{B}_1 = \hat{B}_1 \cos(\omega_T t) \mathbf{x} - \hat{B}_1 \sin(\omega_T t) \mathbf{y} \quad (2.5)$$

Wie stark die longitudinale Magnetisierung aus ihrer Ruhelage in Richtung der transversalen x - y Ebene gekippt wird, hängt vom sogenannten Flipwinkel α ab. Dieser wiederum wird durch die Dauer τ des HF-Pulses und dem gyromagnetischen Verhältnis γ der Wasserstoffkerne bei konstanter Amplitude \hat{B}_1 des HF-Pulses wie folgt bestimmt [27]:

$$\alpha = \gamma \hat{B}_1 \tau \quad (2.6)$$

Durch den beschriebenen Resonanzeffekt liegt anteilig eine Magnetisierung in der x - y Ebene vor und soll im Folgenden als transversale Magnetisierung M_{xy} bezeichnet werden. Um eine longitudinale Magnetisierung vollständig in die transversale Ebene zu kippen ($\alpha = 90^\circ$), wäre z. B. ein HF-Puls über 1 ms mit einer Amplitude von $5,9 \mu\text{T}$ nötig [27]. Nach diesem Puls ist $M_{xy} = M_0$. Die transversale Magnetisierung rotiert mit der Frequenz f_0 und induziert eine Wechselspannung in eine entsprechend positionierte HF-Antenne (Empfangsspule). In vielen Fällen wird das Koordinatensystem bei Betrachtung der transversalen Magnetisierung mit der gleichen Frequenz f_0 rotiert, wodurch sich viele Betrachtungen vereinfacht darstellen lassen [27,28].

Relaxation

Zwischen den Wasserstoffkernen untereinander und mit ihrer Umgebung existieren zwei zentrale Wechselwirkungen: die Spin-Gitter Relaxation und die Spin-Spin Relaxation [27]. Die Spin-Gitter Relaxation beschreibt die Rückkehr des Spin-Ensembles in den thermodynamischen

Gleichgewichtszustand, der dem minimalen Energiezustand des Systems entspricht. Der notwendige thermische Energieaustausch findet mit dem Kristallgitter statt, wodurch das Spin-Ensemble sich parallel zum externen statischen Magnetfeld ausrichten kann. Die für diesen Vorgang bestimmende Zeitkonstante ist die Zeit T_1 , die in Abhängigkeit vom Hauptmagnetfeld B_0 und der Zusammensetzung des menschlichen Gewebes variiert [27]:

$$M_z(t) = M_z(0)e^{-\frac{t}{T_1}} + M_0(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad (\mathbf{B}_0 \parallel \mathbf{z}) \quad (2.7)$$

Der zweite Effekt, die Spin-Spin Relaxation, führt zum Abbau der transversalen Magnetisierung. Das lokal am einzelnen Spin vorliegende Magnetfeld ist eine Kombination aus dem externen statischen Magnetfeld und dem Magnetfeld der benachbarten Spins. Dadurch variiert die lokale Präzessionsfrequenz, was wiederum in eine unterschiedliche Dephasierung der einzelnen Spins führt. Die entsprechende transversale Netto-Magnetisierung des Spin-Ensembles verringert sich somit stetig über die Zeit. Die beschreibende Zeitkonstante ist die Zeit T_2 , die primär von der Zusammensetzung des menschlichen Gewebes abhängig ist. Für die transversale Magnetisierung gilt unter Nutzung eines mit f_0 rotierenden Koordinatensystems [27]:

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0)e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (\text{rotierendes Koordinatensystem}) \quad (2.8)$$

Unter Berücksichtigung der Oszillation der transversalen Magnetisierung kann die Gl. 2.8 als Hüllkurve angesehen werden.

In der Realität existieren zusätzliche lokale Fluktuationen des externen Magnetfeldes, was zu einem schnelleren Abbau der transversalen Magnetisierung führt. Dies wird durch die Zeitkonstante T_2' beschrieben, welche zur Gesamterelaxationszeit T_2^* führt [27]:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'} \quad (2.9)$$

Die Abb. 2.3 dient zur Veranschaulichung der unterschiedlichen Spin-Spin-Relaxation T_1 und Spin-Gitter-Relaxation T_2 von weißer Substanz und Zerebrospinalflüssigkeit im Gehirn.

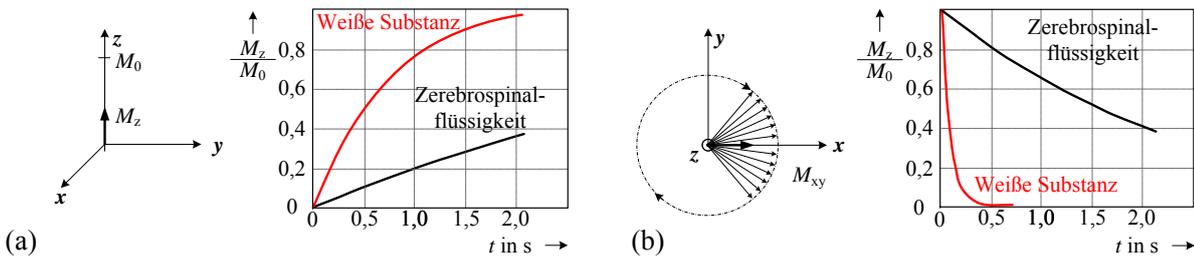


Abbildung 2.3: Relaxationsverhalten von weißer Substanz ($T_1 = 600$ ms, $T_2 = 80$ ms) und Zerebrospinalflüssigkeit ($T_1 = 4500$ ms, $T_2 = 2200$ ms). **a)** Spin-Gitter Relaxation. **b)** Spin-Spin Relaxation (basierend auf [27]).

Ortskodierung

Das Grundprinzip der MRT ist, vereinfacht gesagt, die Messung der transversalen Magnetisierung M_{xy} zu einem bestimmten Zeitpunkt (Echozeit (TE)) nach dem Ausspielen des HF-Pulses. Die transversale Magnetisierung variiert abhängig vom betrachteten Gewebe und den somit vorliegenden Zeiten T_1 und T_2/T_2^* . Angenommen diese Signalintensität würde mit einer Empfangsspule gemessen, so würde jedes angeregte Spin-Ensemble im menschlichen Körper mit der lokal vorliegenden transversalen Magnetisierung M_{xy} zum Signal beitragen. Laut *Dössel* bedeutet dies im Umkehrschluss eine unmögliche Zuordnung des Ursprungsortes jedes Spin-Ensembles. Eine Erstellung eines morphologischen Bildes ist folglich nicht realisierbar [28]. Die durch drei separate Gradientenspulen erzeugten Gradientenfelder G_x , G_y und G_z bilden einen praktischen Lösungsansatz. Diese produzieren in die jeweilige Raumrichtung abhängige Gradientenfelder [30]:

$$\mathbf{G} = \mathbf{G}_x + \mathbf{G}_y + \mathbf{G}_z = G_x \mathbf{x} + G_y \mathbf{y} + G_z \mathbf{z} = \frac{\partial B_z}{\partial x} \mathbf{x} + \frac{\partial B_z}{\partial y} \mathbf{y} + \frac{\partial B_z}{\partial z} \mathbf{z} \quad (2.10)$$

Unabhängig von ihrer Orientierung erzeugen die Gradientenspulen ein in z -Richtung ausgerichtetes magnetisches Feld, welches sich mit dem externen Magnetfeld überlagert und somit zu lokalen Variationen führt [30]:

$$\mathbf{B}_{\text{Lok}} = (B_0 + G_x x + G_y y + G_z z) \mathbf{z} \quad (2.11)$$

Diese Eigenschaft wird dazu genutzt, die lokale Magnetisierung M_{xy} zu codieren. Der Codierungsprozess kann sehr vielfältig sein. Für ein 2D-Schnittbild folgt dieser jedoch dem nachstehenden Grundprinzip [28]:

1. Schichtselektive Anregung

Bei der schichtselektiven Anregung wird zusätzlich zum anliegenden HF-Puls eine Gradientenspule angeschaltet. Unter der Voraussetzung, dass der G_z -Gradient angeschaltet ist, variiert die Winkelgeschwindigkeit der Spins in Abhängigkeit von z wie folgt:

$$\omega_0(z) = \gamma (B_0 + G_z z) \quad (2.12)$$

Entsprechend kann der HF-Puls nur diejenigen Spins anregen, deren Präzessionsfrequenz f_0 gleich der anregenden Frequenz f_T ist (siehe Abb. 2.4.a auf Seite 10). Der genutzte Gradient wird als schichtselektiver (Slice Selective (SS)) Gradient G_{SS} bezeichnet.

2. Phasencodierung

Zwischen der Anregung und der Messung der transversalen Magnetisierung wird für eine Zeit T_y eine zweite Gradientenspule mit einer Ortsabhängigkeit orthogonal zur schichtselektiven Richtung geschaltet. Wenn zum Beispiel der G_y -Gradient genutzt wird, variiert

die Winkelgeschwindigkeit der Spins für kurze Zeit in Abhängigkeit von y wie folgt:

$$\omega_0(y) = \gamma (B_0 + G_y y) \quad (2.13)$$

Nach Abschaltung des Gradienten präzedieren die Spins mit gleicher Frequenz f_0 weiter, weisen aber untereinander unterschiedliche Phasen auf (siehe Abb. 2.4.b). Der genutzte Gradient wird deshalb als Phasencodiergradient (Phase Encoding (PE)) G_{PE} bezeichnet.

3. Frequenzcodierung

Während der Messung bzw. des Auslesevorganges der transversalen Magnetisierung wird der dritte Gradient konstant angeschaltet (siehe Abb. 2.4.c), welcher sich wiederum orthogonal zur Ortsabhängigkeit der beiden vorherigen Gradienten ausrichtet. Unter der Nutzung eines G_x -Gradienten ändert sich die lokale Präzessionsfrequenz abhängig von der Koordinate x :

$$\omega_0(x) = \gamma (B_0 + G_x x) \quad (2.14)$$

Der hier genutzte Gradient ist als Auslesegradient (Readout (RO)) G_{RO} bekannt.

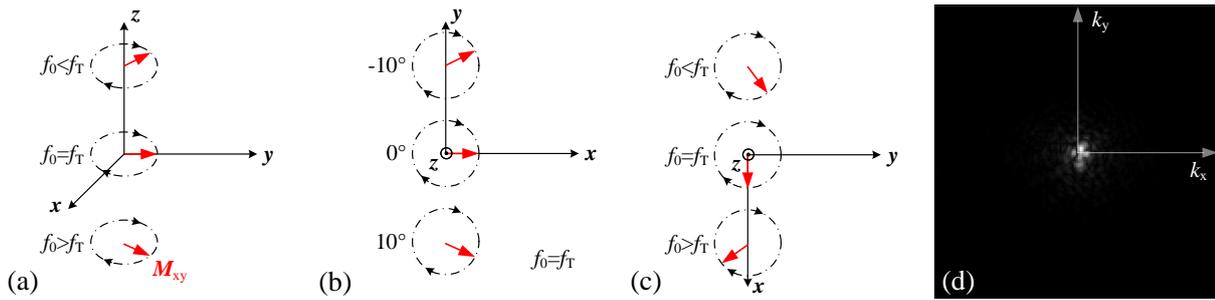


Abbildung 2.4: Verhalten der transversalen Magnetisierung während der Ortscodierung. **a** | Schichtselektive Anregung. **b** | Nach der Phasencodierung. **c** | Während der Frequenzcodierung. **d** | k-Raum.

Die gemessenen Rohdaten werden in eine Matrix eingetragen, die als sogenannter k-Raum bezeichnet wird. Die Abb. 2.4.d zeigt einen typischen mit Messdaten gefüllten k-Raum. Die Zugehörigkeit jedes komplexen Messpunktes $\underline{S}(k_x, k_y)$ wird durch das vorhandene Gradientenmoment während der Phasen- und Frequenzcodierung bestimmt [31]:

$$k_x(t) = \gamma \int_0^t G_x(x, t') dt' = \gamma G_x t \quad (2.15)$$

$$k_y(T_y) = \gamma \int_0^{T_y} G_y(x, t') dt' = \gamma G_y T_y \quad (2.16)$$

Die einmalige Ausführung des beschriebenen Prozesses füllt eine k-Raum Zeile. Für die Rekonstruktion eines Bildes ist es erforderlich den k-Raum angemessen zu füllen. Deshalb wird der

Vorgang mehrmals wiederholt. Der Abstand zwischen zwei aufeinander folgenden HF-Pulsen wird dabei als Repetitionszeit (TR) bezeichnet. Sobald der k-Raum gefüllt ist, kann mit Hilfe einer inversen Fourier-Transformation die ortsabhängige Signalintensität decodiert werden [28]:

$$\underline{I}(x, y) = \int \int \underline{S}(k_x, k_y) e^{j2\pi(xk_x + yk_y)} dk_x dk_y \quad (2.17)$$

Die erhaltene komplexe Signalintensität $\underline{I}(x, y)$ ist proportional zur lokal vorliegenden transversalen Magnetisierung M_{xy} . Für die Anzeige von morphologischen MRT-Bildern wird der Betrag des komplexen Signales verwendet (siehe Abb. 2.5.a). Die Darstellung von einem Phasenbild, wie es in Abb. 2.5.b ersichtlich ist, wird primär zur Auswertung von physikalischen Parametern (z. B. Temperatur, Flussgeschwindigkeit) genutzt.

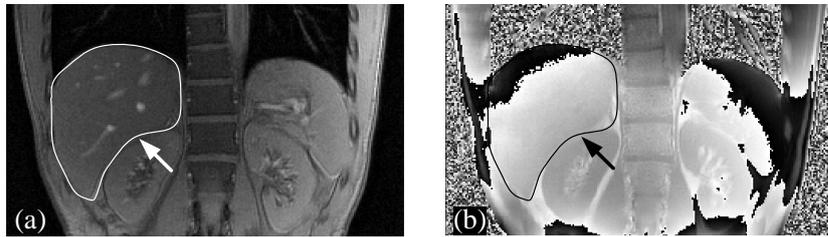


Abbildung 2.5: Koronale Aufnahme einer menschlichen Leber (weißer bzw. schwarzer Pfeil) im MRT. **a**| Betragsbild bzw. Magnitudenbild. **b**| Phasenbild.

Das Zusammenspiel zwischen dem HF-Puls, den drei Gradientenspulen und dem Auslesevorgang (Analog-Digital Converter (ADC)) definiert eine Pulssequenz. Ein Pulsdiagramm visualisiert den zeitlichen Ablauf der einzelnen Komponenten. In der vorliegenden Dissertation spielt die 2D-Gradientenecho (GRE)-Sequenz in Form einer Fast Low-Angle Shot (FLASH)-Sequenz eine zentrale Rolle, wie es in Form eines Pulsdiagrammes in Abb. 2.6 ersichtlich ist.

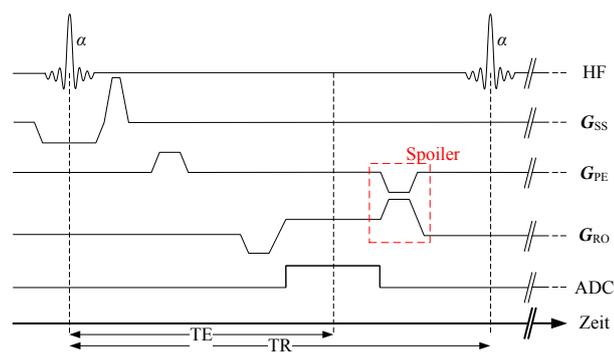


Abbildung 2.6: Pulsdiagramm einer FLASH-Sequenz (basierend auf [28, 32]).

Die 2D-GRE-Sequenz besteht primär aus aufeinanderfolgenden HF-Pulsen mit einem Flipwinkel α . Zusätzlich nutzt die Sequenz weitere Gradientenmomente (Spoiler) vor jedem neuen HF-Puls, um die noch vorhandene transversale Magnetisierung zu dephasieren [30].

2.1.2 Thermometrie

Das vorangegangene Kapitel diente zur Erläuterung der MRT zur Erzeugung von morphologischen Bildern. Darüber hinaus besitzt das Verfahren die Möglichkeit, physikalische und physiologische Parameter, wie z. B. Perfusion, Diffusion und Temperatur, nicht-invasiv in vivo zu messen. Die zentrale klinische Anwendung der vorliegenden Dissertation ist die Ablation (siehe Kapitel 3 auf Seite 27). Deshalb spielt die Erfassung der Temperatur, die sogenannte Thermometrie, eine zentrale Rolle. Mit deren Hilfe kann die Temperaturverteilung im Gewebe beobachtet und entsprechend kontrolliert werden. Somit könnte auf der einen Seite eine vollständige Zerstörung des kranken Gewebes gewährleistet werden, andererseits gesundes Gewebe umgangen werden.

Die Thermometrie kann durch die Nutzung verschiedener temperaturabhängiger Parameter bestimmt werden: PRF f_0 , Protonendichte ρ_0 , Relaxationszeit T_1/T_2 und Diffusionskonstante. Des Weiteren existieren temperaturabhängige Kontrastmittel [33]. Für die MRT-geführte Intervention ist die PRF-Thermometrie, welche durch *Ishihara et al.* [34] und *Poorter et al.* [35, 36] eingeführt wurde, die am häufigsten genutzte Methode, da es Echtzeitfähigkeit sowie Genauigkeit mit guter räumlicher Auflösung und Einfachheit kombiniert [33]. Die PRF-Thermometrie soll im Folgenden näher erläutert werden.

Das am Wasserstoffkern vorliegende lokale Magnetfeld B_{Lok} bestimmt die PRF. In vielen Fällen wird vereinfacht davon ausgegangen, dass es sich hierbei um das externe statische Magnetfeld B_0 (z. B. 3 T) handelt, wenn keine zusätzlichen Gradientenfelder vorliegen (siehe Gl. 2.3 auf Seite 6). In Realität gilt es jedoch, die örtlichen chemischen Bedingungen, die durch die Abschirmungskonstante σ beschrieben sind, zu berücksichtigen [33]:

$$B_{\text{Lok}} = (B_0 - B_{\text{Abschirmung}}) \mathbf{z} = (B_0 - \sigma B_0) \mathbf{z} = ((1 - \sigma)B_0) \mathbf{z} \quad (2.18)$$

Wasserstoffkerne liegen im menschlichen Körper gebunden innerhalb von Wassermolekülen (H_2O) vor. Die Abschirmung σ von Wasserstoffkernen von ihrer Umgebung hängt von den freien Elektronen des im H_2O -Molekül befindlichen Sauerstoffatoms ab, die wiederum inter- und intramolekulare Wasserstoffbrückenbindungen eingehen. Sobald ein H_2O -Molekül eine intermolekulare Wasserstoffbrückenbindung (WBB) mit einem benachbarten Molekül eingeht, reduziert sich die Abschirmung. Entsprechend ist die Abschirmung bei freien Wassermolekülen größer als bei gebundenen Wassermolekülen. Die Abb. 2.7 auf Seite 13 skizziert die erläuterten Zusammenhänge. Bei steigender Temperatur brechen die WBB zwischen den H_2O -Molekülen auf, wodurch sich im zeitlichen Mittel weniger Moleküle in intermolekularen WBB befinden [33]. Dies führt wiederum zu einer verstärkten Abschirmung σ . Die Temperaturabhängigkeit der Abschirmungskonstante kann im Bereich von -15°C bis 100°C mit Hilfe des Temperaturkoeffizienten $\alpha \approx 0,01 \frac{\text{ppm}}{^\circ\text{C}}$ als linear angenommen werden [33]:

$$\sigma(T) = \alpha T \quad (2.19)$$

Dadurch ergibt sich eine direkte lineare Abhängigkeit der Resonanzfrequenz von der Temperatur:

$$f_0(T) = \gamma(1 - \alpha T)B_0 \quad (2.20)$$

Zusammenfassend gilt im zeitlichen Mittel somit, dass bei steigender Temperatur im Gewebe, die Wasserstoffkerne stärker durch die Elektronenwolke des H_2O -Moleküls abgeschirmt werden, welches wiederum zu einem geringeren lokalen Magnetfeld B_{Lok} und somit einer geringeren PRF führt.

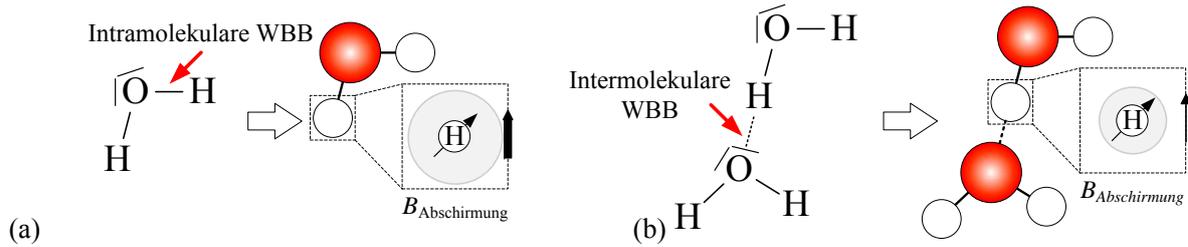


Abbildung 2.7: Freie und gebundene Wasserstoffmoleküle. a) Teilchenkonfiguration eines freien Wasserstoffmoleküls mit intramolekularen WBB (roter Pfeil). b) Verringerung der lokalen Abschirmung $B_{Abschirmung}$ bei Eingehung von intermolekularen WBB (roter Pfeil) mit benachbarten Molekülen (in Anlehnung an [29]).

Die Detektion der Resonanzfrequenz kann mit Hilfe der Spektroskopie oder der Phasenbildung erfolgen [33]. Der Vorteil der Spektroskopie basierten PRF-Thermometrie besteht darin, dass absolute Temperaturwerte ermittelt werden können. Dies erfolgt anhand eines MRT-Spektrums, mit dessen Hilfe der Resonanzpeak bestimmt wird. Des Weiteren weist das Verfahren eine geringere Bewegungsanfälligkeit auf. Allerdings besitzt diese Methode eine schlechtere zeitliche und räumliche Auflösung im Vergleich zur PRF-Thermometrie mittels Phasenbildung. Bei MRT-geführten Interventionen wird deshalb auf die Phasenbildung zurückgegriffen [33].

Zur Erfassung der temperaturabhängigen Phasenbilder wird eine FLASH-Sequenz genutzt, weil die Bildphase ϕ abhängig von der Resonanzfrequenz und somit abhängig von der Temperatur T linear steigt:

$$\phi(T) = 2\pi f_0 t_{TE} + \phi_0 = 2\pi\gamma(1 - \alpha T)B_0 t_{TE} + \phi_0 \quad (2.21)$$

Indem die Bildphase ϕ zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten $t_{1/2}$ betrachtet wird, fallen temperaturunabhängige Einflüsse der Phase (ϕ_0), z. B. durch lokale Magnetfeldinhomogenitäten, weg. Entsprechend kann eine Temperaturänderung ΔT ermittelt werden [33]:

$$\Delta T = \frac{\phi(t_2) - \phi(t_1)}{2\pi\gamma\alpha B_0 t_{TE}} \quad (2.22)$$

Für ein optimales Signal-zu-Rausch (SNR)-Verhältnis der Phasenbilder sollte t_{TE} nahe T_2^* sein [33]. Durch die Aufnahme von verschiedenen Phasenbildern vor und während der Ablation kann die Temperaturdifferenz und somit deren Variation relativ zum ersten Phasenbild (Referenzbild) zur Therapieüberwachung verwendet werden.

Die PRF-Thermometriemethode ist nur für wasserhaltiges Gewebe sinnvoll, weil dort der Temperaturkoeffizient nahe dem Wert von reinem Wasser liegt. In fetthaltigem Gewebe existieren nur geringfügig WBB, womit sich die Temperaturempfindlichkeit stark verringert und die Detektion per Bildphase ϕ vernachlässigbar ist [37]. Wenn Fett und Wasser zu ähnlichen Anteilen im Gewebe vorhanden sind, sollte der Einfluss der Fettphase korrigiert werden, um die Thermometrieergebnisse nicht zu verfälschen. Dies kann durch die Nutzung von Fettsättigung, Wasser-selektiver Anregung oder Fett-Wasser Separation geschehen [38].

Ein weiterer Punkt bezüglich der PRF-Thermometrie, der zu berücksichtigen ist, stellt die Korrektur des Phasendriffs dar. In der Gleichung (2.20) auf Seite 13 wird davon ausgegangen, dass das externe statische Hauptmagnetfeld B_0 über die Zeit konstant bleibt. In Realität unterliegt B_0 einer laufenden Änderung. Diese Abweichung kann laut *El-Sharkawy et al.* zeitlich und örtlich in Größenordnungen von 0,8 ppm bis 2,5 ppm variieren und beeinflusst die Bildphase ϕ zusätzlich [37]:

$$\phi(T, B) = 2\pi\gamma(1 - \alpha T)Bt_{TE} + \phi_0 = 2\pi\gamma(1 - \alpha(T_0 + \Delta T))(B_0 + \Delta B)t_{TE} + \phi_0 \quad (2.23)$$

Die Gruppe um *Wyatt et al.* ermittelte beispielsweise einen Drift ΔB des statischen Hauptmagnetfeldes von $6,4 \frac{\text{Hz}}{\text{h}}$ an einem 1,5 T MRT, was mit einer Temperaturänderung von 10 K gleichzusetzen ist [39]. Der Drift ΔB wird durch Wirbelströme der schaltenden Gradientenspulen verursacht. Diese führen zu einer Temperaturänderung im passiven Shimmmaterial, welches wiederum das statische Hauptmagnetfeld beeinflusst [37,39,40]. Die Änderung ΔB kann durch die Nutzung von wasser- oder fetthaltigem Referenzmaterial im Bild überwacht und entsprechend korrigiert werden [39]. *Poorter et al.* nutzte wasserhaltige Gelatine als Referenzmaterial und *El-Sharkawy* mit Kochsalz gefüllte Schläuche [35,37]. *Kickhefel et al.* hingegen verwendeten einfach die Phase von wasserhaltigem Gewebe um die Zielregion [41]. Wasserhaltige Referenzmaterialien haben jedoch im Allgemeinen den Nachteil, dass diese kontinuierlich bei konstanter Temperatur gehalten werden sollten, um die Phaseninformation nicht zu verfälschen [39]. Fetthaltige Referenzmaterialien hingegen sind temperaturunempfindlicher und eignen sich somit ideal zur Korrektur des Hauptmagnetfeldes. Entsprechend wurde z. B. in den Arbeiten von *Gellermann et al.* und *Wyatt et al.* adipöses Gewebe zur Driftkorrektur verwendet [42,43]. Innerhalb der vorliegenden Dissertation wurden ebenfalls fetthaltige Referenzmaterialien genutzt. Weitere Erläuterungen zum genutzten Korrekturverfahren sind dem Kapitel 7 ab Seite 109, sowie dem Anhang A.7 auf Seite 180 zu entnehmen.

2.2 Softwarearchitektur

Die im Kapitel 2.1 vorgestellten theoretischen Grundlagen der MRT wurden im Laufe der Jahrzehnte auf diversen Plattformen verschiedenster Hersteller praktisch umgesetzt. Für die vorliegende Dissertation wurde ein 3 T MAGNETOM Skyra (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) mit der Softwareversion VD13A/VE11A² verwendet. Die Softwarearchitektur des MRT wird im folgenden Kapitel beschrieben.

Die beiden Hauptkomponenten zur Kontrolle des MRT, wie in der Abb. 2.8 ersichtlich, sind der Host (Windows 7) und das Measurement and Reconstruction System (MARS) (SUSE Linux). Für die genaue Ansteuerung der einzelnen Hardwarekomponenten ist eine Pulssequenz zuständig: „[a] pulse sequence is a data file on the scanner that is used to programme the hardware for data collection“ [32]. Diese Sequenz operiert innerhalb beider Hauptkomponenten und definiert die Graphical User Interface (GUI). Der Nutzer interagiert primär mit dem Host-Rechner, auf dem die GUI (Syngo-Oberfläche) dargestellt ist. Innerhalb der einzelnen Examskarten der GUI kann der Nutzer charakteristische Sequenzparameter wie TE, TR, Schichtorientierung oder Auflösung einstellen. Das resultierende Protokoll, das die nutzerspezifische Einstellung einer Pulssequenz enthält, wird vom Nutzer gestartet. Darauf aufbauend lädt, initialisiert, erstellt und überprüft der Measurement Server des Hosts das fertige Protokoll und sendet es bei korrekter Ausführung an den MARS. Dieser steuert unter Nutzung der SeqControlTask die Hardwarekomponenten in Echtzeit an. Das Programm MrIrisContainer rekonstruiert und prozessiert die aufgenommenen Rohdaten innerhalb der Image Reconstruction Pipeline des MARS. Abschließend sendet die Rekonstruktionspipeline die Bilddaten an den Host-Rechner, an dem der Nutzer mit den Daten interagieren kann (siehe Abb. 2.8) [32].

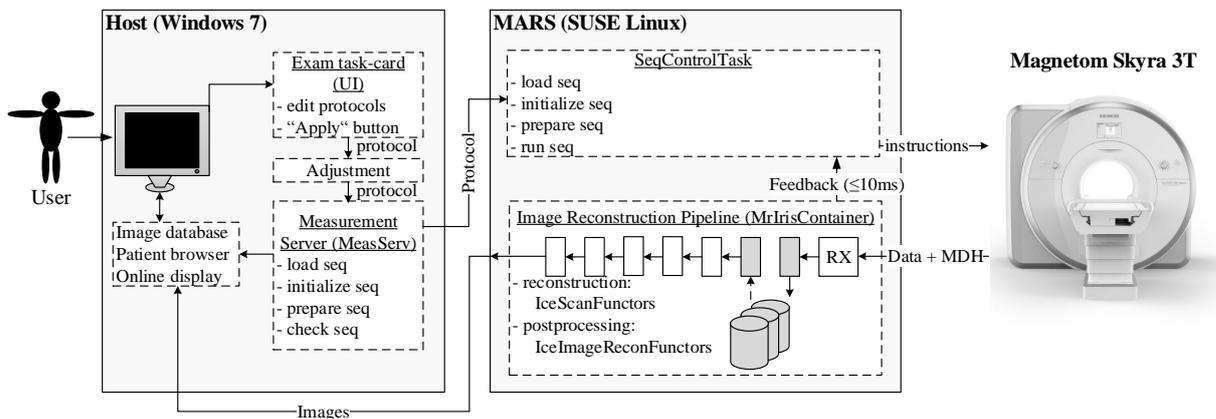


Abbildung 2.8: Softwarearchitektur des MAGNETOM Skyra basierend auf [32, 44].

²Während der Dissertation wurde ein Softwareupdate durchgeführt. Dies beeinflusste die Ergebnisse nicht.

Zur Programmierung des MRT wird die Integrated Development Environment for Applications (IDEA) genutzt (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland). Es besteht zum einen aus der Sequence Development Environment (SDE), um Pulssequenzen zu schreiben und zu optimieren. Zum anderen beinhaltet es die Entwicklungsumgebung Image Calculation Environment (ICE) für die Beeinflussung der Rekonstruktion und der Bildnachbearbeitung. Sowohl SDE als auch ICE nutzen die objektorientierte Programmiersprache C++ sowie die Entwicklungsumgebung Microsoft Visual Studio C++ 6.0 (Microsoft Corporation, Redmond, Vereinigte Staaten) [32]. Die Pulssequenz liegt als dynamische Programmbibliothek vor und ist mit dem auf dem MRT-Scanner ausführenden Hauptprogramm verbunden. Zur Beeinflussung der Pulssequenz stehen dem Nutzer verschiedene öffentliche Funktionen zur Verfügung. Die für diese Dissertation zentralen Funktionen lauten wie folgt:

- **initialize:** Diese Funktion dient zur Spezifizierung der verfügbaren Parameter und deren Wertebereiche. Darauf aufbauend ist die GUI konfiguriert.
- **prepare:** Innerhalb dieser Funktion wird das Protokoll vorbereitet. Alle nötigen Berechnungen, die bereits im Voraus getätigt werden können, werden hier durchgeführt (z. B. Startpunkt des RO-Gradienten).
- **run:** Diese Funktion ist für die korrekte zeitliche Ausführung der Pulssequenz verantwortlich und innerhalb mehrerer Schleifenstrukturen organisiert, um den k-Raum entsprechend abzudecken. Es wird die `runKernel` Funktion aufgerufen und abhängig von der gewählten Schleifenstruktur der Measurement data header (Mdh) gefüllt. Entsprechend kann das ICE-Programm den ermittelten Daten die entsprechenden Schleifenindizes zuordnen (z. B. neue k-Raum Zeile, Wiederholung einer Messung). Zusätzlich werden Steuerflags, wie z. B. Verarbeitungsprioritäten, gesetzt.
- **runKernel:** Diese Funktion beschreibt das eigentliche Pulsdiagramm einer Pulssequenz und beinhaltet somit die exakte zeitliche Ansteuerung der Hardwarekomponenten zur Datenaufnahme einer oder mehrerer k-Raum Zeilen. Für die Durchführung werden Real Time Events (RTE) genutzt. Diese beschreiben den Startpunkt und das Verhalten von den Gradientenmomenten, HF-Pulsen und ADC. Real Time Event Blocks umschließen und synchronisieren RTE. Somit beschreibt ein Real Time Event Block (RTEB) die kleinste vom MARS in Echtzeit ausgespielte Anweisung, die vereinfacht gesagt, innerhalb eines TR liegt.

Die ersten beiden Funktionen beinhalten Ausführungen sowohl für den Host als auch den MARS. Die letzten beiden Funktionen spielt der MARS aufgrund der Echtzeitanforderungen aus [32]. Zum Test von veränderten Pulssequenzen steht das IDEA Werkzeug Protocol offline editing tool (POET) zur Verfügung. Es erzeugt, basierend auf der betrachteten Pulssequenz, ein zur GUI des MRT ähnliches Interface. Anhand von eingestellten Sequenzparametern kann das resultierende Schaltverhalten der einzelnen Hardwarekomponenten simuliert werden.

Der Rekonstruktionsprozess ist in mehrere einzelne zum Teil parallel laufende Schritte, den sogenannten Funktoren, unterteilt. Die Funktoren verarbeiten die ankommenden Rohdaten bis hin zum digitalen Bild und sind in Echtzeit miteinander verbunden. Sie besitzen definierte Schnittstellen für die Datenannahme, -verarbeitung und -weitergabe. Es entsteht ein Pipeline-Prozess. Die verschiedenen Funktoren sind in Funktorenketten organisiert. Welcher Funktor zu welchem Zeitpunkt in der Pipeline ausgeführt wird, hängt von der Konfigurationsdatei ab. Basierend auf der gewünschten Rekonstruktion/Bildnachverarbeitung können verschiedene Konfigurationsdateien kombiniert werden, um ein ICE-Programm zu bilden. Das ICE-Programm wird innerhalb einer .ipr Datei definiert, welches in der `prepare` Funktion der Sequenz festgelegt wird. Zur Beeinflussung des ICE-Programms können somit eigene Funktoren programmiert und mit Hilfe der Konfigurationsdatei an die gewünschte Stelle des Pipelineprozesses positioniert werden.

Innerhalb der SDE- und ICE-Programmierung existieren diverse rechtshändige Koordinatensysteme [32]. Für die vorliegende Dissertation sind die folgenden drei Koordinatensysteme von zentraler Bedeutung: Physikalisches Koordinatensystem (PKS), Gradientenkoordinatensystem (GKS) und Patientenkoordinatensystem (PaKS). Der Ursprung aller Koordinatensysteme liegt im Isozentrum des MRT-Scanners. Es befindet sich in der Bohrmittle und beschreibt den Null-durchgang der Gradientenfelder. Das in der Abb. 2.9.a dargestellte PKS beschreibt die Lage der Hardwarekomponenten (z. B. Gradientenspulen) des MRT-Scanners. Die P_z -Achse zeigt entlang des Patiententisches. Das GKS, wie es in der Abb. 2.9.b ersichtlich ist, dient zur Beschreibung der Schichtcodierung und stellt somit ein zentrales Element für die Schichtdefinition dar. Die G_x -Achse zeigt in PE-Richtung, die G_y -Achse in die RO-Richtung und die G_z -Achse in die SS-Richtung. Um die aufgenommenen Schichten der entsprechenden Patienten-anatomie zuordnen zu können, wird das PaKS benötigt (siehe Abb. 2.9.c). Es zeigt an, an welcher Stelle sich die rechte Seite (Pa_x : Right (R)), der Rücken (Pa_y : Anterior (A)) und der Kopf (Pa_z : Head (H)) des Patienten befindet. Auf dieser Grundlage existiert eine definierte Anzeige der Bilddaten innerhalb der GUI des MRT-Scanners, die in der Abb. 2.10 auf Seite 18 dargestellt ist.

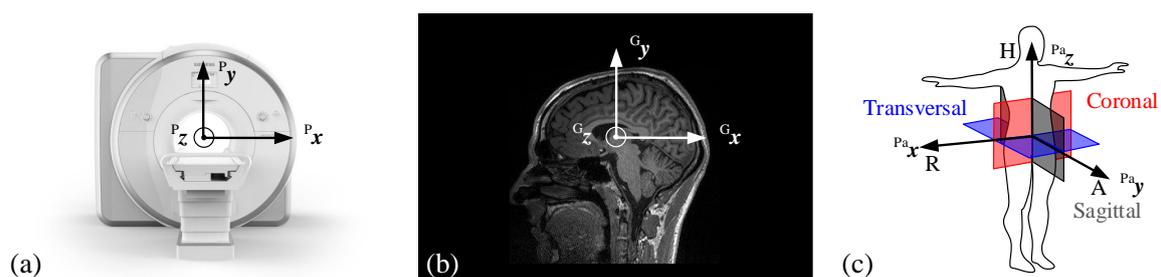


Abbildung 2.9: Verwendete Koordinatensysteme. a| Physikalisches Koordinatensystem [44]. b| Gradientenkoordinatensystem. c| Patientenkoordinatensystem.

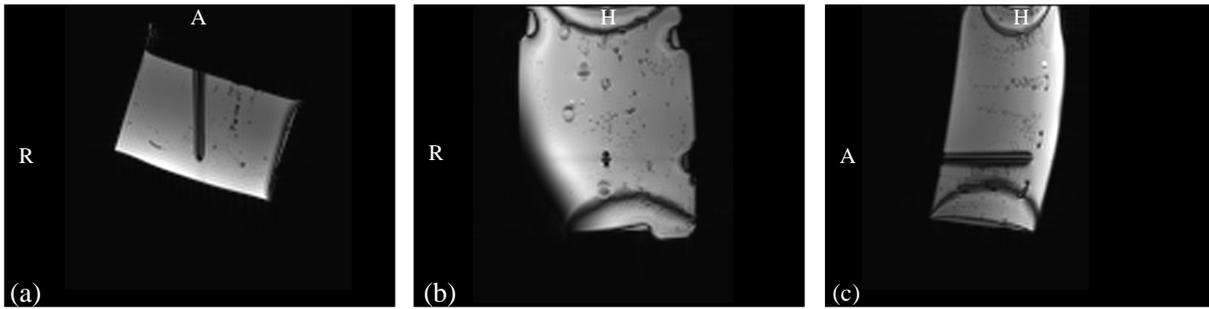


Abbildung 2.10: Anzeige der Bilddaten innerhalb der GUI des MRT-Scanners. a | Transversale Schicht. b | Koronale Schicht. c | Sagittale Schicht.

Die aufzunehmenden Schichten sind in der SDE innerhalb des Objektes `m_asSLC` hinterlegt. Es enthält Informationen über den Positionsvektor der Schicht innerhalb des GKS und deren Orientierung ${}^P R_{\text{Schicht}}$. Die letztgenannte Information ist notwendig, um die entsprechenden Gradientenspulen im PKS anzusteuern:

$${}^P P_{\text{Schicht}} = {}^P R_{\text{Schicht}} \cdot {}^G P_{\text{Schicht}} \quad (2.24)$$

Eine schematische Darstellung dieses Zusammenhanges ist in der Abb. 2.11 ersichtlich. Die Nutzung von Rotationsmatrizen zur Beschreibung der Orientierungen und Transformationen birgt einige Nachteile. Auf der einen Seite besitzen Matrizen einen erhöhten Speicherplatzbedarf. Auf der anderen Seite treten insbesondere bei Mehrfachmultiplikationen Fehlerfortpflanzungen auf, z. B. durch Rundungsfehler bei begrenzter Bit-Größe [45,46]. Daher wird an vielen Stellen in der SDE-Programmierung auf Quaternionen q zurückgegriffen. Weitere Erläuterungen zu Quaternionen sind im Anhang A.1 auf Seite 155 zu finden.

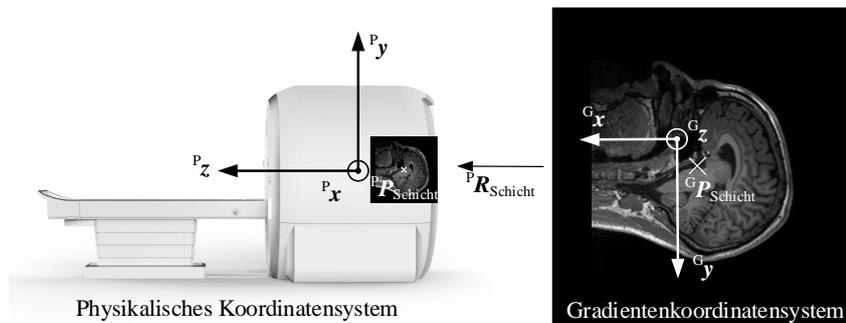


Abbildung 2.11: Exemplarisches Beispiel der Beziehung zwischen dem physikalischen Koordinatensystem und dem Gradientenkoordinatensystem [32, 44].

2.3 Moiré Phase Trackingsystem

Das folgende Kapitel beschreibt das verwendete optische MPT der Firma Metria Innovation, Inc. (Milwaukee, Vereinigte Staaten). Neben einer kurzen Erläuterung der technischen Grundlagen (siehe Kapitel 2.3.1) enthält es Informationen über die bisherige Nutzung zur prospektiven Bewegungskorrektur (siehe Kapitel 2.3.2 auf Seite 21).

2.3.1 Technische Grundlagen

Das optische MPT besteht aus einem oder mehreren planaren Moiré Phase (MP)-Markern, einer Kameraeinheit mit integrierter Beleuchtung und einem MPT-Rechner zur Berechnung der Position und Orientierung der Marker [47]. Die Abb. 2.12.a zeigt einen 15 mm × 15 mm großen MP-Marker mit vier zirkularen Landmarken, eine sternförmige Landmarke in der Mitte und vier weitere Retrograde Reflektor (RGR)-Regionen. Jede RGR-Region besitzt Moiré-Bezirke, die durch das Zusammenfügen von Gitterrastern unterschiedlicher Raumfrequenz auf ein Glassubstrat entstehen. Abhängig von der Orientierung des Markers ändert sich die Phase der Moiré-Bezirke [48]. Jeder MP-Marker besitzt eine individuelle Seriennummer (S) und Marker-Nummer (M) (z. B. S:6011/M:219). Der MP-Marker wird durch die im MRT befindliche Kamera, die mit Hilfe von Klettstreifen an der Innenseite der MRT-Bohrung nahe des Isozentrums befestigt ist, kontinuierlich mit kurzer Belichtungszeit verfolgt. Zur Vermeidung von HF-Interferenzen ist die Kamera mit Hilfe von Kupfer und Acetal geschirmt. Die zusätzliche Schlitzung der Kupferschirmung sorgt für eine verminderte Vibration infolge der reduzierten Wirbelstrominduktion sowie einen besseren Wärmetransport durch das Acetalgehäuse. Zur Erhöhung der Langzeitstabilität sind alle optischen Komponenten in einen Keramikblock befestigt. Die Gleichspannungsversorgung findet mit Hilfe eines koaxialen Kabels, welches über den Faraday'schen Käfig des MRT geerdet ist, statt. Die durch die Kamera aufgenommenen Bilder werden über ein optisches Glasfaserkabel durch den Waveguide zum Verarbeitungsprozessor des MPT in den Kontrollraum geschickt [49]. Die Abb. 2.12.b und Abb. 2.12.c veranschaulicht den Messaufbau.

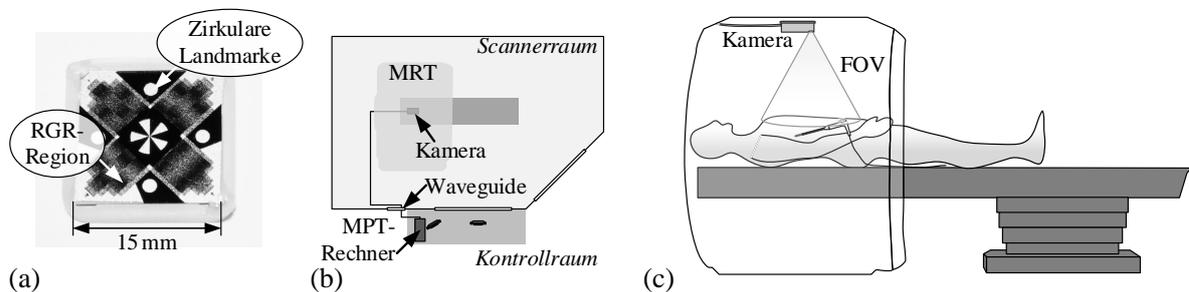


Abbildung 2.12: Optisches Moiré Phase Trackingsystem. **a**| MP-Marker mit den verschiedenen Landmarken und RGR-Regionen. **b**| Messaufbau im MRT. **c**| Skizzenhafte Darstellung der Kameraposition im MRT mit dem dazugehörigen Field of View (FOV).

Der Bilderkennungsalgorithmus innerhalb des MPT-Rechners bestimmt die Position ${}^K P_{MP}$ sowie die in-plane Rotation Ψ (Gierwinkel) des MP-Markers im Kamerakoordinatensystem (KKS) mit Hilfe der fünf Landmarken. Der Ursprung des Tracking Target Koordinatensystem (TKS) befindet sich im Zentrum der sternförmigen Landmarke. In der Abb. 2.13 ist die Beziehung zwischen dem KKS, TKS und PKS schematisch dargestellt. Die Phase der Moiré-Bezirke wird an eine sinusförmige Kurve angepasst, um die out-of-plane Rotationen Φ (Rollwinkel) und Θ (Nickwinkel) zu berechnen. Die drei detektierten Winkel Φ , Θ und Ψ werden zusammenfassend als Euler-Winkel bezeichnet und zur weiteren Verarbeitung in ein Quaternion ${}^K q_{MP}$ umgewandelt (siehe Anhang A.1 auf Seite 155: Umrechnung Euler-Winkel in Quaternion). Solange sich der Marker innerhalb des Field of View (FOV) befindet, kann die Kamera kontinuierlich sechs Freiheitsgrade detektieren [49]. Etwaige Kameradrifts sind vernachlässigbar, solange die Kamera für mehr als 80 min aufgewärmt wurde [47, 49]. Die gemessene Position ${}^K P_{MP}$ und Rotation ${}^K q_{MP}$ des MP-Markers wird kontinuierlich als User Datagram Protocol (UDP) Paket über eine Broadcast Ethernet Verbindung mit geringer Übertragungsverzögerung herausgeschickt [47].

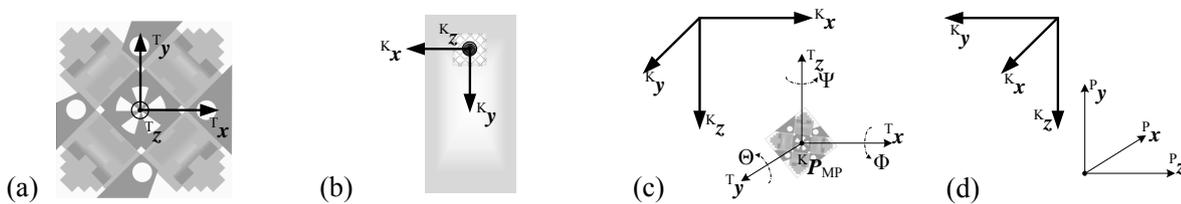


Abbildung 2.13: Verwendete Koordinatensysteme des MPT und deren Beziehung zueinander. **a|** Tracking Target Koordinatensystem des MP-Markers. **b|** Kamerakoordinatensystem. **c|** Verhältnis vom Tracking Target Koordinatensystem zum Kamerakoordinatensystem. **d|** Kamerakoordinatensystem relativ zum physikalischen Koordinatensystem.

Im Laufe der Arbeit wurden zwei verschiedene Kameraeinheiten genutzt. Beide Kameratypen sind in der Abb. 2.14 abgebildet. Der Grund lag im anfänglich zu geringen FOV, um die MP-Marker detektieren zu können. Deshalb wurde im Zuge der vorliegenden Dissertation die Entwicklung einer neuen Kamera durch den Hersteller Metria Innovation, Inc. initiiert und kontinuierlich begleitet.

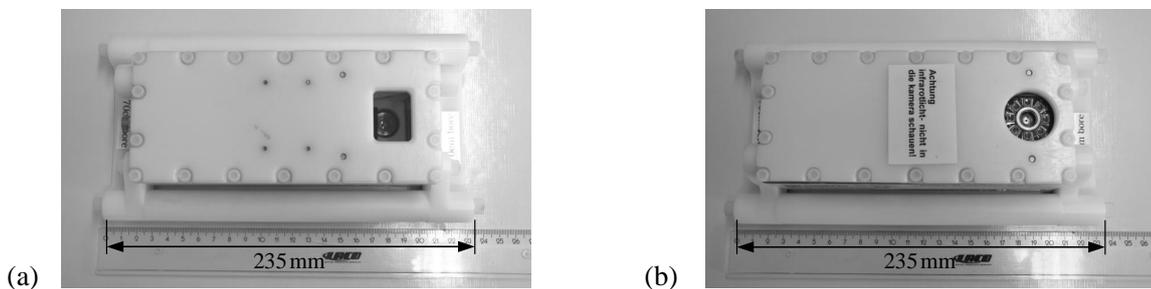


Abbildung 2.14: Kameraversionen des MPT. **a|** Vorgängermodell mit sichtbarem Licht. **b|** Neues Kameramodell mit infrarotem Licht.

Ein zentraler Unterschied, neben dem vergrößerten FOV, ist die genutzte Lichtquelle. Auf Grund der geringeren Bildrate infolge des vergrößerten FOV erzeugte die neue Kamera bei der Nutzung von sichtbarem Licht als Lichtquelle ein störendes Flackern. Deshalb wechselte der Hersteller von sichtbarem auf infrarotes Licht. Weiterführend wird deshalb das Vorgängermodell als Visible Light (VL) Kamera und das neu entwickelte Modell als Infrared (IR) Kamera bezeichnet. Eine Übersicht über die einzelnen technischen Eigenschaften beider Kameras befindet sich in der Tab. 2.1. Die Blendenzahl, Brennweite und Linse der IR Kamera wurden in direkter Abstimmung mit dem Hersteller Metria Innovation, Inc. so gewählt, dass diese bestmöglich an das zukünftige Szenario einer Intervention im MRT angepasst sind.

Tabelle 2.1: Verschiedene technische Eigenschaften der VL Kamera und der IR Kamera [47].

	Linse	Brennweite	Max. Belichtung	Blendenzahl	Max. Bildrate	Kameratyp
VL	9 mm	229 mm	1000000 μ s	f/8	84,9 fps	AVT-F033B
IR	9 mm	300 mm	500 μ s	f/8	9 fps	AVT-F504B

Mit der VL Kamera ist in einem Abstand von 187 mm ein sich planar zur Kamera befindlicher MP-Marker innerhalb eines Bereiches von 90,5 mm \times 63,7 mm detektierbar. Mit der neuen IR Kamera ist in einem ähnlichen Abstand von 182 mm ein sich planar zur Kamera befindlicher MP-Marker innerhalb eines größeren Bereiches von 158,4 mm \times 127,7 mm sichtbar. Bei entsprechender angewinkelter Positionierung der Kamera im MRT wäre somit theoretisch ein noch größeres FOV verfügbar. Die Vergrößerung des FOV geht, laut Hersteller, allerdings mit einer Reduzierung der Genauigkeit und Präzision einher. Zusätzlich ist eine separate Kalibrierung der MP-Marker auf das IR Licht seitens des Herstellers erforderlich.

Die Anwendungsgebiete des MPT liegen neben der prospektiven Bewegungskorrektur von MRT-Bildern in der 3D-Animation und Robotik [50]. Im Folgenden wird der Ausgangspunkt dieser Arbeit, die prospektive Bewegungskorrektur im MRT, näher erläutert.

2.3.2 Prospektive Bewegungskorrektur

Auf dem Gebiet der MRT wurde das MPT bisher für die prospektive Bewegungskorrektur eingesetzt, um durch Patientenbewegung hervorgerufene Bildartefakte zu korrigieren. Hierbei wird der MP-Marker an eine personalisierte Beißschiene, wie es in der Abb. 2.15.a auf Seite 22 ersichtlich ist, befestigt. Die Position und Orientierung des MP-Markers und somit die Patientenbewegung wird fortlaufend während der MRT-Messung detektiert. Die Bewegungsänderung wird von einer Pulssequenz am MRT genutzt, um die Schicht oder einzelne k-Raum Zeilen vor jeder Messung prospektiv neu zu justieren, um somit die Gradientenmomente zu korrigieren. Entsprechend können rigide Patientenbewegungen in Echtzeit prospektiv korrigiert werden. *Stuch et al.* konnten mit dieser Herangehensweise, unter Nutzung einer VL Kamera,

Bilder mit einer Auflösung von $0,25 \text{ mm} \times 0,25 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ am 7 T MRT gewinnen [51]. Auszüge der aufgenommenen Bilder ohne und mit Bewegungskorrektur befinden sich in der Abb. 2.15. Die dort genutzte Pulssequenz bildet den zentralen technischen Ausgangspunkt für die vorliegende Dissertation und wird deshalb im weiteren Verlauf genauer beschrieben.

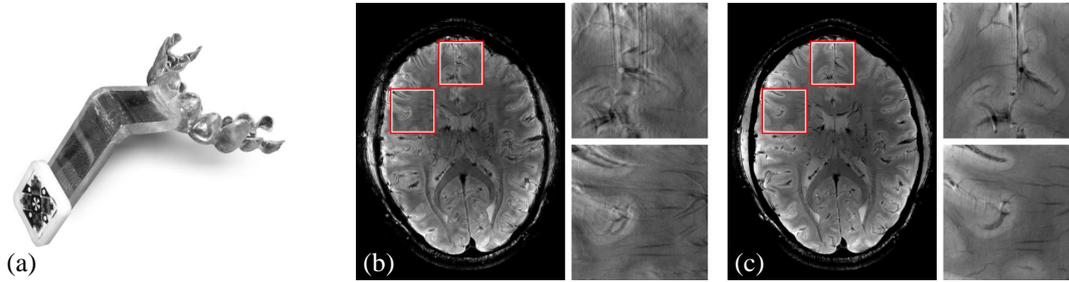


Abbildung 2.15: Prospektive Bewegungskorrektur am MRT (reproduziert mit Erlaubnis von [51]). **a**| Beißschiene mit angebrachten MP-Marker. **b**| MRT-Bilder mit Bewegungskorrektur ausgeschaltet. **c**| MRT-Bilder mit Bewegungskorrektur angeschaltet.

Bei der Pulssequenz handelt es sich um die modifizierte GRE-Sequenz `mz_gre_xpace` und die zugehörige Bibliothek `mz_lib_xpace`, dessen Hauptautor Dr. Maxim Zaitsev (Universitätsklinikum Freiburg, Freiburg, Deutschland) ist [52]. Beide Komponenten wurden innerhalb des vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) geförderten Projektes INUMAC in Kooperation mit dem Universitätsklinikum Freiburg sowie der Abteilung Biomedizinische Magnetresonanz der Otto-von-Guericke Universität in Magdeburg entwickelt. Mit Hilfe der beiden Komponenten ist das MRT in der Lage, die über eine Broadcast Ethernet Verbindung vom MPT gesendeten UDP Pakete zu empfangen und weiter zu verarbeiten. Damit die Informationen über die Orientierung und Position des MP-Markers jedoch sinnvoll für die MRT-Bildgebung genutzt werden kann, bedarf es zunächst einer Kalibrierung zwischen den Koordinatensystemen der MP-Kamera (KKS) und des MRT (PKS). Es wird eine affine Transformation ${}^{K \rightarrow P}T$ benötigt, die durch einen Translationsvektor ${}^P P_0$ sowie ein Rotationsquaternion ${}^{K \rightarrow P}q_0$ gekennzeichnet ist:

$${}^{K \rightarrow P}T = \begin{pmatrix} & & & {}^P P_0(1) \\ & R \{ {}^{K \rightarrow P}q_0 \} & & {}^P P_0(2) \\ & & & {}^P P_0(3) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.25)$$

Hierfür wurde die iterative Cross-Kalibrierung genutzt [49]. Die Abb. 2.16 auf Seite 23 zeigt die schematischen Zusammenhänge. Ausgangspunkt der iterative Cross-Kalibrierung bildet eine fiktiv abgeschätzte Starttransformation ${}^{K \rightarrow P}T_{\text{Start}}$. Diese darf jedoch nicht zu stark von der final zu erreichenden Transformation ${}^{K \rightarrow P}T$ abweichen. Für die iterative Cross-Kalibrierung wird ein Strukturphantom mit einem MP-Marker versehen und in das Isozentrum nahe der Kamera des MPT gebracht. Das Phantom wird gezielt um 180° gedreht, während die Position und Orientierung des MP-Markers aufgenommen wird. Es werden ein Volumendatensatz vor

der Drehung, sowie ein entsprechend prospektiv bewegungskorrigierter Volumendatensatz des Phantoms nach der Drehung aufgenommen. Bildregistrierungsalgorithmen vergleichen die Datensätze miteinander, um restliche Unterschiede in der Orientierung und Position beidseits feststellen zu können. Diese werden wiederum genutzt, um die Transformation entsprechend zu korrigieren. Die Prozedur wird um verschiedene Raumachsen wiederholt bis eine gewünschte Genauigkeit erreicht ist.

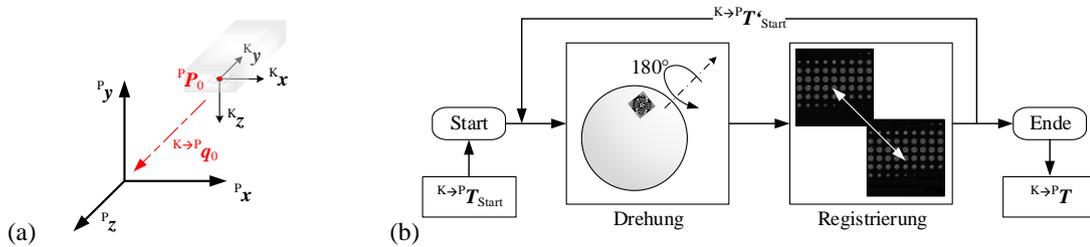


Abbildung 2.16: Cross-Kalibrierung zwischen KKS und PKS. a| Transformation zwischen KKS und PKS. b| Schematische Darstellung der iterativen Cross-Kalibrierung.

Die iterative Cross-Kalibrierung dauert im Durchschnitt circa ein bis zwei Stunden [49]. Die finale Transformation ${}^{K \rightarrow P}T$ wird in der Datei `transform_mpt.txt` auf dem Host-Rechner hinterlegt. Darüber hinaus wird die aktuelle Position und Orientierung im KKS eines MP-Referenzmarkers (65 mm \times 65 mm), der sich an der Innenseite des MRT unten befindet, im kalibrierten Zustand innerhalb der Datei `xpace_mpt_fixed_target_recal.txt` abgespeichert. Unter der Voraussetzung, dass der Marker nicht bewegt wird, kann die Kamera beliebig neu eingesetzt und die Transformation unter Nutzung des Referenzmarkers erneuert werden. Nach Vollendung der Cross-Kalibrierung ist die komplexe Beziehung zwischen den vier verschiedenen Koordinatensystemen TKS, KKS, PKS und GKS, wie es in der Abb. 2.17 ersichtlich ist, eindeutig definiert.

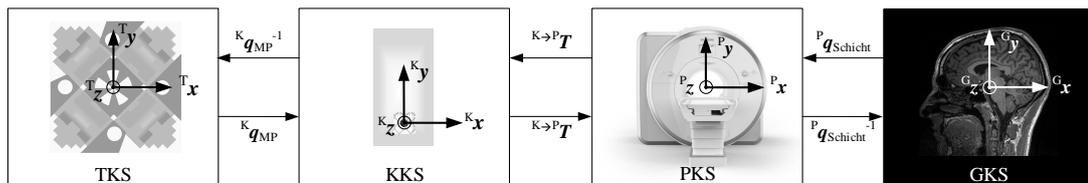


Abbildung 2.17: Skizzenhafte Darstellung der komplexen Beziehung zwischen den vier verschiedenen Koordinatensystemen TKS, KKS, PKS und GKS.

Die Position und Orientierung eines MP-Markers relativ zum PKS wird somit durch die folgenden zwei Gleichungen bestimmt:

$${}^P P_{MP} = R \left\{ {}^{K \rightarrow P} q_0 \right\} \cdot {}^K P_{MP} + {}^P P_0 \quad (2.26)$$

$${}^P q_{MP} = {}^{K \rightarrow P} q_0 \cdot {}^K q_{MP} \quad (2.27)$$

Sobald die Position und Orientierung eines MP-Markers im PKS bekannt ist, kann diese innerhalb der Pulssequenz zur Bewegungskorrektur verwendet werden. Der vereinfachte Programmablauf der Pulssequenz für die prospektive Bewegungskorrektur ist in der Abbildung 2.18 dargestellt.

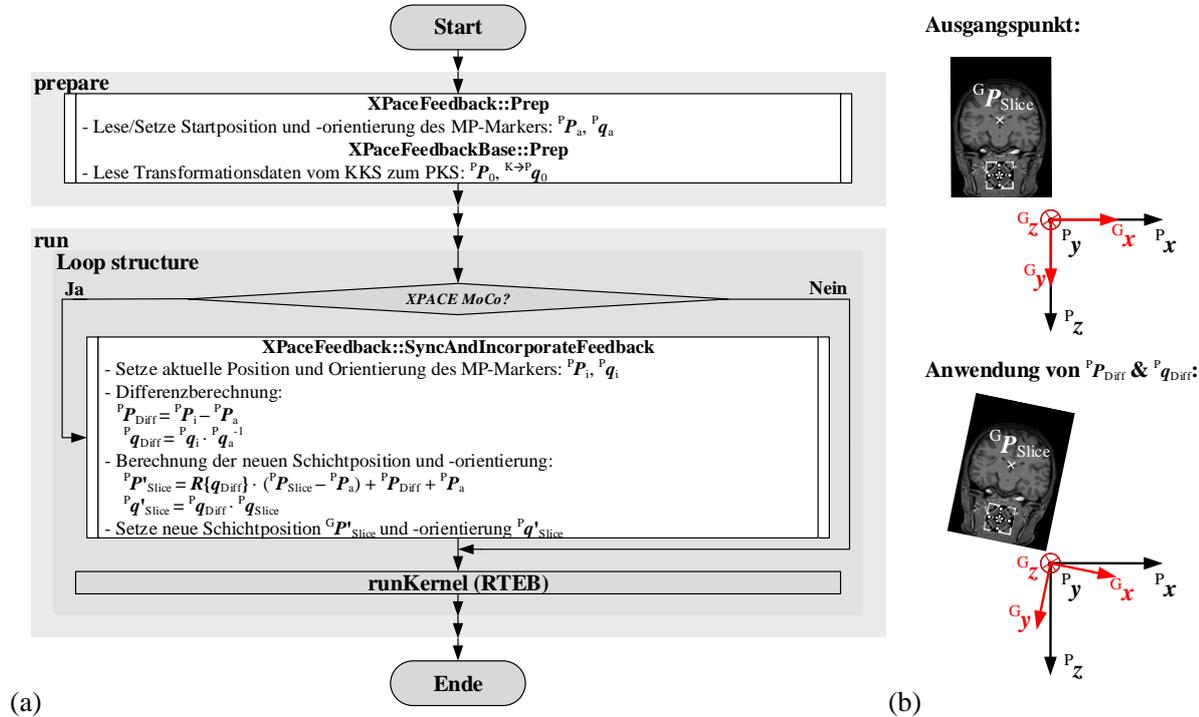


Abbildung 2.18: Prinzipieller Aufbau der Sequenz für die Bewegungskorrektur. **a** | Vereinfachter Programmablaufplan der `mz_gre_xpace` und der dazugehörigen Bibliothek `mz_lib_xpace`. **b** | Resultierende Schichtjustierung.

Wenn das Programm auf dem Host-Rechner des MRT startet, greift die `prepare` Funktion der Pulssequenz `mz_gre_xpace` zunächst auf die `Prep` Funktionen der Klassen `XPaceFeedback` und `XPaceFeedbackBase` der Bibliothek `mz_lib_xpace` zu. Es erfolgt die Einlesung der Transformation ${}^{K \rightarrow P} T$, sodass alle ankommenden UDP Pakete vom MPT-Rechner entsprechend verarbeitet und in das PKS transformiert werden können. Des Weiteren setzt das Programm den Startpunkt ${}^P P_a$ und ${}^P q_a$ des MP-Markers fest. Unter der Voraussetzung, dass sowohl die Datei `xpace-poslock.txt` bereits vorhanden als auch der Parameter *Position Locking* innerhalb der Syngo-Oberfläche der Sequenz auf *Use/Create* gestellt ist, wird der Startpunkt aus der Datei `xpace-poslock.txt` gelesen. Wenn die Datei jedoch nicht vorhanden oder die Option *Create New* gewählt ist, findet die zu diesem Zeitpunkt erste vorliegende Position und Orientierung des MP-Markers als Startpunkt Verwendung. Die einstellbaren Parameter in der Syngo-Oberfläche des MRT befinden sich im rot markierten Bereich in der Abb. 2.19 auf Seite 25. Nachdem alle notwendigen Vorbereitungen abgeschlossen sind, startet das Programm die `run` Funktion. Innerhalb der dazugehörigen Schleifenstruktur wird vor dem Auspielen des `runKernel` auf die Funktion `SyncAndIncorporateFeedback` der Bibliothek `mz_lib_xpace`

zugriffen. Die Zugriffsberechtigung ist durch den Parameter *XPACEMoCo* geregelt, der vom Nutzer innerhalb der Syngo-Oberfläche beliebig eingestellt werden kann. Wenn der Parameter den Wert *per Line* aufweist, wird der Zugriff vor jeder k-Raum Zeile gewährleistet und ebenfalls vor der Ausführung jedes einzelnen RTEB. Die Option *per Slice/Volume* garantiert eine Zugriffsberechtigung vor jeder Wiederholung oder jeder neuen Schichtaufnahme. Mit der Ausführung der Funktion *SynAndIncorporateFeedback* wird die aktuelle Position ${}^P P_i$ und Orientierung ${}^P q_i$ des MP-Markers, basierend auf den ankommenden UDP Paketen, ermittelt. Anhand dessen kann die aktuelle Differenz zur Startorientierung bestimmt werden:

$${}^P P_{\text{Diff}} = {}^P P_i - {}^P P_a \quad (2.28)$$

$${}^P q_{\text{Diff}} = {}^P q_i \cdot {}^P q_a^{-1} \quad (2.29)$$

Steht der Parameter *Position Locking* auf *Use/Create* oder *Create New*, werden die berechneten Werte über den gesamten Verlauf der Messung innerhalb der Datei *xpace_0XX.log* abgespeichert. Basierend auf der Gleichung (2.28) und (2.29) kann die aktuelle Schichtposition und -orientierung entsprechend der stattgefundenen Bewegung nachgeführt werden:

$${}^P P'_{\text{Schicht}} = R \left\{ {}^P q_{\text{Diff}} \right\} \cdot \left({}^P P_{\text{Schicht}} - {}^P P_a \right) + {}^P P_{\text{Diff}} + {}^P P_a \quad (2.30)$$

$${}^P q'_{\text{Schicht}} = {}^P q_{\text{Diff}} \cdot {}^P q_{\text{Schicht}} \quad (2.31)$$

Unter Nutzung der neu berechneten Variablen ${}^P P'_{\text{Schicht}}$ und ${}^P q'_{\text{Schicht}}$ wird der Positionsvektor der Schicht ${}^G P_{\text{Schicht}}$ sowie dessen Orientierung ${}^P R_{\text{Schicht}}$ neu gesetzt und somit das Objekt *m_asSLC*. Die ursprüngliche Orientierung und Position der Schicht bleibt jedoch unter der Nutzung von Hilfsvariablen erhalten, sodass sich die aktuell ermittelte Differenzorientierung und -position stets auf die ursprüngliche Schichtorientierung und -position bezieht. Das veränderte Objekt *m_asSLC* wird der *runKernel* Funktion zur prospektiven Korrektur der Gradientenmomente übergeben. Basierend auf der stattfindenden Bewegung erfolgt somit eine Justierung der Schicht, wie es beispielhaft in der Abb. 2.18.b auf Seite 24 dargestellt ist.

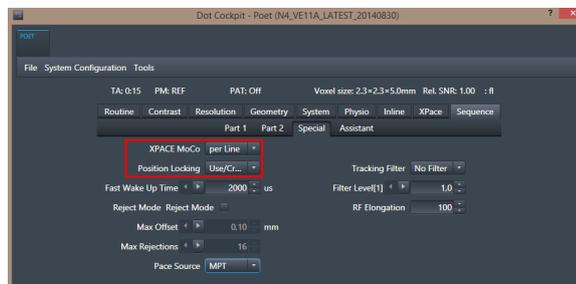


Abbildung 2.19: Examskarte *Sequence Special* der *mz_gre_xpace* Pulssequenz.

3 MRT-geführte Ablation von Lebertumoren

Für ein besseres Verständnis der vorliegenden Dissertation beschreibt das vorliegende Kapitel zunächst den klinischen Hintergrund (siehe Kapitel 3.1). Dies dient als Einstieg in den konventionellen Ablauf einer MRT-geführten Ablation von Lebertumoren, woraus sich der aktuelle Stand der Forschung ableitet (siehe Kapitel 3.2 ab Seite 30). Darauf aufbauend stellt das Kapitel 4 ab Seite 43 den innovativen, wissenschaftlichen Beitrag der Dissertation vor.

3.1 Klinischer Hintergrund

Das hepatozelluläre Karzinom

Das zentrale Krankheitsbild, das der vorliegenden Dissertation zu Grunde liegt, ist das hepatozelluläre Karzinom (HCC). Dieses primäre Zellkarzinom der Leber gehört zu den fünfthäufigsten Tumoren weltweit [53]. Die Leberzirrhose ist der Ausgangspunkt für 90 % aller HCC [54]. Ein Drittel der Erkrankungen ist auf verstärkten Alkoholkonsum zurückzuführen, der wiederum die Leberzirrhose begünstigt [55]. Weitere Ursachen stellen Hepatitis B/C Infektionen [56], nicht-alkoholische Fettleberhepatitis [57] und Adipositas [57] dar.

Nach der Diagnose eines HCC wird der Patient einer interdisziplinären Tumorkonferenz vorgestellt [58]. Ein Beispiel einer diagnostischen Aufnahme und eines pathologischen Schnittbildes eines HCC sind in der Abb. 3.1 auf Seite 28 dargestellt. Unter der Berücksichtigung u. a. der Tumoranzahl, der Größe, der Leberfunktion, des HCC Stadiums und dessen Kontrollierbarkeit kann die Tumorkonferenz zwischen den folgenden vier Behandlungsmöglichkeiten wählen [58]: Tumorablation, systemische Therapie (Chemotherapie), Leberresektion und Lebertransplantation.

Die beiden zuletzt genannten Therapiemöglichkeiten stellen einen großen chirurgischen Eingriff dar. Die systemische Therapie ist durch starke Nebenwirkungen gekennzeichnet (Hand-Fuß Syndrom, Übelkeit, Erbrechen, Verschlechterung der Leberfunktion etc.) [58]. Die minimal-invasive Tumorablation hingegen weist eine geringere Mortalität, reduzierte Kosten und kürzere Krankenhausaufenthalte auf [59]. Durch die Kombination mit bildgebenden Verfahren kann die Intervention und der Erfolg der Ablation kontinuierlich verfolgt werden [59]. Insbesondere für ältere Patienten, für die systemische Therapien sowie operative Eingriffe eine höhere Belastung darstellen, bietet die minimal-invasive Tumorablation eine wertvolle Alternative [14,24].

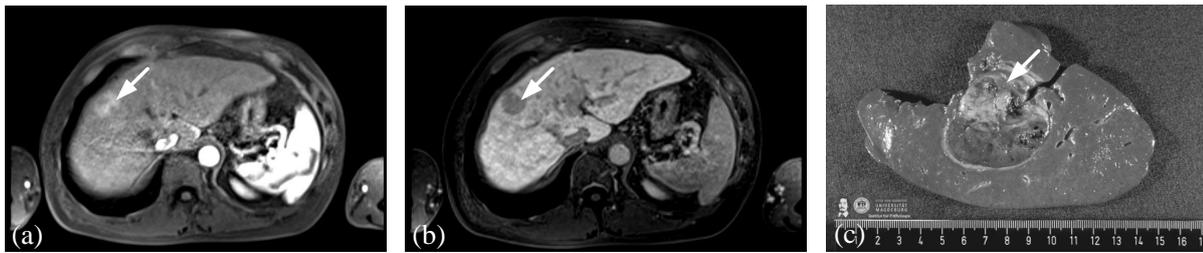


Abbildung 3.1: MRT-Aufnahme und Pathologie eines HCC. **a|** Transversale MRT-Aufnahme der Leber mit HCC (weißer Pfeil) bei Gabe von Kontrastmittel nach 20 s bis 40 s während der arteriellen Phase [60]. **b|** Transversale MRT-Aufnahme mit HCC (weißer Pfeil) nach 40 s bis 90 s während der venösen Phase [60]. **b|** HCC (weißer Pfeil) im pathologischen Schnittbild [61].

Lokale Tumorablation

Bei der Tumorablation beschädigen lokal hinzugefügte, extreme Temperaturen die Zellen irreversibel. Die Tumorzellen erliegen einem Zelltod und es entsteht nekrotisches Gewebe [59]. Basierend auf der Temperatur werden zwei Gruppen von Ablationen unterschieden: Die hypothermische und hyperthermische Ablation.

Während der hypothermischen Ablation (Temperaturen von weniger als -40°C), deren Vertreter die Kryoablation ist [62–64], wird flüssiges Gas (z. B. Argon) über einen Applikator in das Gewebe gegeben. Das Gas breitet sich mit einem einhergehenden Kühlungsprozess (bis zu -160°C) im Gewebe aus. In der direkten Umgebung, der sogenannten zentralen Zone, entstehen intrazelluläre Eiskristalle, welche die Blutgefäße (vaskulär) irreversibel schädigen. In der peripheren Zone hingegen treten primär reversible Schäden und Apoptose (programmierter Zelltod) auf, was wiederum nur teilweise zur Zellzerstörung führt [19, 59]. In der Abb. 3.2 sind die zentrale und periphere Zone relativ zum Applikator während der hypothermischen Ablation schematisch dargestellt.

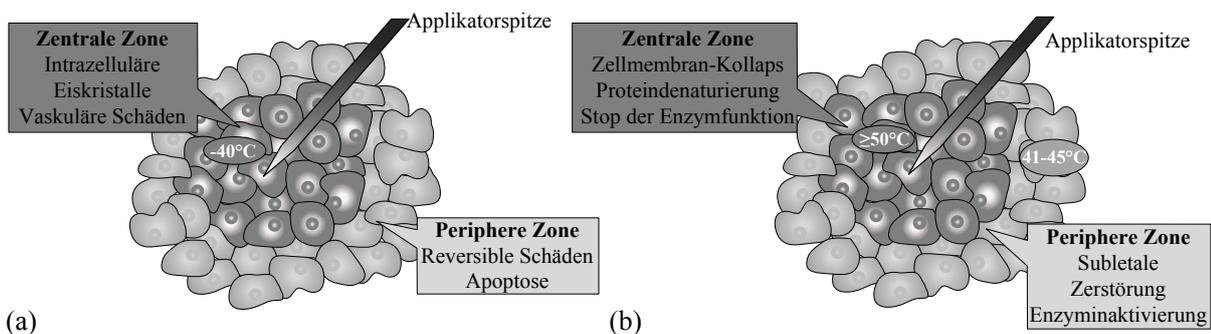


Abbildung 3.2: Zoneneinteilung um den Applikator während der Tumorablation. **a|** Hypothermische Ablation. **b|** Hyperthermische Ablation (angelehnt an [59]).

Bei der hyperthermischen Ablation erhitzt der Applikator das Gewebe lokal auf eine Temperatur von mehr als 50°C . Bereits ab 40°C kommt es zu subletalen Zerstörungen und Enzyminaktivierung (siehe Abb. 3.2.b). Eine irreversible Zerstörung der Zellen kann bei diesen Temperaturen jedoch erst bei längerer Einwirkungsdauer von 30 min bis 60 min erreicht werden. In der Nähe der Applikatorspitze treten Temperaturen von über 50°C auf, die innerhalb

kürzester Zeit zum direkten Zellkollaps infolge der Denaturierung von Proteinen führen [59]. Die bekanntesten Vertreter der hyperthermischen Zerstörung sind die Radiofrequenzablation (RFA) und Mikrowellenablation (MWA). Zu den neueren Technologien gehört die Laserinduzierte Thermotherapie (LITT) mit relativ kleinen Ablationsarealen sowie der hochintensiv fokussierter Ultraschall (HIFU), der für die Tumorablation an der bewegten Leber wenig genutzt wird [59,65,66].

In der vorliegenden Dissertation wurde die MWA als Ablationsverfahren verwendet. Dieses Verfahren nutzt ein elektromagnetisches Feld mit einer Frequenz von 900 MHz bis zu 2400 MHz, um die Wassermoleküle im Gewebe zum Schwingen anzuregen (dielektrische Hysterese) [67]. Dies führt zu einer Erhöhung der kinetischen Energie, die wiederum zu einer Steigerung der Gewebetemperatur führt. Gegenüber der RFA besitzt die MWA zwei zentrale Vorteile. Auf der einen Seite ist die Effektivität der MWA nicht durch die Gewebeimpedanz eingeschränkt. Höhere Temperaturen von mehr als 100 °C ermöglichen somit eine wirksamere Behandlung von Tumoren in der Lunge, im Knochen und in stark wasserhaltigem Gewebe [67]. Auf der anderen Seite sind mit Hilfe der MWA größere Areale in definierteren Bereichen und in kürzerer Zeit behandelbar [68]. Dies kann mit dem schnelleren Erhitzen, bei gleichzeitig reduzierter Anfälligkeit gegenüber Heat-Sink Effekten, erklärt werden [69]. Kürzere Ablationszeiten führen zu geringeren Kosten (Gerät, Personal) sowie zu verkürzten Narkosezeiten für den Patienten, die den Arbeitsablauf wiederum positiv beeinflussen [67]. Nachteilig wirkt sich die kürzere Behandlungszeit mit Mikrowellen allerdings auf die weniger kontrollierbare Erzeugung größerer Nekrosezonen aus. Gesundes Umgebungsgewebe wird somit eher in Mitleidenschaft gezogen [70]. Zudem neigt die Ablationsnadel dazu zu überhitzen, weshalb viele MWA-Antennen mit einem Kühlungssystem ausgestattet sind, was die Geräte wiederum unhandlicher macht [67]. Im Bereich der MRT-geführten MWA existieren einige Beispiele erfolgreicher Ablationen von Lebertumoren in der Gruppe um *Morikawa et al.* [6,71–73].

Damit die Tumorablation zur primären Behandlungsoption für den HCC wird, sollte eine vollständige Entfernung des Tumors gewährleistet sein. Ähnlich zur chirurgischen R0-Resektion, bei der in der Histopathologie kein Tumorgewebe im Randbereich mehr nachweisbar ist, soll eine A0-Ablation erzielt werden. Unabhängig von der Art der Tumorablation soll das letztendlich entstandene Ablationsvolumen sowohl den innerhalb der Bildgebung sichtbaren Tumor, als auch einen zusätzlichen Sicherheitssaum von mindestens 4 mm bis 5 mm abdecken. Unter dieser Voraussetzung können geringe Rückfallraten (Lokalrezidivrate) erzielt werden. Die Realisierung einer A0-Ablation innerhalb einer effektiven und effizienten MRT-geführten Intervention bildet die klinische Zielstellung der vorliegenden Dissertation.

3.2 Stand der Forschung

Wie bereits in der Einleitung ausführlich beschrieben, stellt die MRT das nahezu ideale bildgebende Verfahren zur Durchführung von minimal-invasiven Tumorablationen dar. Das Ziel der MRT-geführten Ablation ist die Positionierung eines Applikators unter stetiger Bildkontrolle innerhalb eines Tumors sowie die lokale Applikation von Energie. Während der eigentlichen Ablation ist eine kontinuierliche Überwachung der Ablationszone mit Hilfe von morphologischer und funktioneller Bildgebung (Thermometrie) notwendig, damit der Tumor vollständig zerstört und ein ausreichender Sicherheitssaum, bei gleichzeitigem Schutz des gesunden Gewebes, erzeugt werden kann. Der operative Ablauf einer MRT-geführten Ablation ist in der Abb. 3.3 ersichtlich. Er beruht auf dem Prüfplan von Prof. Dr. Frank Wacker und Dr. Bennet Hensen, der innerhalb eines Ethikantrages zur Durchführung einer „Klinischen Evaluation von MRT-geführter Mikrowellenablation und Thermometrie von primären und sekundären Malignomen der Leber und Niere“ an der medizinischen Hochschule Hannover erstellt wurde und aktuell durchgeführt wird [74].

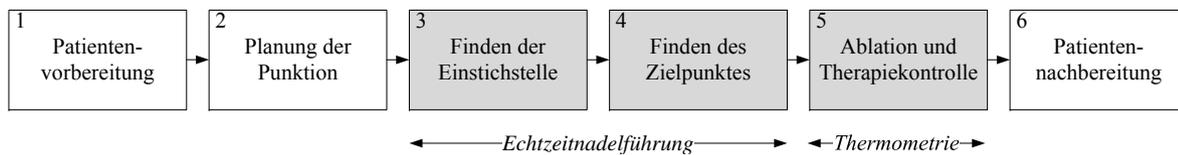


Abbildung 3.3: Prinzipieller Ablauf einer MRT-geführten Ablation von Lebertumoren.

Zu Beginn einer Intervention wird der Patient entsprechend vorbereitet. Dies beinhaltet neben einer patientengerechten Aufklärung, die Lagerung des Patienten auf dem Untersuchungstisch unter Nutzung entsprechender Lagerungshilfen sowie eine Intubationsnarkose. Die Anästhesie kontrolliert kontinuierlich den Blutdruck und die Sauerstoffsättigung des Patienten. Der Medizinisch-technischer Radiologieassistent (MTRA) positioniert im nächsten Schritt eine flexible Empfangsspule über das zu abladierende Areal. Eine Aufnahme eines auf dem Untersuchungstisch gelagerten Patienten ist in der Abb. 3.4.a auf Seite 31 ersichtlich. Das Zielgebiet wird mit Hilfe des MRT-Tisches in das Isozentrum des MRT-Scanners gefahren (1. Patienten-vorbereitung). Sobald sich der Patient im Inneren des MRTs befindet, werden morphologische Planungsdaten aufgenommen. Unter zusätzlicher Einbeziehung der präinterventionell aufgenommenen diagnostischen Datensätze kann der verantwortliche Radiologe (Interventionalist) die Einstichstelle sowie die Zielposition des Applikators im Tumor planen (2. Planung der Punktion). Darauf aufbauend ist es erforderlich, zunächst die Einstichstelle zu finden und zu markieren (3. Finden der Einstichstelle). Nach ausgiebiger Hautdesinfektion der markierten Einstichstelle am Eingang des Patiententunnels, deckt der MTRA die benachbarte Haut und die genutzte Oberflächenspule steril ab (siehe Abb. 3.4.b auf Seite 31). Im nächsten Schritt erfolgt die Betäubung des Zugangsweges durch ein Lokalanästhetikum. Dadurch kann der Interventionalist bei entsprechendem Vorschub der Nadel mit dem Finden des Zielpunktes starten (4. Finden des Zielpunktes). Sobald die Ablationsnadel erfolgreich positioniert ist, wird das

Zielgebiet abhängig von der Größe des Tumors, der genutzten Nadel und den Herstellerspezifikationen für eine Zeit t ablatiert. Typischerweise liegt diese für die MWA zwischen 7,5 min und 10 min. Während der Ablation erfolgt die Aufnahme von Thermometriebildern. Zur Überprüfung der erzielten Ablation wird im Anschluss ein zusätzlicher T_1 -gewichteter Datensatz aufgenommen. Bei unvollständiger Ablation sollte der Applikator repositioniert und eine erneute Ablation durchgeführt werden (5. Ablation und Therapiekontrolle). Die finale Verifizierung der Nekrosezone findet mit Hilfe von Kontrastmittel statt. Am Ende der Intervention wird der Patient von der Patientenliege umgelagert und gegebenenfalls im Aufwachraum extubiert. Die Verlaufskontrolle findet drei und zwölf Monate nach der Ablation statt.

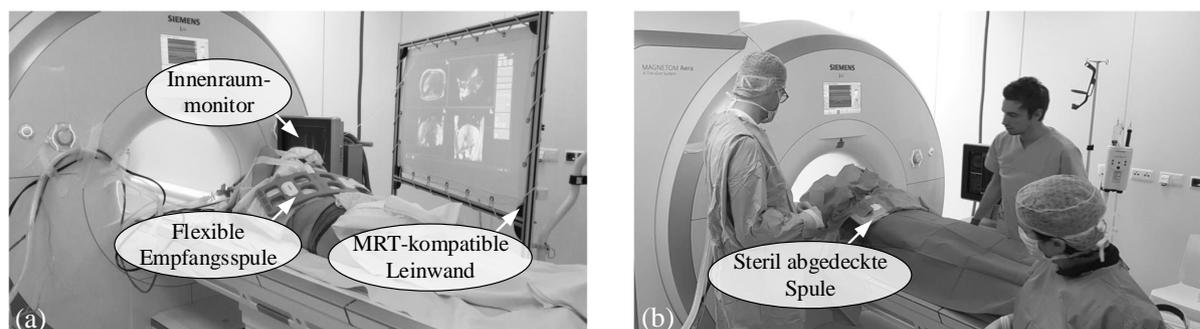


Abbildung 3.4: Beispiel einer Patientenvorbereitung und Sterilisierung für eine MRT-geführte Ablation von Lebertumoren. **a**| Lagerung des narkotisierten Patienten auf dem Untersuchungstisch mit flexibler Empfangsspule [60]. **b**| Sterilisierung des Patienten und der verwendeten Spule [60].

Die Komplexität sowie die Effektivität und somit die Dauer der Intervention wird maßgeblich von den Schritten drei bis fünf beeinflusst, die in der Abb. 3.3 auf Seite 30 grau hinterlegt sind. Zusätzlich entscheidet das Zusammenspiel dieser Schritte letztendlich darüber, ob eine vollständige Zerstörung des HCC und somit eine A0-Ablation gewährleistet werden kann. Für alle drei Arbeitsschritte existieren diverse Lösungsansätze, die unterschiedliche Anforderungen an den Interventionalisten stellen und somit die Komplexität des Arbeitsablaufes maßgeblich beeinflussen. Das folgende Kapitel bietet deshalb einen kurzen Einblick in den jeweiligen Stand der Forschung. Die beiden Schritte des Findens der Einstichstelle und des Zielpunktes sind in diesem Zusammenhang in dem Begriff Echtzeitnadelführung zusammengefasst. Bei der Ablation und Therapiekontrolle spielt die bewegungskorrigierte Thermometrie die zentrale Rolle.

3.2.1 Echtzeitnadelführung

Finden des Eintrittspunktes

Zu den meist genutzten Verfahren zum Auffinden des Eintrittspunktes zählt die kontinuierliche Aufnahme einer Zielschicht, die entlang der Einstichstelle geplant ist. Zur zusätzlichen Orientierung werden bis zu zwei sich orthogonal oder mit einer bestimmten Distanz parallel zur Zielschicht zueinander befindlichen Ebenen aufgenommen. Die Interventionalisten verwenden dann ihren im MRT-Bild sichtbaren Finger oder eine wassergefüllte Spritze, um den Eintrittspunkt zu finden [1,75,76]. In der Abb. 3.5 ist das Finden des Eintrittspunktes unter Verwendung von drei parallelen Schichten sowie dem Finger zu sehen.

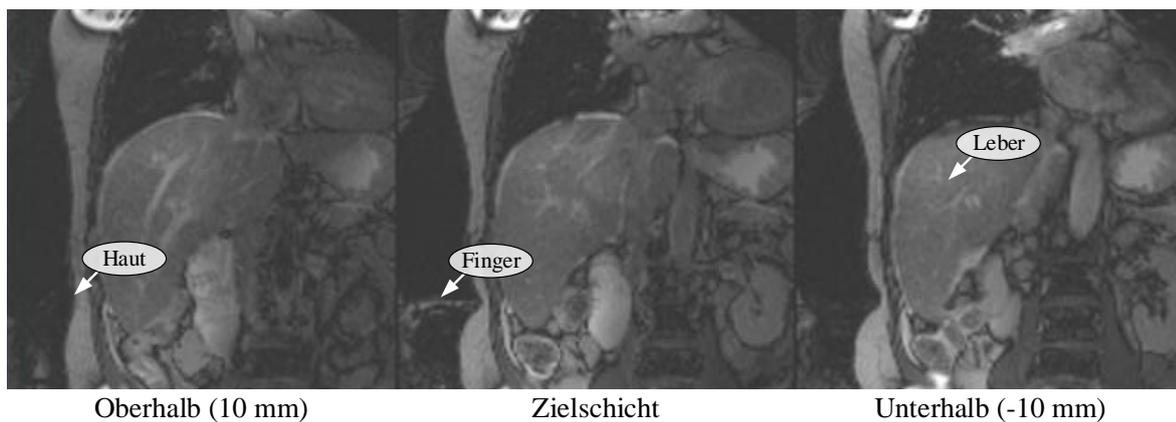


Abbildung 3.5: Beispiel für die Echtzeitnadelführung im MRT während des Findens der Einstichstelle mit Hilfe drei paralleler Schichten (Distanzfaktor 10 mm) und dem Finger [60].

Ein weiterer Ansatzpunkt ist die Verwendung von MRT sichtbaren Markern, die innerhalb des Planungsdatensatzes erkennbar sind. Relativ dazu betrachtet kann der Interventionalist die Position des Eintrittspunktes bestimmen und entsprechend auf den Patienten übertragen [15]. Obwohl beide Verfahren zunächst unkompliziert erscheinen, können diese auch schnell komplex und somit zeitaufwendig werden [15]. Zusätzlich ist die Verwendung von z. B. dem Finger zur Lokalisation des Eintrittspunktes mit einer entsprechend fingergroßen Unsicherheit behaftet [77]. Rothgang *et al.* präsentieren mit der Einführung des Interactive Front End (IFE) (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) ein drittes Verfahren [15]. Basierend auf der Planung von Eintritts- und Zielpunkt fährt der MTRA den Patiententisch zunächst um eine definierte Distanz z_{Tisch} entlang der Pz -Achse heraus. Anschließend schaltet der Interventionalist den Laser, der zur Festlegung des Messzentrums verwendet wird, ein und trägt relativ zu dessen Ursprung den Abstand x_{Lateral} entlang der Px -Achse mit Hilfe eines MRT-kompatiblen Maßbandes ab. Nach entsprechender Markierung der Eintrittsstelle und Vorbereitung des Einstichkanals kann der Patient wieder in das Isozentrum des MRT gefahren werden, wo die Punktion gestartet wird [15]. In diesem Zusammenhang findet jedoch die Position des Eintrittspunktes in Py -Richtung und somit die Rundung des Patienten keine Berücksichtigung, was zu einem entsprechenden Fehleranteil führt.

Finden des Zielpunktes

In der Abb. 3.6 ist eine Übersicht der publizierten Ansätze für das Finden des Zielpunktes am geschlossenen MRT-System dargestellt.

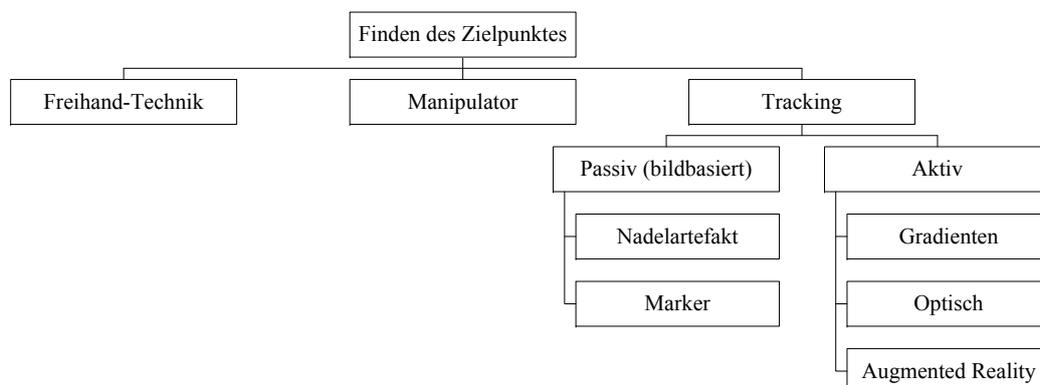


Abbildung 3.6: Übersicht der möglichen Verfahren zum Finden des Zielpunktes am geschlossenen MRT-System.

Die Freihand-Technik gilt in diesem Zusammenhang als die einfachste und erfolgversprechendste Methode [5, 15]. Innerhalb dieser Vorgehensweise wird das Interventionsinstrument unter kontinuierlicher Echtzeitbildgebung zum Zielgebiet gebracht [78]. Dazu werden entweder drei parallele (siehe Abb. 3.7 auf Seite 34) oder bis zu drei orthogonal zu einander stehende Schichten verwendet, die wie bereits bei der Definition des Eintrittspunktes beschrieben, entsprechend dem geplanten Einführungsweg ausgerichtet sind [1, 5]. Idealerweise sollte so eine kontinuierliche Darstellung von Instrument, Zielstruktur und umliegenden Risikostrukturen gewährleistet sein. Die Darstellung der in Echtzeit aufgenommenen Bilder erfolgt auf Leinwänden mit einem Beamer oder auf MRT-kompatiblen Innenraummonitoren (siehe Abb. 3.4.a auf Seite 31) [5]. Neben der konventionellen Anzeige der MRT-Bilder innerhalb der Bedienoberfläche des MRT-Scanners, existieren diverse interventionelle Plattformen der Hersteller wie z. B. das IFE [15, 79, 80]. Als Sequenzen werden zusätzlich zur T_1 -gewichteten FLASH-Sequenz, die T_2 -gewichtete Turbo Spin Echo (TSE)-Sequenz oder Half Fourier-Acquired Single Shot Turbo Spin Echo (HASTE)-Sequenz genutzt. Des Weiteren finden die T_1/T_2 -gewichtete Fast Imaging with Steady-State Precession (FISP)-Sequenz und die True Fast Imaging with Steady-State Precession (TrueFISP)-Sequenz Anwendung [4, 5, 79]. Der Vorteil der Freihand-Technik liegt in der möglichen Echtzeitüberwachung der aktuellen Nadeltrajektorie, die insbesondere in bewegten Organen, wie z. B. der Leber, von zentraler Bedeutung ist [24]. Abweichungen von der geplanten Trajektorie können somit kontinuierlich angepasst und auf Komplikationen, wie Verbiegungen der Nadel, adäquat reagiert werden [21]. Zudem benötigt die Freihand-Technik kein zusätzliches Equipment und deren Arbeitsablauf ähnelt dem der US-gestützten minimal-invasiven Eingriffe [15]. Ein Nachteil der Methode liegt in der manuellen, fehlerbehafteten Anpassung der Bildebenen, insbesondere am Anfang der Intervention und sobald sich die Nadel nicht mehr in einer der Bildebenen befindet. Des Weiteren ist die Kommunikation durch massive Umgebungsgeräusche der schaltenden Gradienten im MRT ohne

teure empfindliche Hilfsmittel, wie z. B. faseroptische Mikrofone, stark eingeschränkt. Dies macht den Prozess beschwerlich und zeitaufwendig, insbesondere bei komplexen Trajektorien [1, 11, 15, 16, 78, 81]. Zudem rufen die verwendeten Interventionsinstrumente Bildverzerrungen (Artefakt) hervor, die eine genaue Bestimmung des Nadelschafts und dessen Spitze enorm beeinträchtigt [82]. Zusätzlich wird sowohl die Größe als auch die Position des Artefaktes relativ zur Nadel von vielfältigen Faktoren beeinflusst: Nadelmaterial, Pulssequenz, Feldstärke des Hauptmagnetfeldes, Orientierung der Nadel relativ zum Hauptmagnetfeld, Empfängerbandbreite und Frequenzcodierichtung [5]. Das erschwert wiederum ein genaues Positionieren des Interventionsinstrumentes [83].



Abbildung 3.7: Exemplarisches Beispiel für die Echtzeitnadelführung im MRT während des Findens des Zielpunktes mit Hilfe der Freihand-Technik unter der Verwendung von drei parallelen Schichten (Distanzfaktor 10 mm) [60].

Eine Möglichkeit zur Unterstützung der Freihand-Technik in geschlossenen MRT-Systemen bietet der Einsatz von Manipulatoren. *Christoforou et al.* entwickelten einen mit Hilfe von Ultraschallmotoren angetriebenen MRT-kompatiblen Manipulator, der vom Interventionalisten über ein Master/Slave System gesteuert wird und direkt mit dem MRT verbunden ist. Die Bildebenen werden basierend auf der aktuellen Position des Manipulators kontinuierlich entlang des Interventionsinstrumentes ausgerichtet und ermöglichen eine bildgeführte Kontrolle [18]. Ein ähnliches System wurde von *Tsekos et al.* vorgestellt [84]. Obwohl das Einführen der Nadel mit Hilfe eines mechanischen Systems potenziell genauer und schneller durchgeführt werden kann, ist das fehlende haptische Feedback für den Interventionalisten ein zentrales Problem [18]. Weitere Forschungsgruppen verwendeten Manipulatoren daher primär zur Pfadunterstützung. Basierend auf dem Planungsdatensatz richten sich die Manipulatoren samt Interventionsinstrument teilweise automatisch entlang der geplanten Trajektorie aus. Der Interventionalisten selbst schiebt die Nadel zum Zielgebiet, außerhalb des Patiententunnels, vor [11, 85, 86]. In diesem Kontext bleibt das haptische Feedback erhalten. Bewegungen werden jedoch nicht berücksichtigt, was den Interventionalisten beim Eingriff in Organe wie die Leber dazu zwingt, den Atem des Patienten punktuell anzuhalten [11]. Viele Manipulatoren für die iMRT an geschlossenen Systemen existieren daher primär z. B. für neurologische

Anwendungen [87, 88] oder für die Prostata [89, 90]. Darüber hinaus sind laut *Fischer et al.* die bisherigen MRT-kompatiblen Manipulatoren vor allem für einzelne individuelle Anwendungen gefertigt. Diese weisen eine hohe technische Komplexität auf [10, 24].

Eine andere Möglichkeit stellt das passive bildbasierte Tracken dar, bei dem das Artefakt des Interventionsinstrumentes automatisch in der Bildebene detektiert wird [91]. Dazu sollte sich das Instrument jedoch bereits bis zu einem gewissen Grad mit entsprechender Ausrichtung im menschlichen Körper befinden und die Bildebene entlang der Nadel ausgerichtet sein. Die akkurate Lokalisierung des Nadelartefaktes und die entsprechende Ausrichtung der Bildebene ist teilweise stark fehlerbehaftet, da das Artefakt durch vielfältige Faktoren wie z. B. die Orientierung zum Hauptmagnetfeld beeinflusst wird [16, 92]. Eine Weiterentwicklung stellt die Verwendung und Detektion von zusätzlichen, am distalen Ende der Nadel angebrachten passiven Markern dar, die z. B. mit MRT-sichtbaren Kontrastmittel gefüllt sind [93, 94]. Diese ermöglichen sowohl die Führung als auch die Anpassung der Bildebenen bereits außerhalb des menschlichen Körpers [93, 95]. Obwohl das Signal der passiven Marker nicht so vielfältig wie das der Nadel beeinflusst wird, können Fehler während der Detektion auftreten. Dazu zählen neben MRT-Signalen gleicher Intensität auch durch Inhomogenitäten im Hauptmagnetfeld bzw. Nichtlinearitäten der Gradientenfelder hervorgerufene Bildverzerrungen [29, 93]. Darüber hinaus gehen laut *Maier* die zusätzlichen Berechnungen bezüglich der Nadel- sowie der neuen Bildposition mit einer geringeren zeitlichen Auflösung einher [29]. Das passive bildbasierte Tracken findet vor allem Anwendung in intravaskulären Interventionen unter Verwendung weiterer vielfältiger Lösungsansätze [16].

Neben dem passiven Tracken des Interventionsinstrumentes existieren aktive Trackingverfahren mittels am Nadelende angebrachter Sensoren. Diese dienen zur direkten Kontrolle der Bildebenen und erhöhen die Genauigkeit. Die Sensoren bestehen im Falle des gradientenbasierten Trackings EndoScout (Robin Medical Inc., Baltimore, Vereinigte Staaten) aus ein oder zwei sich orthogonal zueinander befindlichen Mikrospulen. Dessen Position wird anhand der drei Gradientenfelder in P_x -, P_y - und P_z -Richtung bestimmt und dient zur automatischen Ausrichtung der Bildebenen [96, 97]. Die primäre Voraussetzung für das System ist die Positionierung der Sensoren im homogenen Volumen der Gradientenspulen [98]. Insbesondere in geschlossenen Systemen befindet sich das Ende der Interventionsinstrumente mit den angebrachten Sensoren jedoch vor allem zu Beginn der Intervention nicht in diesem Bereich. Eine bekanntere Methode in der iMRT sind daher die optischen Trackingsysteme. Diese kombinieren die Genauigkeit eines stereotaktischen Ansatzes mit der Einfachheit der Freihand-Technik und ermöglichen die interaktive Manipulation von Bildebenen in verschiedensten Trajektorien durch den Interventionalisten, selbst wenn sich die Nadel noch außerhalb des Patienten befindet [5, 92]. Dazu werden entweder mehrere Leuchtdioden (aktiv) oder retroreflektierende Marker (passiv) an das Ende eines Interventionsinstrumentes mit Hilfe einer entsprechenden Halterung angebracht. Eine sich außerhalb des MRT befindliche Stereokamera detektiert die Position der aktiven bzw. passiven Marker durch zwei nebeneinander angebrachte Objektive. Die detektierten Positionen werden dann entsprechend an eine interventionelle Plattform

oder den Kontrollcomputer des MRT weitergeleitet [99]. Um die Position des Instrumentes relativ zum MRT-Bild des Patienten darstellen und/oder diese steuern zu können, ist eine entsprechende mathematische Transformation zwischen dem Kamerakoordinatensystem und dem physikalischen Koordinatensystem notwendig [99]. Zusätzlich sollte die Position und Orientierung der Nadel relativ zu den angebrachten Sensoren bekannt sein. Im Bereich der offenen, interventionellen MRT wurden sowohl am Double Donut System als auch am C-Arm förmigen MRT erfolgreich Interventionen unter Verwendung von aktiven [2,6,71,100,101] und passiven optischen Markern [3,92,102] durchgeführt. In geschlossenen Systemen ist die interaktive Steuerung der Bildebenen in Echtzeit an Organen, wie z. B. der Leber, nur eingeschränkt möglich. Der Grund dafür liegt in der Problematik der Sichtlinie. Die sich außerhalb des MRT befindliche Stereokamera ist meist nicht in der Lage, die sich im Patiententunnel befindlichen Marker zu detektieren [98]. *Busse et al.* entwickelten daher einen Ansatz für geschlossene MRT-Systeme, bei dem sich der Interventionalist innerhalb eines zuvor aufgenommenen 3D-Datensatz am Eingang des Patiententunnels mittels optisch getrackten Markern navigieren kann [12,23,103]. Die Intervention an bewegten Organen ist in diesem Fall jedoch nur durch entsprechende Atemhaltetechniken oder Ruhigstellung des Patienten möglich [23]. Dieselben Umstände gelten für Augmented Reality (AR) Systeme. Hierbei werden dem Interventionalisten innerhalb einer AR Brille [22], oder auf einem LCD Display [10,104,105], virtuell zusätzliche Navigationsinformationen auf dem Patienten neben dem zuvor aufgenommenen 3D-Datensatz eingeblendet. Dazu ist es erforderlich, dass sich der Patient am Eingang des MRT befindet.

Die Gruppe um *Barkhausen et al.* hat in ihrem White Paper aus dem Jahre 2017 zusammenfassend festgehalten, dass die Interaktion mit dem MRT während einer Echtzeitnadelführung immer noch dringend einer Verbesserung bedarf [14]. Eine adäquate Echtzeitnadelführung ist wiederum der zentrale Aspekt für das genaue und sichere Platzieren der Ablationsnadel innerhalb eines effizienten Arbeitsablaufes [4,14].

3.2.2 Bewegungskorrigierte Thermometrie

Die thermischen Eigenschaften und Perfusionscharakteristiken in der Leber unterscheiden sich von Patient zu Patient. Trotz gleicher Einstellungen im MWA-Gerät erzeugen die individuellen Gegebenheiten vergleichsweise unterschiedliche Ablationsvolumina, die zudem noch von den theoretischen Angaben der Hersteller abweichen können. Hinzu kommt der Aspekt, dass unerwünschte Kühlungseffekte durch Wärmeabtransport über zusätzliche Blutgefäße in Tumornähe entstehen. Dies führt gegebenenfalls zu einer Fehleinschätzung der resultierenden Nekrosezone, womit letztendlich eine unvollständige Ablation herbeigeführt wird. Andererseits kann jedoch auch nahegelegenes Gewebe, wie z. B. die Gallenblase oder die Gallengänge, geschädigt werden. Für eine vollständige Zerstörung des Tumors ist eine präzise Temperaturüberwachung während der Ablation daher zwingend notwendig.

Die am häufigsten verwendete Methode zur Therapieüberwachung ist, wie bereits im Kapitel 2.1.2 auf Seite 12 erläutert, die PRF-Thermometriemethode. Diese Methode basiert auf der Aufnahme von zwei aufeinanderfolgenden Phasenbildern und ist somit sehr empfindlich gegenüber Bewegungen [25, 106]. Die Leber hingegen weist infolge der Atmung diverse Bewegungsmuster auf. Die vorherrschende Bewegungsrichtung ist entlang der $^{\text{Pa}}z$ -Achse mit $\Delta z = 13$ mm für die flache Atmung und $\Delta z = 39$ mm für tiefe Atmung orientiert [107]. In $^{\text{Pa}}y$ -Richtung beläuft es sich auf 2,5 mm [107]. Zusätzlich berichteten *Rohlfing et al.* von einer nicht-rigiden Leberbewegung von bis zu 20 mm [108]. Im Fall, dass die Bewegung während der Aufnahme von verschiedenen k-Raum Zeilen auftritt (intra-scan), wird der k-Raum inkonsistent, wodurch Bildartefakte entstehen. Bewegungen zwischen dem aktuell aufgenommenen Phasenbild und dem Referenzbild (inter-scan) behindern wiederum die Temperaturberechnung, weil diese die Bildphase ϕ des gleichen Voxels zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten $t_{1/2}$ benötigt [109]. Zusätzlich führt die Bewegung zu zeitabhängigen lokalen Magnetfeldinhomogenitäten, weshalb der Phasenanteil ϕ_0 in der Gleichung (2.21) auf Seite 13 nicht mehr durch Differenzbildung entfällt [110]. Die Folge sind verfälschte Temperaturkarten, weshalb bis heute die Einschätzung der Nekrosezone primär anhand von zusätzlichen T_1 -gewichteten Datensätzen mit teilweiser Kontrastmittelgabe erfolgt. Aus diesem Grund haben diverse Forschungsgruppen in den letzten Jahren verschiedene Ansätze zur Bewegungskorrektur erforscht. Diese lassen sich, wie in der Abb. 3.8 dargestellt, in die folgenden vier Kategorien unterteilen: Generelle Methoden zur Bewegungskompensation, bibliotheksbasierte Ansätze, referenzlose Thermometrie und hybride Konzepte.

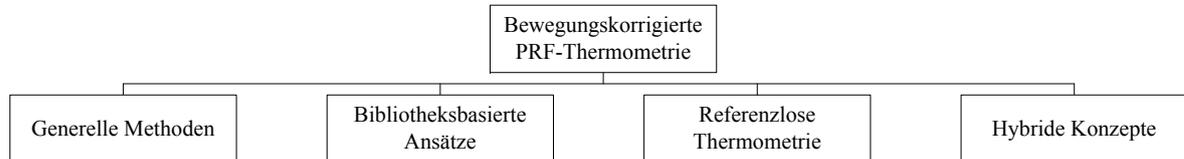


Abbildung 3.8: Übersicht möglicher Verfahren zur Bewegungskorrektur von PRF-Thermometrie.

Zu den generellen Methoden zur Bewegungskompensation von intra-scan Bewegung gehört die Beschleunigung der Bildgebung, entweder durch die Verwendung von Echo-Planar-Imaging (EPI) statt konventioneller FLASH-Sequenz [111] oder die Nutzung von paralleler Bildgebung beim Gebrauch von mehrkanaligen Empfängerspulen [25, 112]. Beide Verfahren bergen jedoch eine höhere Anfälligkeit gegenüber Bildartefakten und weisen einen vergrößerten Rauschanteil auf, was wiederum die Temperaturberechnung verfälschen kann [109, 113]. Ein weiterer Ansatz zur Reduzierung der Bewegungsanfälligkeit ist die Änderung des Aufnahmeschemas des k-Raums von kartesisch zu radial [114]. Jedoch ist es erforderlich die radial angeordneten Messpunkte vor der inversen Fourier-Transformation zur Gewinnung des MRT-Bildes auf ein kartesisches Raster zu interpolieren, was zu einem unscharfen Bild führen kann [115].

Inter-scan Bewegungen lassen sich am einfachsten reduzieren, indem der Patient den Atem anhält. Jedoch hängt der Erfolg des Ansatzes sehr stark von den Atemanhaltefähigkeiten des Patienten ab [116]. Darüber hinaus finden die meisten Ablationsverfahren unter Vollnarkose statt. Zuverlässigere Methoden in der Vollnarkose sind daher durch das Beatmungsgerät hervorgerufene Atemstillstände [117] oder die Beatmung eines einzelnen Lungenflügels [118]. Beide Ansätze sind allerdings schlecht reproduzierbar und erhöhen die Interventionsdauer, da eine gewisse Regenerierungszeit des Patienten zwischen den Atemstillständen notwendig ist [17, 43, 119]. Die am häufigsten angewendete Methode ist daher die kontinuierliche Atemtriggerung, bei der die Bildaufnahme durch ein Triggersignal ausgelöst wird [41, 73, 120]. Das Signal kann z. B. durch das Beatmungsgerät an sich, durch einen Atemgurt oder durch Kameraaufnahmen der sich bewegenden Hautoberfläche generiert werden [17]. Bei allen drei Methoden erfolgt jedoch keine direkte Einschätzung der Leberbewegung, womit die Daten nur bis zu einem gewissen Maße korrigiert werden können [120]. Zusätzlich berücksichtigt das Verfahren nur periodische Änderungen. Studien an Patienten, die während einer Laserablation in der Leber stattfanden, haben daher gezeigt, dass trotz Atemtriggerung mit einem Atemgurt Temperaturvariationen von 1 °C bis zu 8 °C in den nicht-erwärmten Bereichen der Leber feststellbar sind [41].

Eine weitere Möglichkeit stellt die Detektion und entsprechende Korrektur der inter-scan Leberbewegung durch die Bildgebung an sich dar. Dazu werden sogenannte Navigator-Echos verwendet, die in die Sequenz integriert sind [121]. Diese liefern Informationen, um die MRT-Bilder entsprechend ihrer Bewegung prospektiv nachzuführen [110, 122], retrospektiv zu korrigieren [123, 124] oder ein Triggersignal zu generieren [125]. Navigator-Echos haben den Vorteil, dass diese keine zusätzliche Hardware benötigen und nicht-periodische Atembewegungen detektieren können [120, 126]. In vielen Fällen wird jedoch lediglich die vorherrschende Bewegung in $^{\text{Pa}}z$ -Richtung gemessen, während die $^{\text{Pa}}y$ -Richtung vernachlässigt wird [123]. Darüber hinaus verlängert sich durch das Einfügen des Navigator-Echos die Bildaufnahmezeit [127].

Eine robustere Kompensationsmethode von inter-scan Leberbewegungen stellen die bibliotheksbasierten Ansätze dar [128]. Dazu werden in einer sogenannten Lernphase, vor der eigentlichen Ablation, Referenzbilder zu verschiedenen Zeitpunkten des Atemzyklus aufgenommen und in einer Bibliothek hinterlegt. Während des eigentlichen Ablationsprozesses wählt ein Algorithmus das zum aktuell aufgenommenen Phasenbild passende Referenzbild in der Bibliothek aus, um die Phasendifferenz und somit die Temperaturdifferenz berechnen zu können [116]. Der Abgleich kann einerseits bildbasiert anhand von Ähnlichkeitsmaßen, wie z. B. dem Korrelationskoeffizienten [129, 130], erfolgen. *Vigen et al.* andererseits nutzten Navigator-Echos, um das passende Referenzbild zu finden [116]. *Ries et al.*, *Roujol et al.* und *Senneville et al.* entwickelten das Verfahren weiter [66, 131–133]. Sie analysierten zunächst Voxel für Voxel die in der Bibliothek hinterlegten Referenzbilder hinsichtlich ihrer Verschiebung mit speziellen Algorithmen, die eine komplexe Beschreibung der vorliegenden Deformation ermöglichen. Diese wird wiederum dazu verwendet, um ein lineares Modell zwischen vorliegender Atembewegung und der Phasenvariation zu generieren. Während des Ablationsprozesses ermittelt

das Verfahren die im Bild vorliegende Atembewegung, vergleicht diese mit dem generierten linearen Modell und wendet die entsprechende Phasenkorrektur an [66, 131]. Der Nachteil der bibliotheksbasierten Ansätze ist die zusätzlich benötigte Zeit zum Generieren der Bibliothek. Darüber hinaus können die vorgestellten Methoden lediglich Bewegungen kompensieren, die während der Lernphase auftreten. Spontane Bewegungsmuster oder nicht-rigide Deformationen können beispielsweise nicht korrigiert werden [40, 110, 128, 132].

Einen weiteren Ansatz stellt die referenzlose Thermometrie dar. Diese Methode benötigt keine Referenzbilder mehr und ist somit unabhängig von inter-scan Leberbewegungen. Das Verfahren nimmt an, dass der zu abladierende Bereich von einer sich nicht erheizenden Region mit genügend SNR umgeben ist, aus welcher die Referenzphase ermittelt werden kann. Die kreis- oder rechteckförmige Referenzregion wird anhand von Masken vor der eigentlichen Ablation definiert [106]. Während der Ablation ist es zunächst erforderlich, die Phasensprünge von $-\pi$ auf $+\pi$ in jedem neu ankommenden Bild, z. B. mit dem Goldstein, Zebker und Werner's Algorithmus, zu beseitigen [134]. Darauf aufbauend erfolgt die Extrahierung der Phasendaten aus der Referenzregion, um eine 2D-Ebene entlang des erhitzten Bereiches zu approximieren [106]. Die resultierende Referenzphase wird von der in der erhitzten Region vorliegenden Phase abgezogen, um eine Temperaturdifferenz zu berechnen. Die Approximation der Referenzphase kann auf unterschiedliche Weise erfolgen [106, 126, 135–141]. Laut *Grissom et al.* ist die referenzlose Thermometrie „[...] immune to motion“ [128]. Drifts des statischen Hauptmagnetfeldes bedürfen keiner Korrektur mehr [106]. Zusätzlich ist das Verfahren robuster gegenüber Magnetfeldstörungen [110]. Der Nachteil der referenzlosen Thermometrie ist jedoch ihre Referenzregion. Diese darf weder größere Blutgefäße und Fettgewebe noch Bildartefakte oder durch Erhitzung hervorgerufene Phasenänderungen enthalten, da die Temperaturberechnung ansonsten verfälscht wird [41, 106, 126]. Letzteres erschwert besonders die adäquate Einschätzung der Position der Referenzregion vor der eigentlichen Ablation, z. B. während der Verwendung von effektiven RFA Applikatoren [40, 43]. Aus diesem Grund wird die referenzlose Thermometrie daher vorwiegend zur Therapieüberwachung von HIFU [142] oder LITT [135] eingesetzt, da diese Verfahren kleinere Ablationsareale im Vergleich zur RFA und MWA aufweisen.

Die Vor- und Nachteile der bibliotheksbasierten Ansätze sowie der referenzlosen Thermometrie sind komplementär zueinander. Aus diesem Grund kombinierten Forschungsgruppen die beiden Verfahren in hybride Konzepte, um die jeweiligen Schwächen durch die individuellen Stärken zu kompensieren. *Senneville et al.* veröffentlichten eine Methode, die automatisch zwischen dem bibliotheksbasierten Ansatz und der referenzlosen Thermometrie wechselt [40]: Initial erfolgt die Berechnung der Temperaturdifferenz anhand der Referenzbilder in der Bibliothek. Zusätzlich wird die Referenzregion in Abhängigkeit von der vorliegenden Atembewegung aktualisiert. Wenn spontane Bewegungsmuster auftreten, wechselt die Methode automatisch zur referenzlosen Thermometrie und berechnet die Temperaturdifferenz unter Berücksichtigung der zuletzt aktualisierten Referenzregion. Somit können durch Erhitzung hervorgerufene Phasenveränderungen vermieden werden. Blutgefäße, Fettgewebe und Bildartefakte

werden jedoch weiterhin nicht berücksichtigt. Ein weiterer Nachteil ist die benötigte Zeit zum Generieren der Bibliothek [40]. Ein anderes hybrides Konzept stellte die Gruppe um *Grissom et al.* vor [128]. Sie veröffentlichten ein mathematisch-physikalisches Modell, das die drei Ursachen einer Phasenänderung (Hintergrundphase der Anatomie, lokale Phasenvariation und durch Erhitzung hervorgerufene Phasenänderung) umfassend beschreibt. Die Informationen über die Hintergrundphase der Anatomie stammen von vor der eigentlichen Ablation aufgenommenen Referenzbildern. Lokale Phasenvariationen und durch Erhitzung hervorgerufene Phasenänderungen werden anhand der aktuell vorliegenden Phasenbilder während des Ablationsprozesses ermittelt. Obwohl die Temperaturänderung laut der Forschungsgruppe als robuster eingeschätzt werden kann, benötigt diese Methode ein gewisses Maß an Interaktion, um beispielsweise die Anzahl der benötigten Iterationsschritte zu definieren. Auf Grund der langen Rechenzeiten ist das Verfahren derzeit ungeeignet für eine Echtzeit-Therapieüberwachung [128].

Bis zum heutigen Zeitpunkt hat sich die PRF-basierte Thermometrie als Therapiekontrolle jedoch nicht in bewegten Organen durchsetzen können [33]. Aus diesem Grund erfolgt derzeit die Therapiekontrolle erst im Anschluss der Ablation. Dies erhöht das Risiko einer zeitintensiven Repositionierung des Applikators. Eine präzise, einfache bewegungskorrigierte Thermometrie in Echtzeit als Therapiekontrolle hingegen, könnte eine zeiteffiziente vollständige A0-Ablation gewährleisten.

4 Beitrag der Arbeit

Der Beitrag dieser Arbeit besteht in der Integration des neuartigen MRT-kompatiblen optischen MPT in ein geschlossenes wide-bore MRT für eine adäquate Navigationsunterstützung während einer MRT-geführten Intervention. Dazu wurden aktiv getrackte MP-Marker an das distale Ende eines Interventionsinstrumentes gebracht und kontinuierlich durch die im Inneren des Patiententunnels befindlich Kamera detektiert. Die Dissertation betrachtete zwei Teilaspekte: Die Echtzeitnadelführung und die bewegungskorrigierte Thermometrie mit Hilfe des MPT.

Echtzeitnadelführung

Auf der einen Seite wurde eine interaktive Echtzeitnadelführung mit dem MPT implementiert, um ein genaues und sicheres Platzieren der Ablationsnadel innerhalb eines effizienten Arbeitsablaufes zu ermöglichen.

Dazu war es zunächst notwendig, die Entwicklung einer neuen Kamera durch den Hersteller Metria Innovation, Inc. zu initiieren und zu begleiten. Der Grund hierfür war, wie bereits im Kapitel 2.3.1 auf Seite 20 anfänglich erläutert, das zu geringe FOV der VL Kamera, wodurch der MP-Marker nicht kontinuierlich detektiert werden konnte. Die final entstandene IR Kamera wurde darauf aufbauend in Hinblick auf den vorliegenden Temperaturdrift, die Präzision und Genauigkeit am MRT untersucht.

Im nächsten Schritt galt es, eine adäquate Instrumentenkalibrierung zu erforschen. Zur Steuerung der MRT-Bildgebung mit Hilfe der Mikrowellenablationsnadel und einem distal angebrachten MP-Marker ist es notwendig, die Transformation zwischen dem Marker und der Nadel zu kennen. Dazu wurden zwei Herangehensweise untersucht: Die Instrumentenkalibrierung mit Hilfe eines Kalibrierbrettes und die Instrumentenkalibrierung mit Hilfe eines Kalibrierkörpers. In beiden Fällen erfolgten die Konstruktion des Kalibriergegenstandes, die analytische Herleitung des Kalibrierverfahrens und deren Implementierung, die Durchführung des Kalibrierprozesses sowie die abschließende Evaluierung der Kalibrierung mit Hilfe eines eigens entwickelten Validierungsprozesses. In diesem Zusammenhang wurde von der im klinischen Umfeld eingesetzten Mikrowellenablationsnadel auf eine Keramiknadel gewechselt, um die letztendliche Evaluierung der Kalibrierung besser einschätzen zu können. Für die Keramiknadel wurde eine entsprechende 3D-gedruckte Halterung für die Anbringung mehrerer MP-Marker konstruiert.

Ausgehend von der GRE-Sequenz `mz_gre_xpace` zur Bewegungskorrektur sowie deren zugehörigen Bibliothek `mz_lib_xpace` wurde im nächsten Schritt eine Pulssequenz sowie ein ICE-Programm konzipiert und implementiert, welches eine interaktive Echtzeitnadelführung im MRT ermöglicht. Mit der neuen Echtzeitnadelführungssequenz stehen Navigations- und Visualisierungskonzepte zur Verfügung, die sowohl für das Finden des Eintrittspunktes als auch des Zielpunktes genutzt werden können. Die Entwicklung der Visualisierungskonzepte erfolgte durch eine enge Kooperation mit einem Radiologen.

Beim Finden des Eintrittspunktes werden dem Nutzer bei Verwendung der Echtzeitnadelführung mit dem MPT kontinuierliche Bildaufnahmen von bis zu zwei senkrecht zueinander stehenden Bildschichten zentriert im geplanten Eintrittspunkt angezeigt. Anhand der detektierten MP-Marker sowie den Kalibrierungsinformationen wird die Position der Nadelspitze innerhalb der Bildschichten relativ zum Eintrittspunkt visualisiert. Es wurde eine Phantomstudie konzipiert und durchgeführt, um die entstandene Implementierung zum Finden des Eintrittspunktes evaluieren zu können.

Das Finden des Zielpunktes erfolgt mit Hilfe von zwei senkrecht zueinander stehende Bildschichten, die sich automatisch entlang der Nadel, zentriert in der Nadelspitze, basierend auf den an der Nadel angebrachten MP-Markern ausrichten. Über Translationen und Rotationen der Nadel kann der Nutzer die Bildschichten beliebig kontrollieren. Zusätzlich werden dem Nutzer Informationen über die Nadelspitze, deren Verlängerung und der Distanz der Nadelspitze zum Ziel zur Verfügung gestellt. Zur Evaluierung der Echtzeitnadelführung während des Finden des Zielpunktes wurde eine Nutzerstudie mit Experten und Laien konzipiert und durchgeführt.

Die Phantom- und Nutzerstudie lieferten den Nachweis für das genaue Platzieren des Interventionsinstrumentes sowie die intuitive, interaktive Handhabung mit Hilfe der erforschten Echtzeitnadelführung.

Bewegungskorrigierte Thermometrie

Auf der anderen Seite wurde eine neuartige Methode zur bewegungskorrigierten Thermometrie als Therapiekontrolle entwickelt. Dazu wird der am distalen Ende des Interventionsinstrumentes angebrachte MP-Marker, nach Platzierung mit der Echtzeitnadelführung, während der Ablation kontinuierlich weiter detektiert. Durch die rigide Verbindung bewegt sich der MP-Marker entsprechend der lokal im Ablationsareal vorliegenden Leberbewegung. Anhand der detektierten Bewegungsänderung kann jede einzelne k-Raum Zeile vor jeder Messung prospektiv justiert und die Gradientenmomente sowie die HF-Pulse korrigiert werden. Entsprechend überträgt sich der global existierende prospektive Bewegungskorrekturansatz mit Hilfe des MPT auf das lokal vorherrschende Bewegungsmuster. Das Ergebnis ist eine bewegungskorrigierte Thermometrie.

Das Verfahren wurde anhand von ex vivo Leberproben in einem sich periodisch bewegenden Apparat evaluiert. Auf Grund des Rauscheintrages des MWA-Gerätes war es jedoch zunächst notwendig, die verwendete Bewegungskorrektursequenz `mz_gre_xpace` zunächst soweit zu modifizieren, dass eine MRT-Messung weiterhin möglich war. Dafür wurde eine *Set Triggerpulse*

Option implementiert, die vor der ersten k-Raum Zeile und nach der letzten k-Raum Zeile ein optisches Triggersignal erzeugte und es über eine Konverterbox an das MWA-Gerät sendete. Dieses pausierte bei Erhalt des Signales für die Dauer der Messung, sodass eine Rauschreduzierung ermöglicht wurde.

Die Evaluierung der bewegungskorrigierten Thermometrie beinhaltete neben der Konzipierung des Messaufbaues, die Konstruktion des Messbehälters und die Implementierung eines Auswerteprogrammes zur Gewinnung der Temperaturdaten. Die Ergebnisse zeigten eine artefaktfreie, bewegungskorrigierte sowie genaue und präzise Temperaturüberwachung während einer Ablation mit Hilfe eines MWA-Gerätes.

5 Instrumentenkalibrierung

Der Ausgangspunkt für die Umsetzung einer genauen Echtzeitnadelführung ist eine adäquate Instrumentenkalibrierung. Die vorliegende Dissertation untersuchte deshalb zwei verschiedene Ansatzpunkte einer Instrumentenkalibrierung (siehe Kapitel 5.2 und 5.3 ab Seite 55). Auf Grund der bis dahin nicht vorhandenen Datenlage der neuen IR Kamera, in Kombination mit dem MRT, wurden zunächst der Temperaturdrift, die Präzision der neuen Kamera und deren Genauigkeit ermittelt (siehe Kapitel 5.1). Das vorliegende Kapitel enthält Teile der Veröffentlichungen [KKP⁺15] und [KO14a] (siehe Seite 149).

5.1 Temperaturdrift, Präzision und Genauigkeit der IR Kamera

5.1.1 Temperaturdrift

Im ersten Schritt galt es den Temperaturdrift der IR Kamera zu untersuchen. Wie bereits im Grundlagenteil im Kapitel 2.3.1 auf Seite 19 beschrieben, sind Drifts der VL Kamera nach einer Aufwärmzeit von 80 min vernachlässigbar [49]. Diese Datengrundlage wurde für die IR Kamera neu betrachtet.

Materialien und Methoden

Zur Untersuchung des Temperaturdrifts befand sich ein Phantom (mit Wasser gefüllte Plastikflasche) mit zusätzlichem MP-Marker (S:6019/M:208) im Isozentrum des MRT. Mit dem Einschalten der IR Kamera erfolgte eine kontinuierliche Aufnahme der Tracking- und Temperaturdaten über 160 min. Zusätzlich wurde die Standardabweichung s der Trackingdaten für verschiedene Zeitintervalle Δt mit unterschiedlichen Startzeitpunkten t_{Start} berechnet. Die Definition von Δt war in diesem Zusammenhang die folgende:

$$\Delta t = 160 \text{ min} - t_{\text{Start}} \quad (5.1)$$

Während der Messung lief keine zusätzliche Sequenz und es befand sich keine Person im Raum.

Ergebnisse

In der Abb. 5.1 und Abb. 5.2 auf Seite 48 ist der Verlauf der Trackingdaten über 160 min ersichtlich. Zusätzlich ist die Kamertemperatur über die Zeit t dargestellt. Die maximale Abweichung in $^P x$ -, $^P y$ - und $^P z$ -Richtung betrug 480,24 μm , 417,15 μm und 70,19 μm .

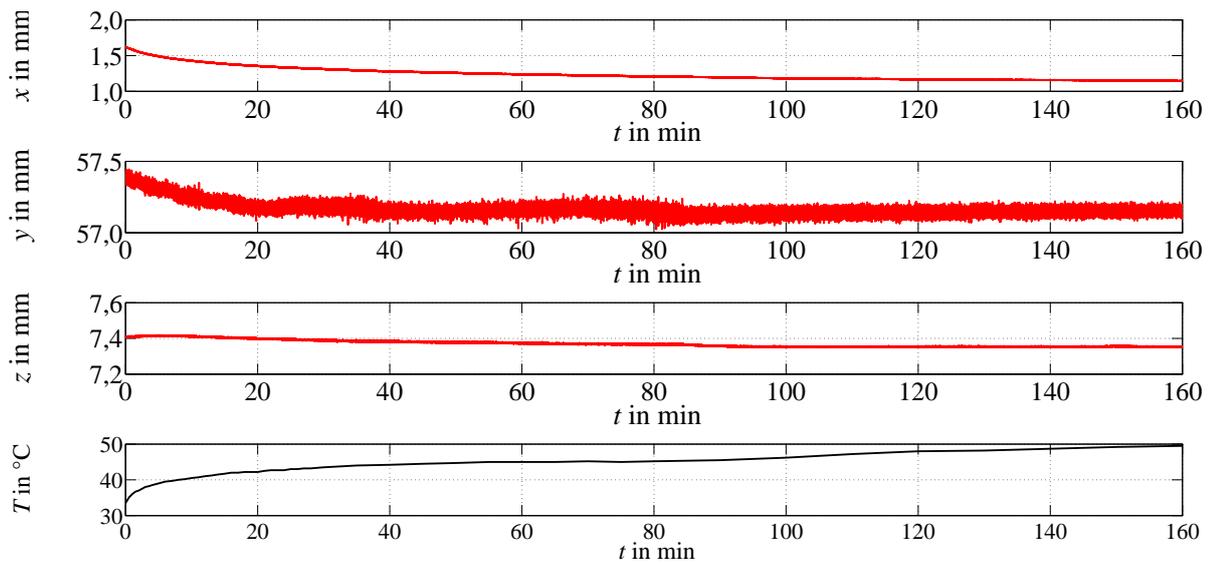


Abbildung 5.1: Verlauf der Koordinaten x , y und z der detektierten Position ${}^P P_i$ (rot) eines stationären MP-Markers über 160 min mit zugehöriger Kamertemperatur T (schwarz).

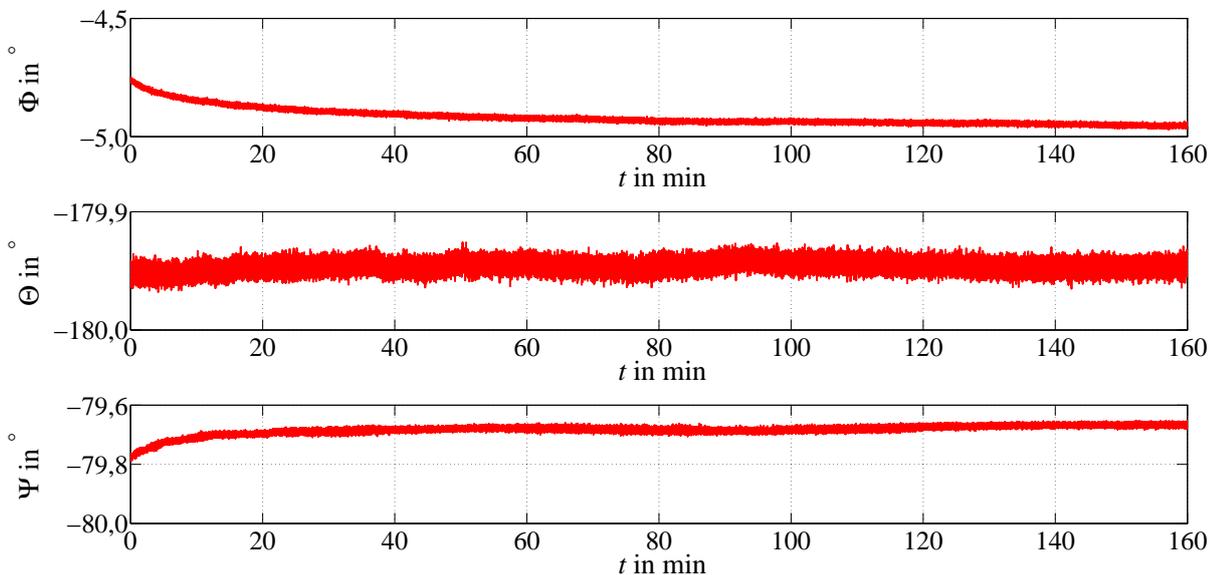


Abbildung 5.2: Verlauf der aufgenommenen Orientierung ${}^P q_i$ (rot) eines stationären MP-Markers als Euler-Winkel bestehend aus Φ , Θ und Ψ über 160 min.

Die maximalen Rotationsabweichungen, umgerechnet in Euler-Winkeln, ergaben um die ${}^P x$ -Achse für $\Delta\Phi_{\max} = 0,22^\circ$, für $\Delta\Theta_{\max} = 0,04^\circ$ um die ${}^P y$ -Achse, und für $\Delta\Psi_{\max} = 0,14^\circ$ um die ${}^P z$ -Achse (Definition der Euler-Winkel siehe Anhang A.1 auf Seite 155). Die Ergebnisse der Standardabweichung für die verschiedenen Zeitintervalle Δt , relativ zum Startzeitpunkt t_{Start} , sind in der Abb. 5.3 aufgezeichnet. Es ist erkennbar, dass die Standardabweichung für y und z ab circa 100 min einen stationären Wert einnimmt. Lediglich die Standardabweichung der x -Komponente nimmt deutlich weiter ab. Die Standardabweichungen der Euler-Winkel belaufen sich bereits ab 60 min auf einen relativ geringen Wert von unter $0,01^\circ$.

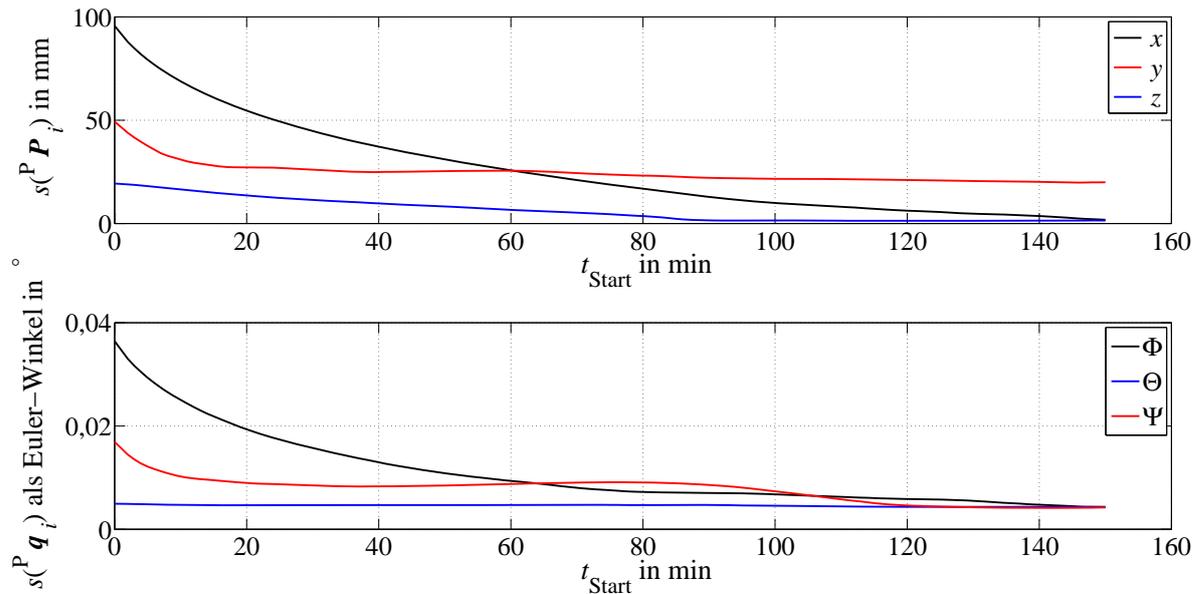


Abbildung 5.3: Standardabweichung s der aufgenommenen Trackingdaten ${}^P P_i$ und ${}^P q_i$ für verschiedene Startzeitpunkte t_{Start} .

Diskussion

Für die IR Kamera kann, bei Betrachtung der Positions- und Rotationsdaten, der Temperaturdrift erst ab einer Erwärmungsphase von $t = 100$ min vernachlässigt werden. In allen folgenden Experimenten betrug die Aufwärmzeit der IR Kamera daher 100 min.

5.1.2 Präzision

Aufbauend auf den Experimenten für den Temperaturdrift wurde die Präzision der IR Kamera untersucht. Laut *Maclaren et al.* ist die Präzision gleichzusetzen mit der Standardabweichung des Rauschens der Trackingdaten eines stationären MP-Markers während der MRT-Bildgebung [49]. Für die VL Kamera beläuft sich diese auf $1\ \mu\text{m}$, $12\ \mu\text{m}$ und $1\ \mu\text{m}$ in ${}^P x$ -, ${}^P y$ - und ${}^P z$ -Richtung. Die Standardabweichungen in allen drei Raumrichtungen liegt bei weniger als $0,001^\circ$ [49].

Materialien und Methoden

Zur Untersuchung der Präzision wurde ein MP-Marker (S:6019/M:208) an ein Phantom (mit Wasser gefüllte Plastikflasche) befestigt und in das Isozentrum des MRT gebracht. Nach Erwärmung der Kamera erfolgte eine kontinuierliche Aufnahme der Trackingdaten über 30 min während laufender MRT-Messung mit einer FLASH-Sequenz. Die Protokolleinstellungen der Sequenz sind in der Tab. A.10 im Anhang A.4 auf Seite 164 zu finden.

Ergebnisse

Der Verlauf der Trackingdaten kann der Abb. 5.4 und Abb. 5.5 auf der folgenden Seite entnommen werden. Die Standardabweichung belief sich auf $2,43 \mu\text{m}$, $19,01 \mu\text{m}$ und $4,58 \mu\text{m}$ in ${}^P x$ -, ${}^P y$ - und ${}^P z$ -Richtung. Die Euler-Winkel wiesen eine Standardabweichung von $s(\Phi) = 0,005^\circ$ um die ${}^P x$ -Achse, $s(\Theta) = 0,005^\circ$ um die ${}^P y$ -Achse und $s(\Psi) = 0,004^\circ$ um die ${}^P z$ -Achse auf. Die Temperatur der Kamera erhöhte sich während der Messung von 50°C auf 51°C .

Diskussion

Die Präzision hat sich somit im Vergleich zur VL Kamera verschlechtert. Im Kontext der Echtzeitnadelführung im MRT ist dies jedoch vernachlässigbar, da hier Bildauflösungen größer als 1 mm verwendet werden.

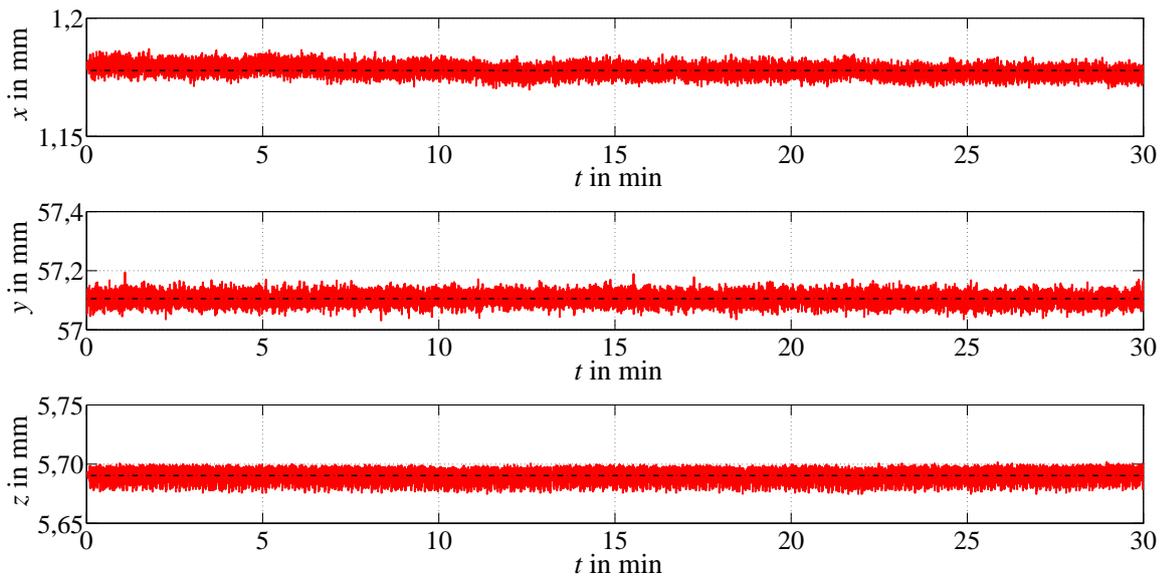


Abbildung 5.4: Verlauf der Koordinaten x , y und z der detektierten Position ${}^P P_i$ (rot) eines stationären MP-Markers über 30 min mit resultierendem Mittelwert (schwarz).

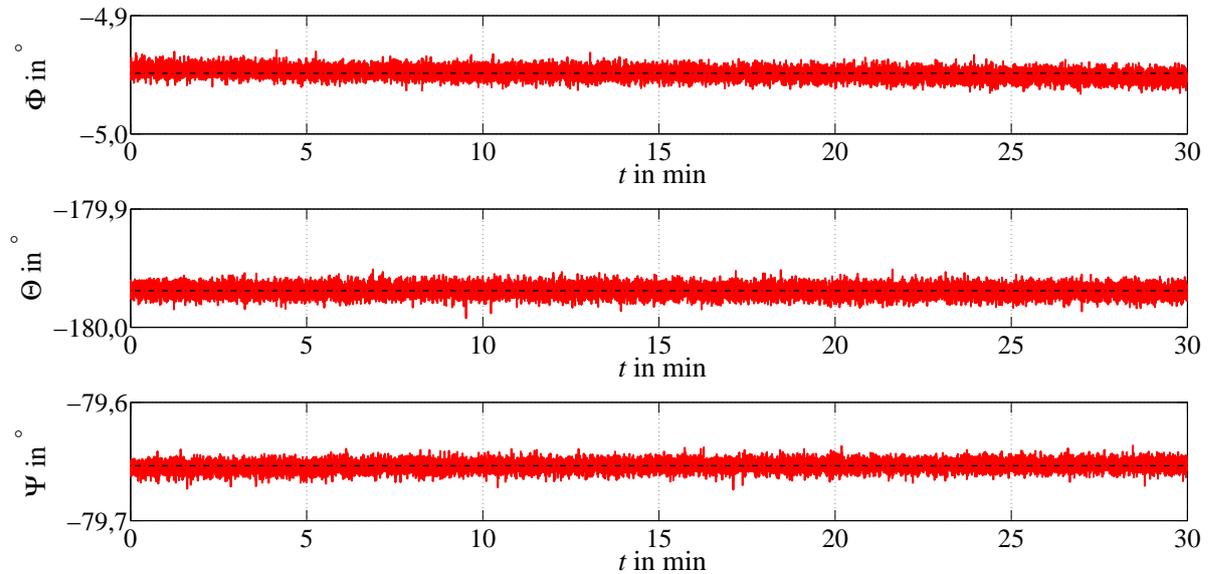


Abbildung 5.5: Verlauf der aufgenommenen Orientierung ${}^P q_i$ (rot) eines stationären MP-Markers über 30 min als Euler-Winkel bestehend aus Φ , Θ und Ψ mit resultierendem Mittelwert (schwarz).

5.1.3 Genauigkeit

Die Genauigkeit der IR Kamera beeinflusst die Instrumentenkalibrierung und somit die letztendliche Echtzeitnadelführung. Daher ist die Genauigkeit ein weiterer, wesentlicher Aspekt, den es zu berücksichtigen gilt. Eine reine Betrachtung der Genauigkeit innerhalb des KKS ist jedoch nicht ausreichend, da die zusätzlich benötigte Cross-Kalibrierung zwischen KKS und PKS das Ergebnis ebenfalls beeinflussen wird. Diese Art der Kalibrierung ist wiederum von der eigentlichen Genauigkeit der IR Kamera abhängig. Bei Betrachtung der Gleichungen (2.26) bis (2.31) auf Seite 23 bis 25 ist deutlich erkennbar, dass das letztendliche Ergebnis der Bewegungskorrektur und somit der genauen Nadelführung an vielen verschiedenen Punkten sowohl durch die Genauigkeit der IR Kamera als auch die Cross-Kalibrierung beeinflusst wird. Für eine adäquate Einschätzung des Ausgangszustandes wurden beide Aspekte in Kombination anhand der Bewegungskorrektur im MRT evaluiert.

Materialien und Methoden

Im ersten Schritt fand eine iterative Cross-Kalibrierung, wie im Grundlagenteil unter Kapitel 2.3.2 auf Seite 21 beschrieben, unter Nutzung der VL Kamera statt. Die Abspeicherung der finalen Transformation ${}^{K \rightarrow P} T$ vom KKS zu PKS erfolgte auf dem Referenzmarker im MRT, den der Hersteller sowohl für VL als auch IR kalibriert hatte. Anschließend wurde die VL Kamera durch die IR Kamera ersetzt und unter Nutzung des Referenzmarkers die Transformation zwischen KKS und PKS für die IR Kamera nach vorheriger Erwärmung von 100 min bestimmt.

Im nächsten Schritt wurde ein Strukturphantom (Kugel mit internen Strukturen) mit einem MP-Marker (S:6019/M:208) versehen und innerhalb einer 20-Kanal Kopf-/Nackenspule (Empfangsspule, Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) ins Isozentrum des MRT gebracht. Darauf aufbauend erfolgte die Aufnahme eines transversalen 3D-FLASH-Referenzdatensatzes mit einer isotropen Auflösung von 1 mm unter Nutzung der Bewegungskorrektursequenz (vgl. Kapitel 2.3.2 auf Seite 21). Innerhalb der Syngo-Oberfläche war dafür der Parameter *XPACE-MoCo* auf *Disabled* sowie die Option *Position Locking* auf *Create New* (weitere Protokolleinstellungen siehe Tab. A.7 im Anhang A.4 auf Seite 163) gesetzt. Die Position und Orientierung des MP-Markers während der Aufnahme des Referenzdatensatzes wurde somit als Startposition ${}^P P_a$ und Startorientierung ${}^P q_a$ abgespeichert. In den zehn darauffolgenden Experimenten erfolgten unterschiedliche Translationen und Rotationen des Strukturphantoms mit zugehöriger Aufnahme eines bewegungskorrigierten 3D-Datensatzes. Dieser wiederum basierte auf der Differenz der aktuellen Positionen ${}^P P_i$ und Orientierung ${}^P q_i$ des MP-Markers relativ zur Startposition. Der Parameter *XPACE-MoCo* wurde dazu auf *per Slice* und die Option *Position Locking* auf *Use/Create* gesetzt. Die restlichen Protokolleinstellungen sind in der Tab. A.7, im Anhang A.4 auf Seite 163, zu finden.

Nach erfolgreicher Bildaufnahme wurde der Referenzdatensatz mit den bewegungskorrigierten Datensätzen mit Hilfe der Registrierungsfunktion *Coregister: Estimate* innerhalb von Matlab R2014a (The MathWorks, Natick, Vereinigte Staaten) verglichen. Dazu diente die Statistical Parametric Mapping (SPM) Software Version 12 (Wellcome Department of Imaging Neuroscience, University College London, London, Vereinigtes Königreich). Ein Ausschnitt der SPM Softwareoberfläche, zur Registrierung von zwei 3D-Bilddatensätzen, ist in der Abb. 5.6 ersichtlich.

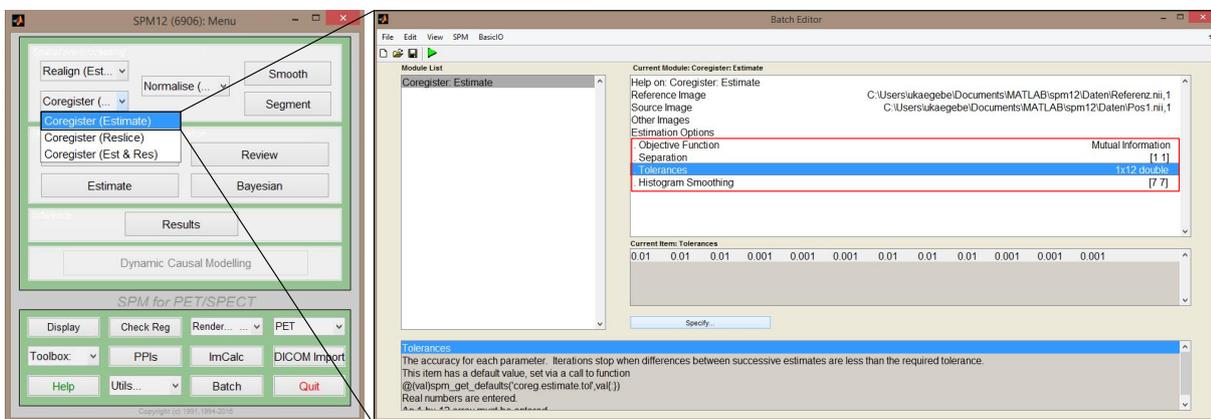


Abbildung 5.6: Oberfläche der SPM Software zur Registrierung von zwei 3D-Bilddatensätzen mit der Registrierfunktion *Coregister: Estimate* und den einzustellenden Optionen (rot umrandet) [143].

Die Funktion *Coregister: Estimate* ermöglicht die Berechnung einer rigiden, affinen Transformation T zwischen zwei 3D-Bilddatensätzen unter Nutzung der Powell-Optimierung [143]. Bei der zu optimierenden Funktion kann zwischen *Mutual Information*, *Normalised Mutual Information*, *Entropy Correlation Coefficient* und *Normalised Cross Correlation* gewählt werden. Innerhalb

der Option *Separation* kann der Nutzer den Abstand zwischen den Messpunkten in Millimeter definieren. Das Abbruchkriterium für die Optimierung wird auf Grundlage der Option *Tolerances* definiert, bei der die zu erzielende Genauigkeit für die Transformation einzustellen ist [143]. Die Optionseinstellungen für die vorliegende Dissertation sind in der Abb. 5.6 auf Seite 52 dargestellt. Für die Wahl der am besten geeigneten Funktion, die es zu optimieren galt, wurde zunächst die rigide Transformation zwischen zwei gleichen 3D-FLASH-MRT-Datensätzen des Strukturphantoms ermittelt. Hierbei ergab sich bei Nutzung der *Mutual Information Funktion* der geringste Restfehler. Er belief sich auf $1\ \mu\text{m}$, $3\ \mu\text{m}$ und $3\ \mu\text{m}$ in Gx -, Gy - und Gz -Richtung sowie $0,00^\circ$ in alle drei Raumrichtungen. Darauf aufbauend ermittelte die SPM Software die Transformationen ${}^{\text{MoCo} \rightarrow \text{Ref}}T_{\text{SPM}_i}$ zwischen dem Referenzdatensatz und den zehn verschiedenen bewegungskorrigierten (Motion Corrected (MoCo)) Datensätzen, die aus einem Translationsvektor ${}^{\text{Ref}}P_{\text{SPM}_i}$ und einem Rotationsquaternion ${}^{\text{MoCo} \rightarrow \text{Ref}}q_{\text{SPM}_i}$ bestehen.

Ergebnisse

Eine Übersicht der Differenz zwischen den verschiedenen Positionen ${}^P P_i$ und Orientierungen ${}^P q_i$ des am Strukturphantom angebrachten MP-Marker, relativ zur Startposition ${}^P P_a$ und Startorientierung ${}^P q_a$ während der Aufnahme des Referenzdatensatzes, können der Tab. 5.1 entnommen werden. Die Differenzberechnung erfolgt anhand der im Grundlagenteil vorgestellten Formeln (2.28) und (2.29) auf Seite 25. Die Bewegung des Strukturphantoms mit angebrachten MP-Marker variierte zwischen $-15,16\ \text{mm}$ bis zu $69,64\ \text{mm}$, während die Rotation in Bereichen von $-3,03^\circ$ und $3,12^\circ$ schwankte.

Tabelle 5.1: Differenzposition ${}^P P_{\text{Diff}_i}$ und -orientierung ${}^P q_{\text{Diff}_i}$ des angebrachten MP-Markers relativ zur Startposition für die zehn verschiedenen Experimente.

Experiment i	${}^P P_{\text{Diff}_i}$			${}^P q_{\text{Diff}_i}$ in Euler-Winkel		
	x in mm	y in mm	z in mm	Φ in $^\circ$	Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$
1	-2,24	-1,32	16,30	0,18	0,02	0,05
2	-14,60	-7,64	21,09	0,23	0,11	0,25
3	-12,41	-5,16	-2,63	0,15	-0,41	0,31
4	0,16	-2,47	-15,16	0,09	-0,83	0,24
5	1,61	-3,37	6,27	0,39	-0,86	0,29
6	43,49	2,18	-1,21	-2,98	-1,15	-3,03
7	52,81	-1,57	-12,98	3,12	-0,81	-2,98
8	69,64	-5,98	-10,94	3,05	-0,46	-2,82
9	67,16	-3,15	17,03	3,03	0,21	-2,86
10	43,53	6,49	14,59	3,02	0,38	3,12

Das Ergebnis der rigiden Transformationen ${}^{\text{MoCo} \rightarrow \text{Ref}}T_{\text{SPM}_i}$ zwischen dem Referenzdatensatz und den bewegungskorrigierten Bildern ist in der Tab. 5.2 auf Seite 54 ersichtlich. Bei sehr hoher Genauigkeit und idealer Cross-Kalibrierung zwischen KKS und PKS sollten die Bilddatensätze übereinstimmen und somit die Werte sowohl für den Translationsvektor ${}^{\text{Ref}}P_{\text{SPM}_i}$ als auch für die Euler-Winkel des Rotationsquaternion ${}^{\text{MoCo} \rightarrow \text{Ref}}q_{\text{SPM}_i}$ null ergeben. Die Ergebnisse

zeigen jedoch, dass die resultierenden bewegungskorrigierten Datensätze fehlerbehaftet sind. Innerhalb der Experimente belief sich die maximale translatorische Abweichung auf $|x|_{\max} = 0,91 \text{ mm}$, $|y|_{\max} = 2,13 \text{ mm}$ und $|z|_{\max} = 1,36 \text{ mm}$. Die maximale Rotationsabweichung in Euler-Winkel betrug $|\Phi|_{\max} = 0,34^\circ$, $|\Theta|_{\max} = 0,40^\circ$ und $|\Psi|_{\max} = 0,63^\circ$.

Tabelle 5.2: Ergebnisse der rigiden Transformation zwischen Referenzdatensatz und den verschiedenen bewegungskorrigierten Volumina anhand der Translation ${}^{\text{Ref}}\mathbf{P}_{\text{SPM}_i}$ und dem Rotationsquaternion ${}^{\text{MoCo} \rightarrow \text{Ref}}\mathbf{q}_{\text{SPM}_i}$.

Experiment i	${}^{\text{Ref}}\mathbf{P}_{\text{SPM}_i}$			${}^{\text{MoCo} \rightarrow \text{Ref}}\mathbf{q}_{\text{SPM}_i}$ in Euler-Winkel		
	x in mm	y in mm	z in mm	Φ in $^\circ$	Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$
1	-0,12	-0,10	-0,54	0,00	-0,06	0,00
2	-0,41	0,27	-0,02	-0,12	-0,06	0,06
3	-0,30	0,30	-0,21	-0,06	0,17	0,06
4	-0,79	-0,06	0,74	-0,29	0,40	-0,17
5	0,21	-2,13	-1,36	-0,17	0,12	-0,12
6	0,41	1,00	0,51	-0,17	0,06	-0,46
7	-0,13	0,99	0,66	-0,12	0,17	-0,52
8	-0,91	0,97	0,72	-0,06	0,06	-0,63
9	-0,80	1,49	0,60	0,34	0,12	-0,63
10	0,30	1,24	0,78	0,29	0,17	-0,40

In der Abb. 5.7 sind exemplarische Beispiele einer 2D-Schicht des Strukturphantoms aus dem 3D-Datensatz für drei verschiedene Experimente im Vergleich zum Referenzdatensatz (Abb. 5.7.a) zu sehen. Es ist erkennbar, dass die aus dem ersten und fünften Experiment resultierende Schicht sich von der Referenzschicht unterscheidet (siehe Abb. 5.7.b und c, schwarzer Pfeil). Der Vergleich der Schicht aus dem zehnten Experiment (Abb. 5.7.d) gegenüber der Referenz offenbart jedoch nahezu vernachlässigbare Unterschiede. Bei direkter Gegenüberstellung der durchgeführten Bewegung (Tab. 5.1 auf Seite 53) gegenüber der residualen Abweichung (Tab. 5.2) zeigt sich, dass der Fehler der Bewegungskorrektur um mehr als eine Größenordnung kleiner ist als die durchgeführte Positionsänderung des Strukturphantoms.

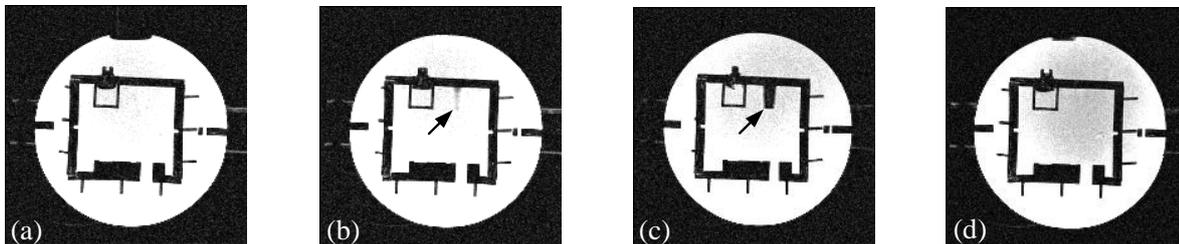


Abbildung 5.7: Transversales MRT-Bild der Schicht 66 von 160 Schichten für die verschiedenen Experimente i mit hervorgehobenen Unterschieden (schwarzer Pfeil). a| Referenzbild. b| Experiment $i=1$. c| Experiment $i=5$. d| Experiment $i=10$.

Diskussion

Die vorliegenden Experimente sprechen für eine ausreichende Genauigkeit der IR Kamera und der Cross-Kalibrierung. Damit die Fehlerauswirkung der Cross-Kalibrierung jedoch minimal gehalten werden kann, sollte die Differenz ${}^P P_{\text{Diff}}$ und ${}^P q_{\text{Diff}}$ des Markers bei der Überprüfung der Instrumentenkalibrierung idealerweise nahe null sein.

5.2 Kalibrierung mit Hilfe eines Kalibrierbrettes

Das vorliegende Kapitel beschreibt die erste Variante der untersuchten Instrumentenkalibrierung mit Hilfe eines Kalibrierbrettes. Als Einstieg dient zunächst eine kurze Vorbetrachtung bezüglich der Instrumentenkalibrierung (siehe Kapitel 5.2.1). Darauf aufbauend wird im Kapitel 5.2.2 ab Seite 57 die Herangehensweise der Kalibrierung mit Hilfe eines Kalibrierbrettes beschrieben. Die dazugehörigen Experimente und Ergebnisse werden ab Seite 60 näher erläutert.

5.2.1 Vorbetrachtungen zur Instrumentenkalibrierung

Während der intuitiven Echtzeitnadelführung mit dem MPT soll der Interventionalist die MRT-Bildgebung mit Hilfe der Mikrowellenablationsnadel steuern. Dafür wird ein MP-Marker am distalen Ende der Nadel angebracht. Basierend auf der Position ${}^P P_{\text{MP}}$ und Orientierung ${}^P q_{\text{MP}}$ des MP-Markers soll sich eine MRT-Bildschicht entlang der Nadel mit der Nadelspitze im Zentrum des Bildes ausrichten. Wie in der Abb. 5.8 ersichtlich ist, wird hierfür die Translation ${}^T P_{\text{Trans}}$ vom am distalen Ende angebrachten MP-Marker zur Nadelspitze und die Rotation ${}^T q_{\text{Trans}}$ zur Orientierung der Nadel benötigt.

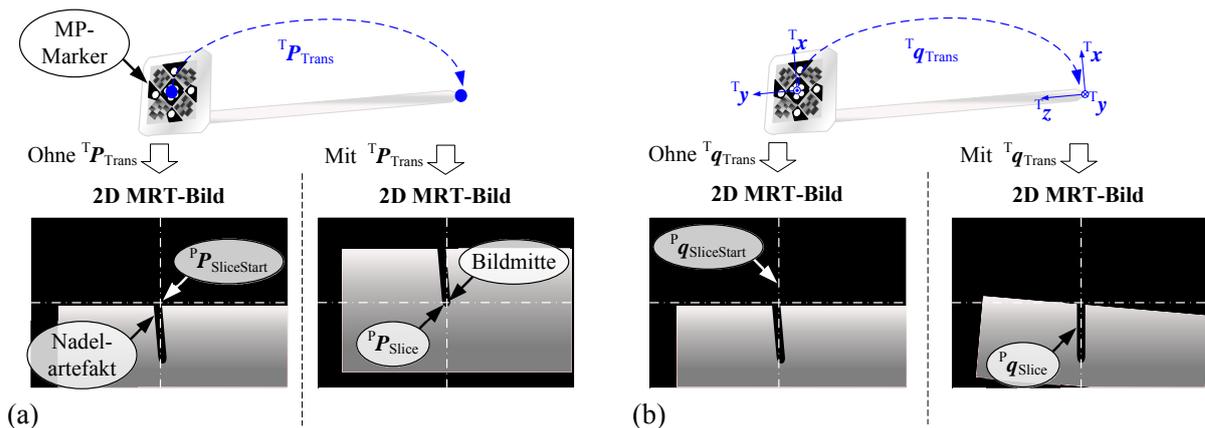


Abbildung 5.8: Kalibrierung einer Nadel für eine genaue Echtzeitnadelführung. **a)** Benötigter Translationsvektor ${}^T P_{\text{Trans}}$ zur Positionierung der Bildmitte in die Nadelspitze. **b)** Rotation ${}^T q_{\text{Trans}}$ zur Ausrichtung der Bildschicht entlang der Nadel.

Das Ziel der Instrumentenkalibrierung ist es, die Translation ${}^T P_{\text{Trans}}$ und die Rotation ${}^T q_{\text{Trans}}$ zu ermitteln. Anhand der Translation ${}^T P_{\text{Trans}}$, der aktuellen Position ${}^P P_{\text{MP}}$ und Orientierung ${}^P q_{\text{MP}}$ des MP-Markers sowie der Startposition der aufgenommenen Schicht ${}^P P_{\text{SchichtStart}}$ kann die neue Schichtposition ${}^P P_{\text{Schicht}}$ wie folgt berechnet werden:

$${}^P P_{\text{Schicht}} = \mathbf{R} \left\{ {}^P q_{\text{MP}} \right\} \cdot \left({}^P P_{\text{SchichtStart}} + {}^T P_{\text{Trans}} \right) + {}^P P_{\text{MP}} \quad (5.2)$$

Für die Berechnung der neuen Schichtorientierung ${}^P q_{\text{Schicht}}$ wird neben der Rotation ${}^T q_{\text{Trans}}$ zusätzlich die Startorientierung ${}^P q_{\text{SchichtStart}}$ der Schicht und das Rotationsquaternion ${}^{K \rightarrow P} q_0$ zur Transformation vom KKS zum PKS benötigt:

$${}^P q_{\text{Schicht}} = \left({}^{K \rightarrow P} q_0 \cdot \left(\left({}^{K \rightarrow P} q_0^{-1} \cdot {}^P q_{\text{MP}} \right) \cdot {}^T q_{\text{Trans}} \right) \right) \cdot {}^P q_{\text{SchichtStart}} \quad (5.3)$$

Weiterführende Erläuterungen zu den beschriebenen Gleichungen und der Integration der Kalibrierparameter in die Sequenz befinden sich im Kapitel 6.1 auf Seite 73. Das vorliegende Kapitel stellt zwei Herangehensweisen zur Gewinnung der Kalibrierparameter ${}^T P_{\text{Trans}}$ und ${}^T q_{\text{Trans}}$ vor. Zur Evaluierung der Kalibrierung und der letztendlichen Echtzeitnadelführung wurde anstatt der im klinischen Umfeld eingesetzten Mikrowellenablationsnadel eine Keramiknadel mit einem Durchmesser von 2 mm und einer Länge von 150 mm verwendet (maxon motor GmbH, Sexau, Deutschland). Keramik besitzt im Vergleich zu metallhaltigen Instrumenten ein vernachlässigbares Nadelartefakt, womit eine bildbasierte Detektierung der Nadelspitze adäquat durchgeführt werden kann. Zur kontinuierlichen Detektierung des Nadelendes während der Intervention befanden sich vier MP-Marker (hinten: S:6019/M:207, seitlich: S:6011/M:219, S:6019/M:221, S:6023/M:223) mit einer 3D-gedruckten Halterung an der Keramiknadel. Zur Herstellung der Halterung mittels entsprechendem 3D-Druck¹ diente das Fused Deposition Modeling Verfahren auf dem FELIX 3L (FELIX printers, IJsselstein, Niederlande). Die Abb. 5.9 enthält eine Aufnahme und die Maße der Keramiknadel mit Halterung.

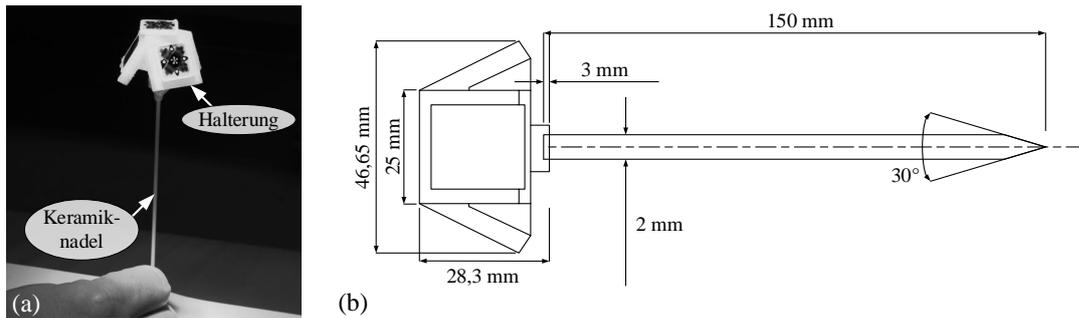


Abbildung 5.9: Keramiknadel mit MP-Marker Halterung. **a**| 3D-gedruckte Halterung mit MP-Markern. **b**| Maße der Halterung und der dazugehörigen Keramiknadel.

¹Der 3D-Druck der Halterung erfolgte mit Hilfe von Martin Knoll (Institut für Medizintechnik, Otto-von-Guericke Universität, Magdeburg, Deutschland).

5.2.2 Implementierung

Im Zuge des Kalibrierprozesses galt es die Kalibrierparameter für alle vier MP-Marker zu ermitteln. Für den ersten Versuch wurde ein Kalibrierbrett, wie es in der Abb. 5.10 ersichtlich ist, genutzt. Dieses besitzt in fest definierten Abständen entsprechende Löcher unterschiedlicher bekannter Orientierung ${}^{Ka}q_{Ref_i}$ und Position ${}^{Ka}P_{Ref_i}$ relativ zum Kalibrierbrettkoordinatensystem (KaKS). Durch Einstecken der mit den vier MP-Markern versehenen Nadel in die verschiedenen Löcher können diverse Positionen ${}^K P_i$ und Orientierungen ${}^K q_i$ der MP-Marker innerhalb des KKS für die einzelnen Löcher detektiert werden.

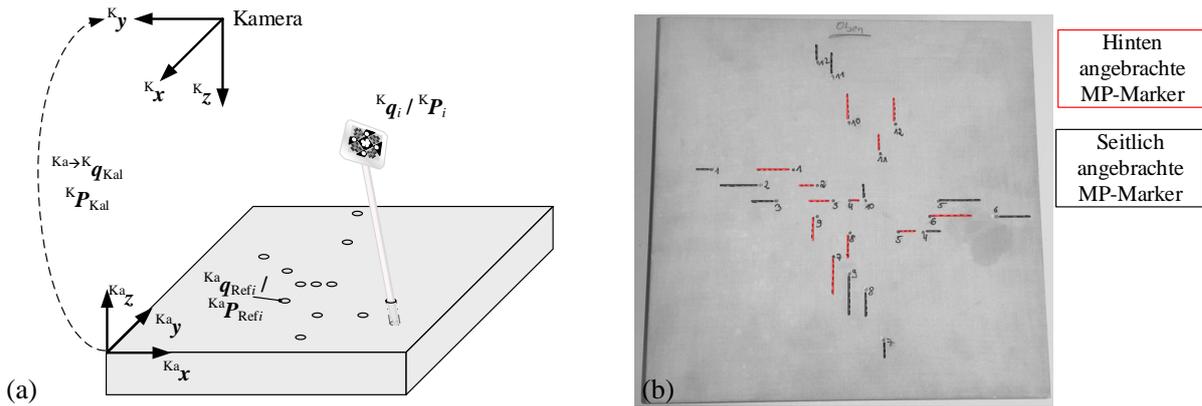


Abbildung 5.10: Kalibrierbrett zur Ermittlung der Kalibrierparameter der Keramiknadel. **a)** Prinzipieller Aufbau des Kalibrierbrettes relativ zum Kamerakoordinatensystem mit einem exemplarischen MP-Marker an der Nadel. **b)** Angefertigtes Kalibrierbrett aus Kunstholz mit 24 Vertiefungen für seitlich und hinten angebrachten MP-Marker.

Unter der Nutzung der affinen Transformation ${}^{Ka \rightarrow K} T$ vom KaKS zum KKS, die aus dem Translationsvektor ${}^K P_{Kal}$ und dem Rotationsquaternion ${}^{Ka \rightarrow K} q_{Kal}$ besteht, ist die Beziehung zwischen den oben genannten Parametern durch die folgenden beiden Gleichungen beschrieben:

$$\mathbf{R} \left\{ {}^{Ka \rightarrow K} q_{Kal} \right\} \cdot {}^{Ka} P_{Ref_i} + {}^K P_{Kal} = \mathbf{R} \left\{ {}^K q_i \right\} \cdot {}^T P_{Trans} + {}^K P_i \quad (5.4)$$

$${}^{Ka \rightarrow K} q_{Kal} \cdot {}^{Ka} q_{Ref_i} = {}^K q_i \cdot {}^T q_{Trans} \quad (5.5)$$

Auf Grund der Tatsache, dass neben den Kalibrierparametern ${}^T q_{Trans}$ und ${}^T P_{Trans}$ auch die Transformation ${}^{Ka \rightarrow K} T$ vom KaKS zum KKS unbekannt ist, wird eine numerische Optimierung verwendet. In diesem Zusammenhang ist es initial jedoch ausreichend nur die Gleichung (5.4) mit Hilfe eines Optimierungsansatzes wie folgt zu lösen:

$$\min \sum_{i=1}^N \left\| \left(\mathbf{R} \left\{ {}^{Ka \rightarrow K} q_{Kal} \right\} \cdot {}^{Ka} P_{Ref_i} + {}^K P_{Kal} \right) - \left(\mathbf{R} \left\{ {}^K q_i \right\} \cdot {}^T P_{Trans} + {}^K P_i \right) \right\|_2 \quad (5.6)$$

Darauf aufbauend kann mit Hilfe der Gleichung (5.5) und der Orientierung ${}^K\mathbf{q}_{MP_1}$ der ersten Position ${}^T\mathbf{q}_{Trans}$ bestimmt werden:

$${}^T\mathbf{q}_{Trans} = {}^K\mathbf{q}_{MP_1}^{-1} \cdot ({}^{Ka \rightarrow K}\mathbf{q}_{Kal} \cdot {}^{Ka}\mathbf{q}_{Ref_1}) \quad (5.7)$$

Bei Betrachtung der Gleichung (5.6) ist ersichtlich, dass zehn unbekannte Parameter \mathbf{u} vorliegen:

$$\mathbf{u} = \begin{pmatrix} {}^{Ka \rightarrow K}\mathbf{q}_{Kal}(1) \\ {}^{Ka \rightarrow K}\mathbf{q}_{Kal}(2) \\ {}^{Ka \rightarrow K}\mathbf{q}_{Kal}(3) \\ {}^{Ka \rightarrow K}\mathbf{q}_{Kal}(4) \\ {}^K\mathbf{P}_{Kal}(1) \\ {}^K\mathbf{P}_{Kal}(2) \\ {}^K\mathbf{P}_{Kal}(3) \\ {}^T\mathbf{P}_{Trans}(1) \\ {}^T\mathbf{P}_{Trans}(2) \\ {}^T\mathbf{P}_{Trans}(3) \end{pmatrix} \quad (5.8)$$

Entsprechend sollten zur Lösung der Gleichung mindestens zehn Referenzpositionen zur Verfügung stehen. Für die vorliegende Dissertation wurden zwölf Positionen verwendet.

Das Kalibrierbrett², wie es in der Abb. 5.10.b auf Seite 57 dargestellt wird, besteht aus Kunstholz, in das je zwölf Löcher mit einem Durchmesser von 2 mm, sowohl für hinten als auch für seitlich angebrachte MP-Marker, in unterschiedlicher Orientierung und Position, gebohrt wurden. Die Verwendung von verschiedenen Referenzpositionen, in Abhängigkeit von der Markerorientierung zur Nadel, gewährleistete eine adäquate Detektierung durch die Trackingkamera im Laufe des Kalibrierprozesses. Die Bestimmung der Positionen ${}^{Ka}\mathbf{P}_{Ref_i}$ und Orientierungen ${}^{Ka}\mathbf{q}_{Ref_i}$ der verschiedenen Löcher erfolgte bildbasiert mit Hilfe eines 0,49 mm × 0,49 mm × 0,49 mm hoch aufgelösten C-Arm CT-Datensatzes. In der Abb. 5.11 auf Seite 59 sind Ausschnitte des 3D-Datensatzes erkennbar. Die Positions- und Orientierungsdaten der einzelnen Löcher können der Tab. A.1 im Anhang A.3 auf Seite 159 entnommen werden. Auf Grund des zur Verfügung stehenden limitierten Bildaufnahmebereiches des C-Arms konnten lediglich zehn von zwölf Löchern für seitlich angebrachte Marker detektiert werden. Die Verwendung eines hochauflösten CT-Datensatzes und aller zwölf Löcher führte jedoch zu keiner Verbesserung der Kalibrierung. Die dazugehörigen Ergebnisse befinden sich im Anhang A.3 auf Seite 160. Aufgrund dessen wird weiterführend lediglich mit zehn Referenzpositionen zur Ermittlung der Kalibrierparameter für seitlich angebrachte Marker gearbeitet.

²Das Kalibrierbrett fertigte Herr Dirk Salbert im Werkstattbereich des Instituts für Informations- und Kommunikationstechnik der Otto-von-Guericke Universität Magdeburg (Deutschland) an.

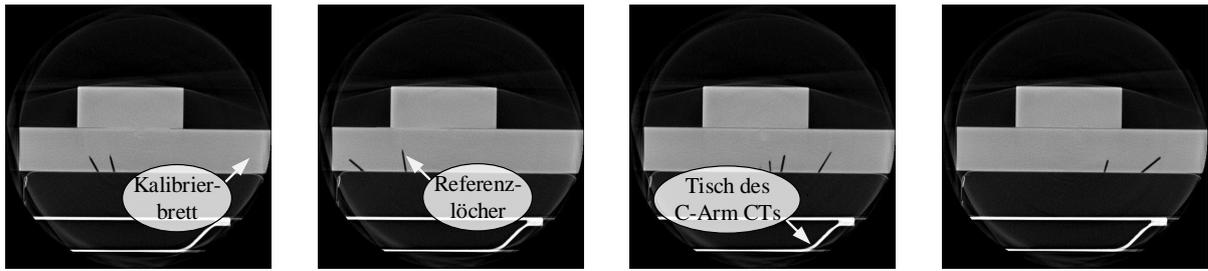


Abbildung 5.11: Bildschichten des hoch aufgelösten C-Arm CT-Datensatzes des um 180° gedrehten Kalibrierbrettes.

Als stochastischer Optimierungsalgorithmus wurde die Differential Evolution (DE) Methode genutzt [144]. Diese benötigt im Vergleich zu konventionellen Verfahren keine Startnäherung, was insbesondere bei Betrachtung des Rotationsquaternion ${}^{Ka \rightarrow K}q_{Kal}$ von Vorteil ist. Nähere mathematische Erläuterungen zum Verfahren sind im Anhang A.2 auf Seite 157 zu finden. Die Umsetzung der Optimierungsmethode erfolgte in Matlab R2014a, basierend auf dem frei verfügbaren Quellcode von *Price et al.* [145]. Der grundlegende Programmablaufplan befindet sich in der Abb. 5.12.

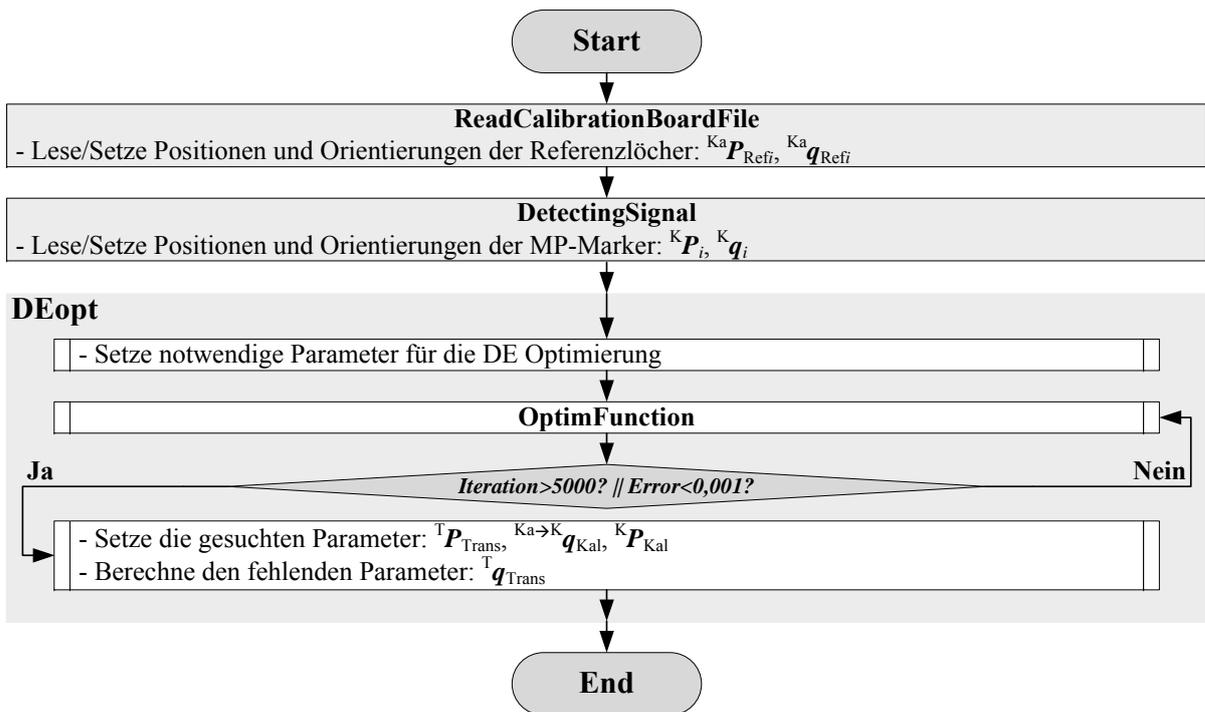


Abbildung 5.12: Programmablaufplan zur Ermittlung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierbrettes.

Zunächst war es erforderlich die Positionen und Orientierungen der Referenzlöcher mittels der Funktion `ReadCalibrationBoardFile` einzulesen. Im nächsten Schritt erfolgte innerhalb der Funktion `DetectingSignal` die Bestimmung der durchschnittlichen Position ${}^K P_i$ und Orientierung ${}^K q_i$ des aktuell betrachteten MP-Markers in den jeweiligen Löchern. Darauf

aufbauend konnte die DE Optimierung mit dem Befehl `DEopt` starten, um die Lösung für die Gleichung (5.6) auf Seite 57 zu finden. Die notwendigen Randparameter der Optimierung befinden sich in der Tab. 5.3. Die Festlegungen des Skalierungsfaktors S , der Übergangswahrscheinlichkeit C_r , der Grenzen und der Abbruchkriterien basierten auf einer zuvor durchgeführten Simulation. In Hinblick auf die Anzahl der unbekannt Parameter \mathbf{u} wurde die Anzahl der Parameter A auf zehn sowie die Anzahl der Populationsvektoren N_p auf 100 gesetzt.

Tabelle 5.3: Parametereinstellungen für die DE Optimierung zur Ermittlung der Kalibrierparameter mit Hilfe eines Kalibrierbrettes.

Parameter	Bedeutung	Wert
N_p	Anzahl der Populationsvektoren	100
A	Anzahl der Parameter	10
\mathbf{b}_o	untere Grenzen für \mathbf{u}	[-1 -1 -1 -1 -300 -300 -300 -50 -50 -200]
\mathbf{b}_u	obere Grenzen für \mathbf{u}	[1 1 1 1 300 300 300 50 50 0]
S	Skalierungsfaktor	0,9
C_r	Übergangswahrscheinlichkeit	0,8
I_{\max}	Maximale Iterationsschritte	5000
R	Restfehler	0,001

Sobald der Restfehler R der Optimierung kleiner als 0,001 oder die maximale Anzahl an Iterationen I_{\max} von 5000 überschritten war, stoppte die Optimierung und lieferte die gesuchten Parameter ${}^T\mathbf{P}_{\text{Trans}}$, ${}^{\text{Ka} \rightarrow \text{K}}\mathbf{q}_{\text{Kal}}$ und ${}^{\text{K}}\mathbf{P}_{\text{Kal}}$. Der fehlende Parameter ${}^T\mathbf{q}_{\text{Trans}}$ konnte somit entsprechend der Gleichung (5.7) auf Seite 58 ermittelt werden.

5.2.3 Materialien und Methoden

Das vorliegende Kapitel beinhaltet die Experimente zur Evaluierung des beschriebenen Kalibrierprozesses mit Hilfe des Kalibrierbrettes für die vier verschiedenen MP-Marker. Der dazugehörige Messaufbau ist in der Abb. 5.13 auf Seite 61 ersichtlich.

Nach Erwärmung der Kamera wurden zunächst die einzelnen Referenzlöcher für jeweils circa 15 s angefahren und sowohl die Positionen ${}^{\text{K}}\mathbf{P}_i$ als auch die Orientierungen ${}^{\text{K}}\mathbf{q}_i$ des jeweiligen MP-Markers kontinuierlich aufgenommen. Pro MP-Marker fand ein Durchlauf statt. Mit Hilfe des im vorangegangenen Kapitels beschriebenen Optimierungsverfahrens erfolgte die Bestimmung der Kalibrierparameter ${}^T\mathbf{q}_{\text{Trans}}$ und ${}^T\mathbf{P}_{\text{Trans}}$ für jeden einzelnen MP-Marker.

Die Überprüfung der Genauigkeit des Kalibrierprozesses fand bildbasiert statt. Hierfür wurde die im Kapitel 6.1 ab Seite 73 beschriebene Sequenz zur Echtzeitnadelführung verwendet. Die Nadel befand sich während der Verifizierung, wie in der Abb. 5.13.b dargestellt, in einem aus Kerzengel gefüllten Behälter. Zum Signalempfang wurden die 4-Kanal Flexspule und drei Elemente der Rückenspule (beide Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) verwendet. Anstatt einzelner 2D-Schichten erfolgte die Anregung eines $0,47 \text{ mm} \times 0,47 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm}$

3D-Volumens. Die dazugehörigen Protokolleinstellungen befinden sich im Anhang A.4 in der Tab. A.11 auf Seite 165. Basierend auf den Kalibrierparametern sollte sich die Nadelspitze theoretisch im Zentrum des 3D-Volumens befinden und der Datensatz entlang der Nadel ausgerichtet sein. Vor der Aufnahme des Verifizierungsdatensatzes für jeden einzelnen MP-Marker wurde der Startpunkt ${}^P P_a$ und ${}^P q_a$ jeweils neu gesetzt, damit die Differenz ${}^P P_{Diff}$ und ${}^P q_{Diff}$ nahe null und somit der Fehlereinfluss der Cross-Kalibrierung so minimal wie möglich gehalten werden konnte.

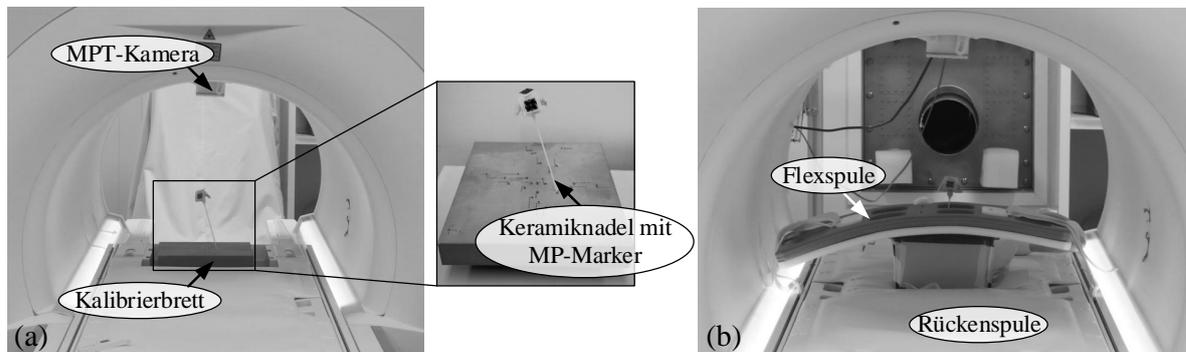


Abbildung 5.13: Messaufbau zur Kalibrierung mit Hilfe des Kalibrierbrettes. **a**| Messaufbau während des Kalibrierprozess. **b**| Messaufbau zur Verifizierung der Kalibrierung.

Die Evaluierung der final entstandenen Volumendatensätze erfolgte anschließend in einem eigens hierfür geschriebenen Programm in Matlab R2014a, um die Nadelspitze und deren Orientierung relativ zum aufgenommenen 3D-Volumendatensatz zu bestimmen. Der prinzipielle Ablauf befindet sich in der Abb. 5.14.

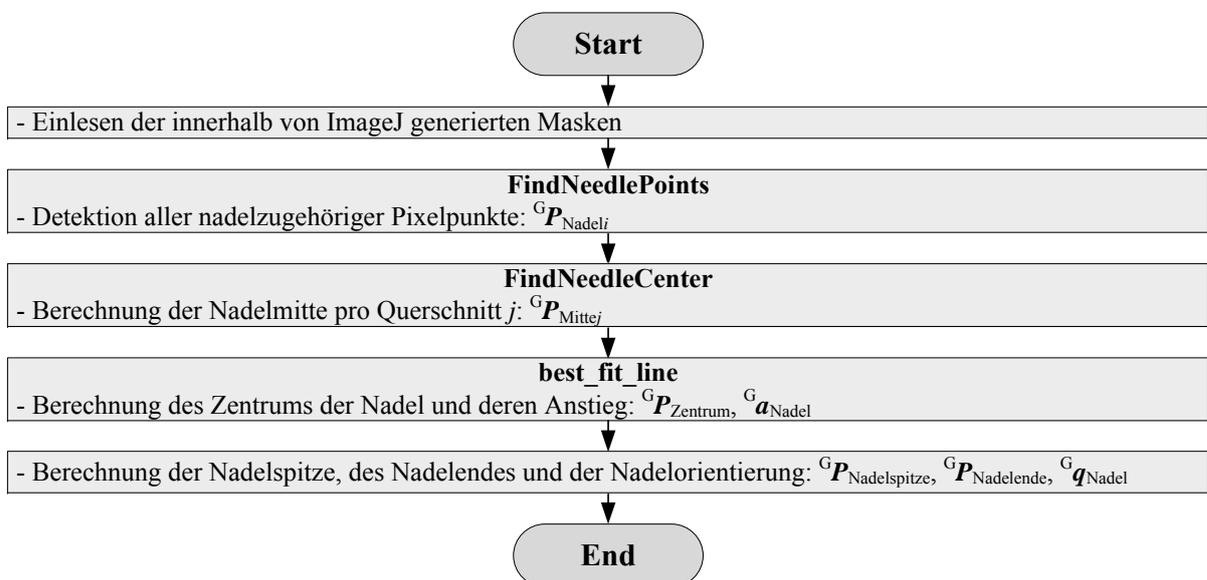


Abbildung 5.14: Programmablaufplan zur Detektion der Nadelspitze und -orientierung im Verifizierungsdatensatz.

Zunächst galt es das Einstichareal der Nadel und einer Referenzregion mit Hilfe von Masken innerhalb von ImageJ (Wayne Rasband, National Institut of Health, Vereinigte Staaten) zu markieren und in das Programm einzulesen. Die Referenzregion enthielt in diesem Zusammenhang lediglich Signalintensitäten des Kerzengels, während sich die Nadelregion grob um das Nadelartefakt befand. Laut dem ASTM Standard F2119-2007 gehört ein Pixel zu einem Artefakt, wenn sich die Signalintensität um mindestens 30% im Fall dessen, dass keine Nadel vorhanden ist, ändert [146]. Anstatt einer zusätzlichen Bildaufnahme befand sich die Referenzregion per Definition nahe dem Nadelartefakt. Darauf aufbauend verglich die Funktion `FindNeedlePoints` jeden Pixel innerhalb der Nadelregion mit der durchschnittlichen Signalintensität der Referenzregion und ordnete diesen Punkt entsprechend der Nadel als Punkt ${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadel}_i}$ zu, wenn die Signalintensität um mindestens 30% geringer war. Nach Bestimmung der nadelzugehörigen Punkte ${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadel}_i}$ wurde die daraus resultierende Punktwolke innerhalb von `FindNeedleCenter` entlang der Längsachse der Nadel (Gx -Achse) in J Querschnitte unterteilt. Aufgrund der runden Nadel sollten K Pixelpunkte innerhalb eines Querschnittes j theoretisch kreisähnlich bzw. elliptisch bei angewinkelter Lage angeordnet sein. In beiden Fällen kann die Nadelmittle ${}^G\mathbf{P}_{\text{Mitte}_j}$ für jeden Querschnitt j wie folgt bestimmt werden:

$${}^G\mathbf{P}_{\text{Mitte}_j} = \begin{pmatrix} x_j \\ \frac{\max(y_j) - \min(y_j)}{2} \\ \frac{\max(z_j) - \min(z_j)}{2} \end{pmatrix} \quad (5.9)$$

Dabei gilt für y_j und z_j Folgendes:

$$\mathbf{y}_j = (y_{k,j}), \quad k = 1, \dots, K. \quad (5.10)$$

$$\mathbf{z}_j = (z_{k,j}), \quad k = 1, \dots, K. \quad (5.11)$$

Anschließend erfolgte eine lineare Regression für die resultierenden Punkte ${}^G\mathbf{P}_{\text{Mitte}_j}$ mit Hilfe der Funktion `best_fit_line`, um eine Gerade entlang aller Mittelpunkte anzupassen [147]. Diese lieferte eine Geradengleichung in der Parameterdarstellung mit dem Zentrum der Nadel ${}^G\mathbf{P}_{\text{Zentrum}}$ und den Anstieg der Nadel ${}^G\mathbf{a}_{\text{Nadel}}$ mit dem reellen Parameter λ :

$${}^G\mathbf{P}_{\text{MitteFit}_j} = {}^G\mathbf{P}_{\text{Zentrum}} + \lambda \cdot {}^G\mathbf{a}_{\text{Nadel}} \quad (5.12)$$

${}^G\mathbf{P}_{\text{Zentrum}}$ stellt den Mittelwert aller Nadelmittelpunkte dar:

$${}^G\mathbf{P}_{\text{Zentrum}} = \frac{1}{J} \sum_{j=1}^J {}^G\mathbf{P}_{\text{Mitte}_j} \quad (5.13)$$

Basierend auf Gleichung (5.12) konnten die Nadelspitze und das Nadelende wie folgt bestimmt

werden:

$${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}} = {}^G\mathbf{P}_{\text{Zentrum}} + {}^G\mathbf{a}_{\text{Nadel}} \cdot \left(\frac{\min({}^G\mathbf{P}_{\text{Mitte}_j}(1)) - {}^G\mathbf{P}_{\text{Zentrum}}(1)}{{}^G\mathbf{a}_{\text{Nadel}}(1)} \right) \quad (5.14)$$

$${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadelende}} = {}^G\mathbf{P}_{\text{Zentrum}} + {}^G\mathbf{a}_{\text{Nadel}} \cdot \left(\frac{\max({}^G\mathbf{P}_{\text{Mitte}_j}(1)) - {}^G\mathbf{P}_{\text{Zentrum}}(1)}{{}^G\mathbf{a}_{\text{Nadel}}(1)} \right) \quad (5.15)$$

Die Orientierung der Nadel ${}^G\mathbf{q}_{\text{Nadel}}$ in Euler-Winkeln ergab sich anhand folgender Gleichungen:

$$\Theta = -\tan^{-1} \left(\frac{{}^G\mathbf{a}_{\text{Nadel}}(3)}{{}^G\mathbf{a}_{\text{Nadel}}(1)} \right) \quad (5.16)$$

$$\Psi = \frac{\pi}{2} - \tan^{-1} \left(\frac{{}^G\mathbf{a}_{\text{Nadel}}(1)}{{}^G\mathbf{a}_{\text{Nadel}}(2)} \right) \quad (5.17)$$

Die Drehung Φ um die Gx -Achse spielte bei der Fehlerbetrachtung keine Rolle, da diese im späteren Verlauf der Echtzeitnadelführung ebenfalls vernachlässigt werden kann. Nähere Informationen diesbezüglich sind aus dem Kapitel 6.1.1 ab Seite 73 zu entnehmen. Die ermittelte Position ${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}}$ ist gleichzusetzen mit dem Translationsfehler der Instrumentenkalibrierung, während die Winkel Θ und Ψ Auskunft über die Rotationsabweichung geben.

5.2.4 Ergebnisse

In der Abb. 5.15 und Abb. 5.16 auf Seite 64 sind die detektierten Positionen ${}^K\mathbf{P}_i$ und Orientierungen ${}^K\mathbf{q}_i$ für einen MP-Marker (S:6019/M:207), bezüglich der unterschiedlichen Referenzlöchern im Kalibrierbrett, dargestellt. Für die Optimierung wurden die Eingangswerte ${}^K\mathbf{P}_i$ und ${}^K\mathbf{q}_i$ entsprechend gemittelt. Die Ergebnisse des Optimierungsverfahrens für die einzelnen MP-Marker, mit zusätzlicher Angabe des arithmetischen Mittelwertes μ und der Standardabweichung s , sind in der Tab. 5.4 auf Seite 65 ersichtlich. In allen Fällen war das Überschreiten der maximalen Iterationsschritte I_{max} der Grund für den Abbruch der Optimierung. Der durchschnittliche Restfehler R lag für alle vier MP-Marker bei $7,86 \text{ mm} \pm 1,59 \text{ mm}$. Die Abweichung für den hinten angebrachten MP-Marker (S:6019/M:207) fiel im Vergleich zu den seitlichen insgesamt geringer aus. Eine weitere Erhöhung der Iterationsschritte führte bei allen Markern jedoch zu keiner Verringerung des Restfehlers. Unter Verwendung des Restfehlers R und der Gleichung (5.6) kann die durchschnittliche Abweichung D in Kx -, Ky - und Kz -Richtung wie folgt berechnet werden:

$$D = \frac{\left(\frac{R}{N}\right)^2}{3} \quad (5.18)$$

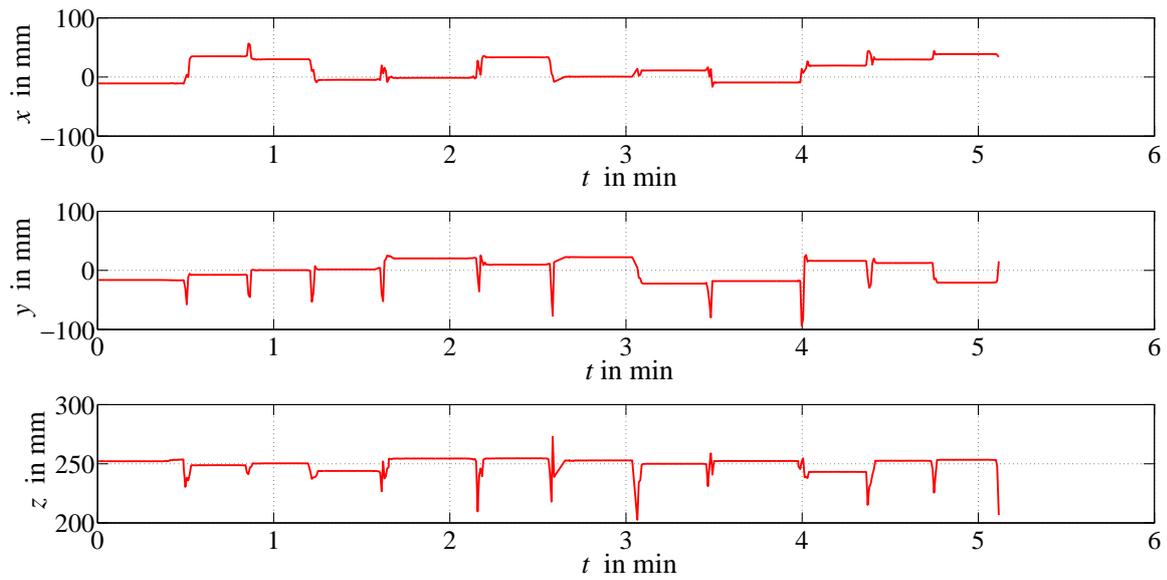


Abbildung 5.15: Verlauf der Koordinaten x , y und z der detektierten Position ${}^K P_i$ (rot) des MP-Markers (S:6019/M:207) in den einzelnen Referenzlöcher im Kalibrierbrett.

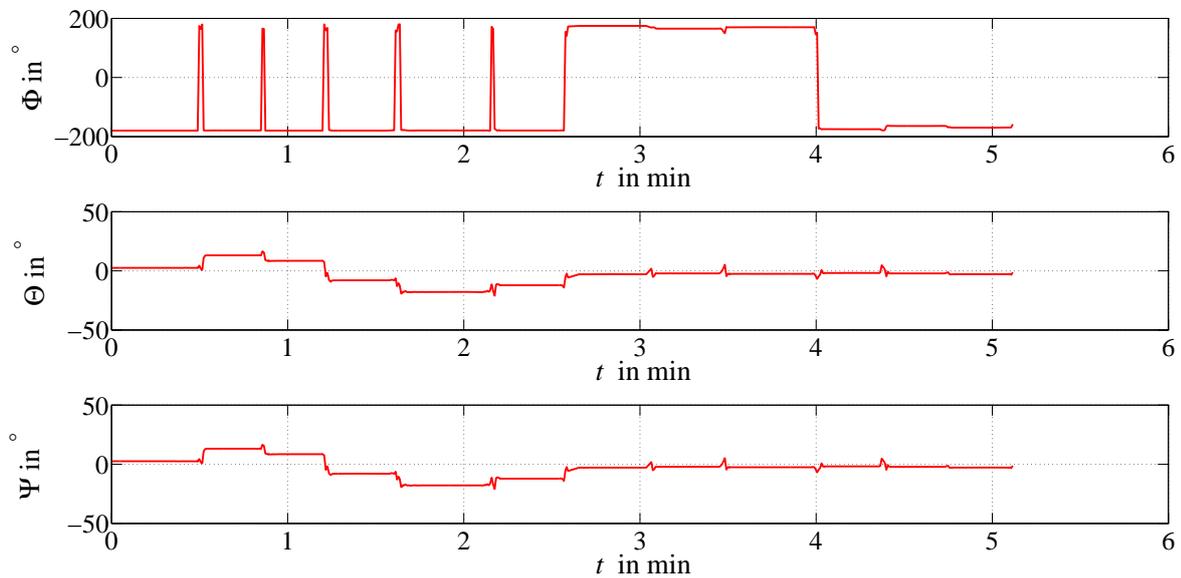


Abbildung 5.16: Verlauf der aufgenommenen Orientierung ${}^K q_i$ (rot) des MP-Markers (S:6019/M:207) als Euler-Winkel bestehend aus Φ , Θ und Ψ in den einzelnen Referenzlöchern im Kalibrierbrett.

Tabelle 5.4: Ergebnisse der DE Optimierung zur Ermittlung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierbrettes.

M:	${}^T\mathbf{P}_{\text{Trans}}$			${}^T\mathbf{q}_{\text{Trans}}$ in Euler-Winkel			R in mm
	x in mm	y in mm	z in mm	Φ in $^\circ$	Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$	
207	-0,84	-1,72	-175,45	-0,80	1,20	88,15	5,54
219	-0,36	134,77	-93,05	59,35	0,07	-98,66	8,55
221	4,29	-135,34	-90,82	-60,26	-1,08	86,74	8,27
223	-0,93	-135,02	-92,49	-59,56	0,74	87,00	9,09
μ in mm	-	-	-	-	-	-	7,86
s in mm	-	-	-	-	-	-	1,59

M:	${}^K\mathbf{P}_{\text{Kal}}$			${}^{\text{Ka}\rightarrow\text{K}}\mathbf{q}_{\text{Kal}}$ in Euler-Winkel			D in mm
	x in mm	y in mm	z in mm	Φ in $^\circ$	Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$	
207	25,82	18,66	441,18	-178,47	-2,62	-0,03	0,27
219	25,76	19,05	441,73	-179,55	-2,99	-0,73	0,49
221	25,58	19,24	441,70	-179,53	-2,76	-0,10	0,48
223	25,94	19,05	441,19	-179,29	-2,86	0,64	0,44
μ in mm	25,78	19,00	441,45	-179,21	-2,81	-0,06	0,42
s in mm	0,15	0,24	0,31	0,51	0,16	0,56	0,10

Bei Betrachtung aller Optimierungsvorgänge für die vier MP-Marker belief sich die durchschnittliche Abweichung D auf $0,42 \text{ mm} \pm 0,10 \text{ mm}$. Wie in der Tab. 5.4 dargestellt, unterscheiden sich die Kalibrierparameter ${}^T\mathbf{q}_{\text{Trans}}$ und ${}^T\mathbf{P}_{\text{Trans}}$ entsprechend der Lage der MP-Marker relativ zur Nadel. Da das Kalibrierbrett zwischen den Kalibrierprozessen der einzelnen MP-Marker nicht bewegt wurde, weicht die Transformation ${}^{\text{Ka}\rightarrow\text{K}}\mathbf{T}$ vom KaKS zum KKS jedoch nur geringfügig zwischen den einzelnen Experimenten ab. Die durchschnittliche Translation ${}^K\mathbf{P}_{\text{Kal}}$ betrug $25,78 \text{ mm} \pm 0,15 \text{ mm}$ in Kx -Richtung, $19,00 \text{ mm} \pm 0,24 \text{ mm}$ in Ky -Richtung und $441,45 \text{ mm} \pm 0,31 \text{ mm}$ in Kz -Richtung. Der durchschnittliche Rotationsquaternion ${}^{\text{Ka}\rightarrow\text{K}}\mathbf{q}_{\text{Kal}}$ belief sich in Euler-Winkel auf $-179,21^\circ \pm 0,51^\circ$ um die Px -Achse, $-2,81^\circ \pm 0,16^\circ$ um die Py -Achse und $-0,06^\circ \pm 0,56^\circ$ um die Pz -Achse. Basierend auf den Kalibrierparametern konnten die 3D-Verifizierungsdatensätze erfolgreich ermittelt werden. Einzelne Schichten für den hinten angebrachten MP-Markern sind in der Abb. 5.17 dargestellt.

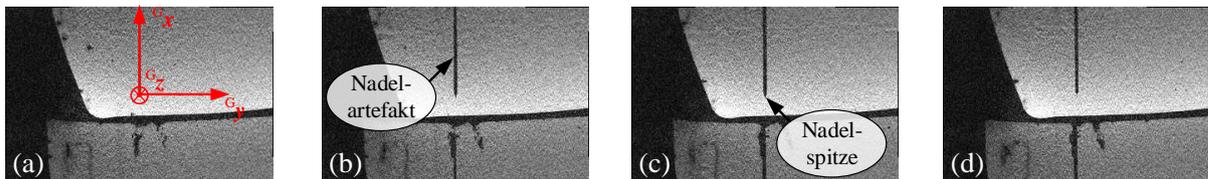


Abbildung 5.17: Schichten des 3D-Verifizierungsdatensatzes zur Überprüfung der Kalibrierparameter des hinteren angebrachten MP-Markers (S:6019/M:207) mit eingezeichneter Orientierung des GKS (rot). a| Schicht 8/16. b| Schicht 9/16. c| Schicht 10/16. d| Schicht 11/16.

Unter Nutzung des im vorherigen Kapitel beschriebenen Verfahrens erfolgte die Ermittlung der Nadelspitzenposition ${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}}$ und dessen Orientierung ${}^G\mathbf{q}_{\text{Nadel}}$ für alle Verifizierungsdatensätze. In der Abb. 5.18 befindet sich eine Visualisierung der extrahierten, nadelzugehörigen Pixelpunkte ${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadel}_i}$ sowie die dazugehörige Nadelmitte ${}^G\mathbf{P}_{\text{Mitte}_j}$ im Querschnitt j .

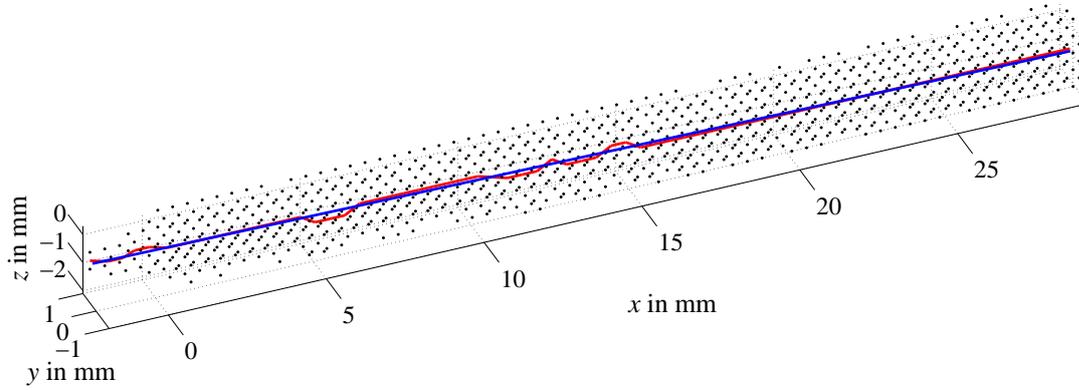


Abbildung 5.18: Visualisierung der nadelzugehörigen Pixelpunkte ${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadel}_i}$ (schwarz), der Nadelmitten ${}^G\mathbf{P}_{\text{Mitte}_j}$ (rot) für jeden Querschnitt j und der Regressiongeraden (blau) für den Verifizierungsdatensatzes zur Überprüfung der Kalibrierung des hinten angebrachten MP-Markers.

Die Position der detektierten Nadelspitzen ${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}}$ und somit der Translationsfehler, sowie die zugehörige Rotationsabweichung, basierend auf ${}^G\mathbf{q}_{\text{Nadel}}$ sind in der Tab. 5.5 ersichtlich. Die Variable d kennzeichnet in diesem Zusammenhang die euklidische Distanz:

$$d = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (5.19)$$

Zusätzlich sind der arithmetische Mittelwert μ und die Standardabweichung s dargestellt.

Tabelle 5.5: Überprüfung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierbrettes.

M:	${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}}$			d in mm	${}^G\mathbf{q}_{\text{Nadel}}$	
	x in mm	y in mm	z in mm		Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$
207	-1,88	0,27	-0,58	1,99	0,72	0,11
219	-0,94	1,33	0,94	1,88	0,08	1,30
221	-0,47	0,83	-0,06	0,96	-0,68	1,06
223	-0,94	0,43	-1,06	1,48	-0,72	1,15
μ in mm	-1,06	0,72	-0,19	1,58	-0,15	0,91
s in mm	0,59	0,47	0,86	0,47	0,69	0,54

Die größte durchschnittliche Abweichung befand sich in Gx -Richtung mit $-1,06 \text{ mm} \pm 0,59 \text{ mm}$ entlang der Hauptachse der Nadel, gefolgt von der Gy -Richtung mit $0,72 \text{ mm} \pm 0,47 \text{ mm}$. Entsprechend der Gleichung (5.16) und (5.17) auf Seite 63, war die Winkelabweichung Ψ mit $0,91^\circ \pm 0,54^\circ$ im Durchschnitt größer als Θ . Bei der euklidischen Distanz d konnte ein durchschnittlicher Wert von $1,58 \text{ mm} \pm 0,47 \text{ mm}$ ermittelt werden.

5.3 Kalibrierung mit Hilfe eines Kalibrierkörpers

Die zweite Variante der untersuchten Instrumentenkalibrierung beinhaltete einen Kalibrierkörper mit einem entsprechenden Einschub für die Keramiknadel sowie einen zusätzlichen MP-Marker. Die Herangehensweise wird im nächsten Kapitel 5.3.1 näher erläutert. Die dazugehörigen Ergebnisse sind in Kapitel 5.3.2 ab Seite 68 dargestellt.

5.3.1 Materialien und Methoden

Die Voraussetzung für die Nutzung eines Kalibrierkörpers ist, dass die Dimensionen des Körpers relativ zu einem an ihm befestigten MP-Marker (Referenzmarker) bekannt sind. Dazu ist es einerseits notwendig, dass die genauen Maße des verwendeten MP-Markers Berücksichtigung finden, andererseits bedarf es zusätzlich eines geeigneten Verfahrens zur Fertigung des Bauteils mit entsprechenden Toleranzen.

Als Referenzmarker fand der MP-Marker (S:6023/M:217) Verwendung. Laut Hersteller befindet sich dieser in einer Halterung, dessen Kanten nicht parallel und gleichmäßig zum TKS des Markers ausgerichtet sind. Es ist lediglich bekannt, dass sich der Ursprung des TKS auf der Glasoberfläche des Markers mit fest definierter Orientierung entlang der in der Mitte befindlichen Landmarke befindet (vgl. Abb. 2.13.a auf Seite 20). Deshalb wurde unter Verwendung des Stereomikroskops SZ61 (Olympus K. K., Tokio, Japan) der Referenzmarker zunächst relativ zum Ursprung seines TKS vermessen.

Die darauffolgende Konstruktion des Kalibrierkörpers, basierend auf den Mikroskopaufnahmen, fand mit Hilfe des 3D-CAD Konstruktionsprogramms SolidWorks 2016 (Dassault Systèmes S.A., Waltham, Vereinigte Staaten) statt. Der final konstruierte Kalibrierkörper mit zugehöriger Schnittansicht ist in der Abb. 5.19 auf Seite 68 dargestellt. Die Toleranz für den Einschub der Keramiknadel belief sich auf 100 μm . Die Vertiefung für den Referenzmarker besaß eine Toleranz von 50 μm . Die Fertigung des Kalibrierkörpers erfolgte mit Hilfe des Bottom-Up Stereolithographie Verfahrens innerhalb eines Formlab 3D-Druckers (Formlab, Massachusetts, Vereinigte Staaten)³.

Die Längsachse des Nadeleinschubes ist parallel zur Tz -Achse des Referenzmarker. Der finale Punkt ${}^T\mathbf{P}_{\text{Spitze}}$ des Nadeleinschubes (siehe Abb. 5.19.b auf Seite 68) relativ zum Referenzmarker besitzt die folgenden Koordinaten:

$${}^T\mathbf{P}_{\text{Spitze}} = \begin{pmatrix} 0,000 \\ 45,000 \\ -8,864 \end{pmatrix} \quad (5.20)$$

³Der 3D-Druck des Kalibrierkörpers erfolgte mit Hilfe von Thomas Hoffmann und Robert Odenbach (Institut für Medizintechnik, Otto-von-Guericke Universität, Magdeburg, Deutschland).

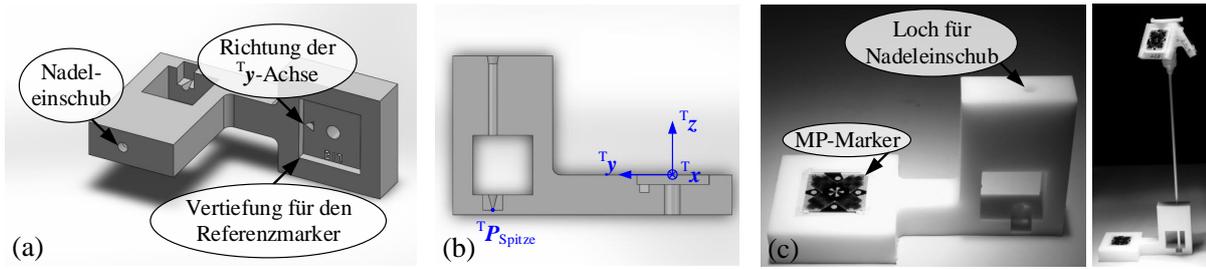


Abbildung 5.19: Gefertigter Kalibrierkörper. **a**| Konstruktion des Kalibrierkörpers in Solid-Works. **b**| Schnittansicht mit zugehörigem Koordinatensystem TKS des MP-Markers. **c**| 3D-gedruckter Kalibrierkörper mit Keramiknadel und Referenzmarker.

Sobald sich die Keramiknadel mit dem befestigten, zu kalibrierenden MP-Marker vollständig in der Vertiefung des Kalibrierkörpers befindet und die Nadelspitze den Endpunkt in der Vertiefung ${}^T P_{\text{Spitze}}$ berührt, können die Kalibrierparameter für jeden angebrachten MP-Marker wie folgt ermittelt werden:

$${}^T P_{\text{Trans}} = R \left\{ {}^K q_{\text{MP}}^{-1} \right\} \cdot \left({}^K P_{\text{Referenz}} + R \left\{ {}^K q_{\text{Referenz}} \right\} \cdot {}^T P_{\text{Spitze}} - {}^K P_{\text{MP}} \right) \quad (5.21)$$

$${}^T q_{\text{Trans}} = {}^K q_{\text{MP}}^{-1} \cdot {}^K q_{\text{Referenz}} \quad (5.22)$$

In diesem Kontext beschreiben ${}^K P_{\text{Referenz}}$ und ${}^K q_{\text{Referenz}}$ den im Kalibrierkörper eingelassenen Referenzmarker relativ zum KKS, während die aktuelle Position und Orientierung des zu kalibrierenden Markers durch ${}^K P_{\text{MP}}$ und ${}^K q_{\text{MP}}$ widergespiegelt wird.

Der Messaufbau zur Ermittlung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierkörpers ähnelte dem in Kapitel 5.2.3. Die Keramiknadel befand sich mit den zu kalibrierenden Markern innerhalb des Kalibrierkörpers samt Referenzmarker im Inneren des MRT. Nach Erwärmung der Kamera erfolgte eine Mittelwertbestimmung der aktuellen Position und Orientierung des zu kalibrierenden Markers sowie des Referenzmarkers für circa 30 s. Pro MP-Marker fand ein Durchlauf statt. Unter Nutzung der Gleichung (5.21) und (5.22) wurden die Kalibrierparameter ${}^T P_{\text{Trans}}$ und ${}^T q_{\text{Trans}}$ für jeden an der Keramiknadel angebrachten MP-Marker ermittelt. Die Überprüfung der Genauigkeit der Kalibrierung fand erneut bildbasiert statt. Das genaue Vorgehen der Verifizierung ist im vorherigen Kapitel 5.2.3 ab Seite 60 ausführlich beschrieben.

5.3.2 Ergebnisse

Die Tab. 5.6 auf Seite 69 enthält die gemessenen Positionen ${}^K P_{\text{Referenz}}$ und Orientierungen ${}^K q_{\text{Referenz}}$ des Referenzmarkers sowie die aktuelle Position ${}^K P_{\text{MP}}$ und Orientierung ${}^K q_{\text{MP}}$ des zu kalibrierenden MP-Markers für die vier verschiedenen Kalibrierprozesse. Mit diesen Werten wurden mittels der Gleichung (5.21) sowie (5.22) die Kalibrierparameter für die verschiedenen MP-Marker ermittelt. Die Ergebnisse sind in der Tab. 5.7 auf Seite 69 dargestellt.

Tabelle 5.6: Mittelwert für die Position ${}^K\mathbf{P}_{\text{Referenz}}$ und Orientierung ${}^K\mathbf{q}_{\text{Referenz}}$ des Referenzmarkers sowie die Position ${}^K\mathbf{P}_{\text{MP}}$ und Orientierung ${}^K\mathbf{q}_{\text{MP}}$ der vier zu kalibrierenden Marker.

M:	${}^K\mathbf{P}_{\text{Referenz}}$			${}^K\mathbf{q}_{\text{Referenz}}$ in Euler-Winkel		
	x in mm	y in mm	z in mm	Φ in $^\circ$	Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$
207	-36,36	5,99	376,75	-178,07	-0,99	-88,89
219	-30,30	46,51	335,18	-175,59	-0,06	-97,65
221	-30,40	43,50	335,69	-177,06	-0,46	-100,44
223	-30,03	42,07	335,59	-176,00	-0,47	-102,18

M:	${}^K\mathbf{P}_{\text{MP}}$			${}^K\mathbf{q}_{\text{MP}}$ in Euler-Winkel		
	x in mm	y in mm	z in mm	Φ in $^\circ$	Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$
207	7,36	10,65	207,64	-178,02	-1,15	-74,04
219	2,70	56,46	180,33	140,75	-47,31	37,41
221	5,81	47,25	180,88	126,05	-29,86	-163,79
223	3,63	51,30	179,37	130,50	-35,76	-156,02

Tabelle 5.7: Ermittelte Kalibrierparameter ${}^T\mathbf{P}_{\text{Trans}}$ und ${}^T\mathbf{q}_{\text{Trans}}$ mit Hilfe des Kalibrierkörpers für die vier verschiedenen MP-Marker.

M:	${}^T\mathbf{P}_{\text{Trans}}$			${}^T\mathbf{q}_{\text{Trans}}$ in Euler-Winkel		
	x in mm	y in mm	z in mm	Φ in $^\circ$	Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$
207	-0,27	-2,14	-177,25	-0,17	0,00	-14,84
219	-0,97	135,99	-92,69	60,57	0,14	-155,06
221	4,52	-136,75	-90,38	-61,46	-1,18	45,99
223	-1,70	-137,11	-93,01	-60,83	0,87	35,67

Tabelle 5.8: Ergebnisse der Validierung der Kalibrierparameter ${}^T\mathbf{P}_{\text{Trans}}$ und ${}^T\mathbf{q}_{\text{Trans}}$ mit Hilfe des Kalibrierkörpers.

M:	${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}}$			d in mm	${}^G\mathbf{q}_{\text{Nadel}}$	
	x in mm	y in mm	z in mm		Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$
207	-0,47	0,07	-0,04	0,48	-0,10	0,56
219	-0,94	-0,31	0,64	1,18	0,09	0,87
221	-0,94	-0,71	0,59	1,32	-0,02	1,14
223	0,47	-0,77	0,61	1,09	0,03	0,53
μ in mm	-0,47	-0,43	0,45	1,02	0,00	0,78
s in mm	0,66	0,39	0,33	0,37	0,08	0,29

Basierend auf den ermittelten Kalibrierparametern konnten für alle vier MP-Marker erfolgreich die 3D-Verifizierungsdatensätze gewonnen und ausgewertet werden. Die Ergebnisse der Validierung für die einzelnen MP-Marker mit den zugehörigen Mittelwerten μ und der Standardabweichungen s sind in der Tab. 5.8 auf Seite 69 ersichtlich.

Die größte Abweichung ergab in Gx -Richtung im Mittel $-0,47 \text{ mm} \pm 0,66 \text{ mm}$. Die durchschnittliche Abweichung in Gz -Richtung betrug $0,45 \text{ mm} \pm 0,33 \text{ mm}$. Die Winkelabweichung Ψ ist gegenüber Θ mit $0,78^\circ \pm 0,29^\circ$ deutlich größer. Bei der euklidischen Distanz konnte ein durchschnittlicher Wert von $1,02 \text{ mm} \pm 0,37 \text{ mm}$ ermittelt werden. Somit lieferte der Kalibrierprozess mit Hilfe eines Kalibrierkörpers bessere Ergebnisse als mit Hilfe des Kalibrierbrettes (durchschnittliche euklidische Distanz von $1,58 \text{ mm} \pm 0,47 \text{ mm}$).

6 Echtzeitnadelführung

Das vorliegende Kapitel erläutert die Umsetzung der Echtzeitnadelführung mit Hilfe des MPT sowie die dazugehörige Evaluierung des erforschten Verfahrens. Zunächst wird in Kapitel 6.1 die Implementierung der verwendeten Sequenz zur Echtzeitnadelführung vorgestellt. Darauf aufbauend erfolgte eine Evaluierung des Verfahrens in einer Nutzerstudie. Die dazugehörigen Experimente und Ergebnisse sind in Kapitel 6.2 ab Seite 88 präsentiert. Teile des Kapitels basieren auf den Veröffentlichungen [HKGR⁺18, HKW⁺15, KGA⁺18, KGB⁺15, KGS⁺13a, KGS⁺13b, KGW⁺18, KHW⁺16, KPW⁺17].

6.1 Implementierung

Die Echtzeitnadelführung besteht aus einer Pulssequenz und einem ICE-Programm. Beide Implementierungen sollen im Folgenden näher betrachtet werden. Kapitel 6.1.1 stellt zunächst die eigens hierfür programmierte Pulssequenz `uk_BEAT_xpace` vor. Ab Seite 83 befindet sich das in dieser Dissertation neu entwickelte ICE-Programm `uk_ICEProgrammTracking`.

6.1.1 Pulssequenz

Die Grundlage der Pulssequenz ist die im Kapitel 2.3.2 auf Seite 21 vorgestellte GRE-Sequenz `mz_gre_xpace` zur Bewegungskorrektur sowie deren zugehörige Bibliothek `mz_lib_xpace`. Die Sequenz `mz_gre_xpace` wurde zunächst insoweit geändert, dass lediglich die zentralen Komponenten für die Bewegungskorrektur, wie es im Programmablaufplan im Kapitel 2.3.2 auf Seite 21 beschrieben ist, als Grundgerüst extrahiert wurden. Entsprechend verkürzten sich die Optionen in der Examskarte *Sequence Special* der Syngo-Oberfläche der Sequenz (siehe rot umrandeter Bereich in der Abb. 6.1 auf Seite 74 im Vergleich zur Abb. 2.19 auf Seite 25). Neben den für die Bewegungskorrektur notwendigen Optionen stehen dem Nutzer jetzt fünf neue Parameter zur Interaktion zur Verfügung (siehe grün umrandeter Bereich in der Abb. 6.1 auf Seite 74). Diese regeln die Echtzeitnadelführung und ermöglichen drei Arbeitsschritte:

1. **Finden des Eintrittspunktes:** Bei Auswahl des Parameters *Enable Entry Point Guide* erfolgt die kontinuierliche Bildaufnahme von bis zu zwei senkrecht zueinander stehenden Bildschichten zentriert im geplanten Eintrittspunkt. Anhand der MP-Marker ist die Position der Nadelspitze innerhalb der Bildschichten relativ zum Eintrittspunkt visualisiert.

2. **Finden des Zielpunktes:** Sobald der Parameter *Enable Guidance* gesetzt ist, kann das Finden des Zielpunktes erfolgen. Basierend auf den an der Nadel angebrachten MP-Markern richten sich bis zu zwei senkrecht zueinander stehende Bildschichten automatisch entlang der Nadel zentriert in der Nadelspitze aus. Über Translationen und Rotationen der Nadel kann der Nutzer die Bildschichten beliebig kontrollieren. Zusätzlich werden dem Nutzer Informationen über die Nadelspitze, deren Verlängerung und der Distanz von der Nadelspitze bis zum Ziel zur Verfügung gestellt.
3. **Verifizierung:** Die Option *Verification* benötigt der Nutzer zur Überprüfung der letztendlich platzierten Nadelspitze mit Hilfe eines 3D-Datensatzes. Ähnlich zur Option *Enable Guidance* richtet sich der 3D-Datensatz, basierend auf den Kalibrierparametern ${}^T P_{\text{Trans}}$ und ${}^T q_{\text{Trans}}$, entlang der Nadel, zentriert in der Nadelspitze, aus. Jedoch enthalten die Bilder keine zusätzlichen Informationen für den Nutzer. Anhand des 3D-Datensatzes und dessen Position relativ zum PKS kann, unter Verwendung des in Kapitel 5.2.3 ab Seite 60 vorgestellten Programms, die Nadelspitze im PKS detektiert werden.

Die folgenden Seiten erläutern die einzelnen zur Verfügung stehenden Optionen und somit die Implementierung der Echtzeitnadelführung. Zur besseren Veranschaulichung dient der Programmablaufplan in der Abb. 6.2 auf Seite 75 .

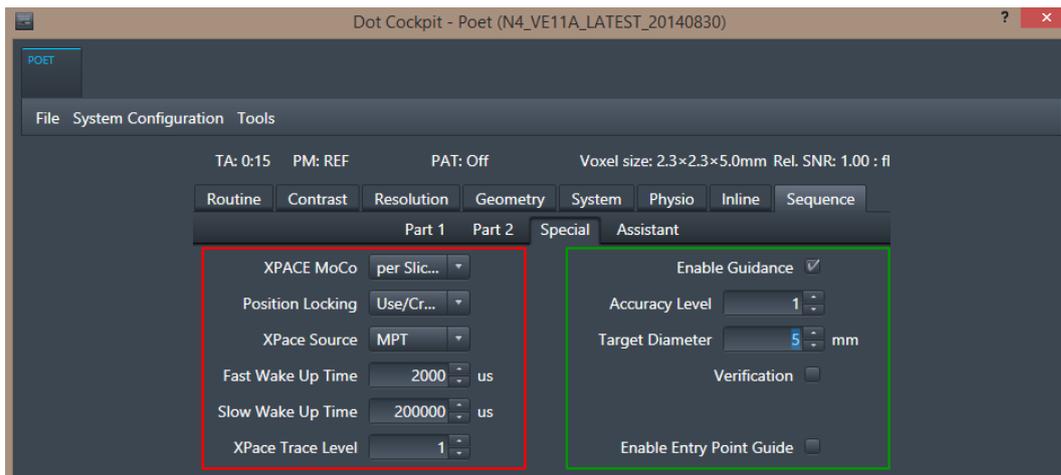


Abbildung 6.1: Examskarte *Sequence Special* der *uk_BEAT_xpace* Pulssequenz mit Parametern aus der Bewegungskorrektursequenz (rot umrandet) und neuen Optionen typischer Konfiguration für die Echtzeitnadelführung zum Finden des Zielpunktes (grün umrandet).

Die *prepare* und *PrepNeedleGuidance* Funktion

Wie bereits in Kapitel 2.3.2 auf Seite 21 beschrieben, greift die *prepare* Funktion nach dem Start des Programms auf dem Host des MRT zunächst auf die *Prep* Funktionen der Klassen *XPaceFeedback* und *XPaceFeedbackBase* der *mz_lib_xpace* Bibliothek zu. Diese ermöglichen es, die Transformation vom KKS zum PKS einzulesen und den Startpunkt ${}^P P_a$ und ${}^P q_a$ des getrackten MP-Markers zu setzen.

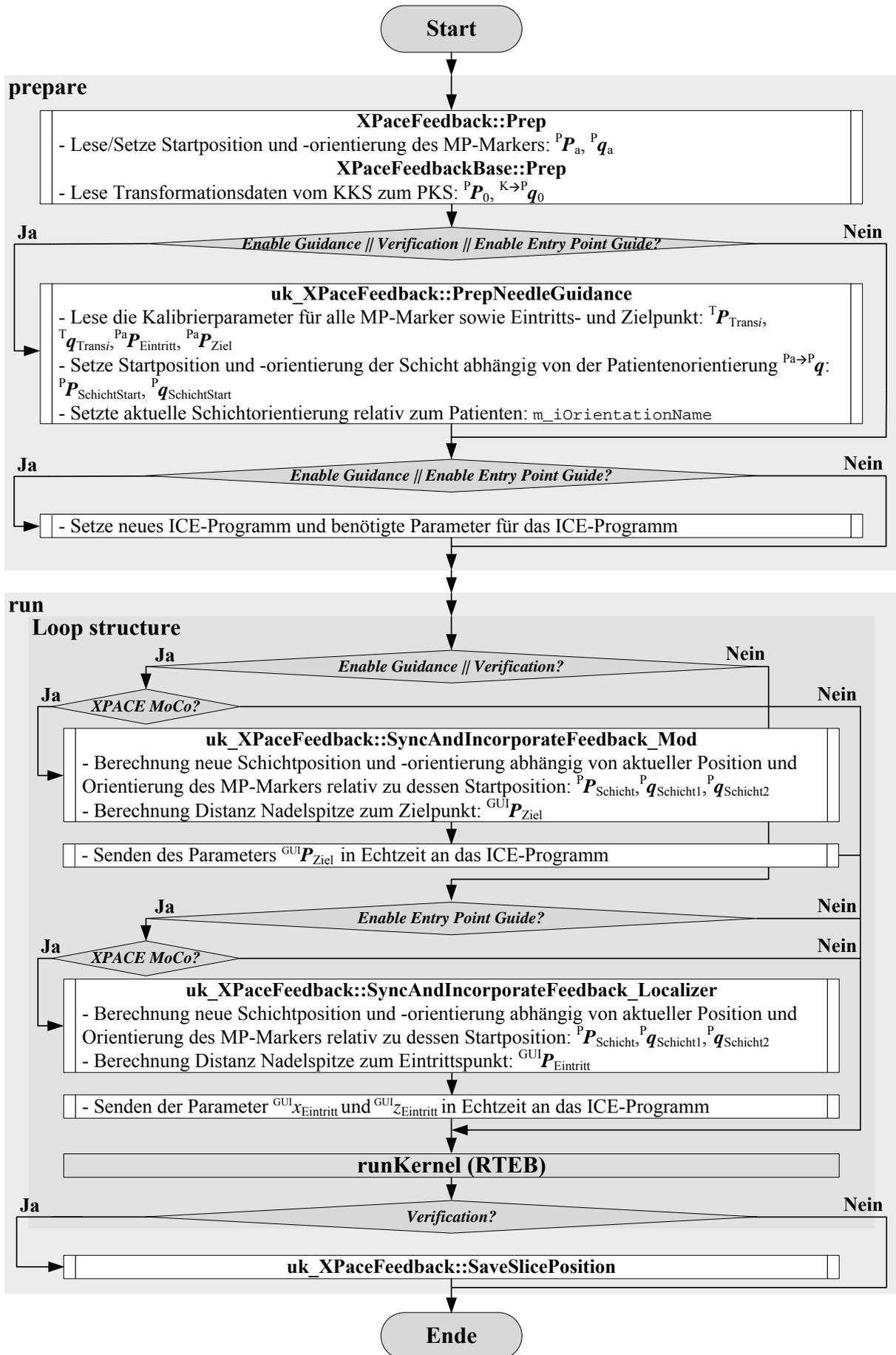


Abbildung 6.2: Programmablaufplan der implementierten Pulssequenz uk_BEAT_xpace.

Im Fall, dass eine der neuen Optionen *Enable Guidance*, *Verification* oder *Enable Entry Point Guide* gesetzt ist, wird zunächst auf die neu implementierte Funktion `PrepNeedleGuidance` der Klasse `uk_XPaceFeedback` zugegriffen, die von der Klasse `XPaceFeedback` abgeleitet ist. Einerseits dient die Funktion `PrepNeedleGuidance` dazu, die Kalibrierparameter ${}^T P_{\text{Trans}_i}$ und ${}^T q_{\text{Trans}_i}$ mit der dazugehörigen Markernummer des MP-Markers, sowie den geplanten Eintrittspunkt ${}^{\text{Pa}} P_{\text{Eintritt}}$ und Zielpunkt ${}^{\text{Pa}} P_{\text{Ziel}}$ einzulesen. Die Informationen über die Kalibrierparameter der vier MP-Marker befinden sich in vier separaten Dateien auf dem Host. Die Abb. 6.3.a zeigt beispielhaft die Datei `xpace-calibration_MP1.txt`, die die Kalibrierparameter für den hinten angebrachten MP-Marker enthält. Der Eintritts- und Zielpunkt der Nadel muss zunächst anhand eines Planungsdatensatzes innerhalb des IFE geplant werden (nähere Angaben zur Planung siehe Kapitel 6.2 ab Seite 88). Die gewonnenen Punkte relativ zum PaKS sind innerhalb der Datei `trajectory.path` auf dem Host abgespeichert (siehe Abb. 6.3.b).

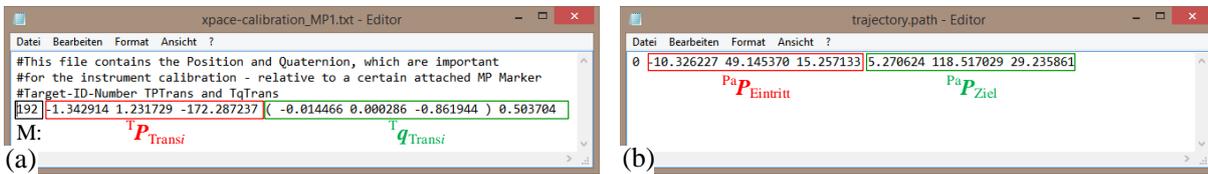


Abbildung 6.3: Einzulesende Informationen für die Echtzeitnadelführung. **a)** Datei mit den Kalibrierparametern. **b)** Datei mit dem geplanten Eintritts- und Zielpunkt der Nadel.

Andererseits dient die Funktion `PrepNeedleGuidance` dazu, die Startposition ${}^P P_{\text{SchichtStart}}$ und -orientierung ${}^P q_{\text{SchichtStart}}$ der Schicht, basierend auf der aktuellen Patientenregistrierung, neu zu setzen. Die Definition der Schicht erfolgt relativ zum PKS, hängt jedoch von der Patientenregistrierung ${}^{\text{Pa} \rightarrow P} q$ ab. Zusätzlich existiert für jedes aufgenommene MRT-Bild eine fest definierte Anzeige innerhalb der GUI des MRT-Scanners. Bei Betrachtung der Gleichung (5.3) auf Seite 56 ist ersichtlich, dass die Schichtorientierung während der Echtzeitnadelführung letztlich relativ zur Nadel definiert ist. Das kann dazu führen, dass bei bestimmten Patientenregistrierungen und Schichtorientierungen die Bilder innerhalb der GUI um 180° gedreht sind. Die Abb. 6.4 auf Seite 77 zeigt diesen Zusammenhang exemplarisch anhand eines sagittalen MRT-Bildes unter Verwendung der zusätzlichen Kürzel Anterior (A), Posterior (P), Head (H) und Feet (F) zur Patientenorientierung. Aus diesem Grund war für die weitere Nutzung eine Änderung der innerhalb der Syngo-Oberfläche vom Nutzer eingestellte Schichtorientierung ${}^P q_{\text{SchichtSyngo}}$ erforderlich. Bei Betrachtung der Abb. 6.4 ist ersichtlich, dass bei der Registrierung *FüÙe voran, Rückenlage* die Bilder innerhalb der GUI nicht mehr um 180° gedreht sind. Aus diesem Grund wurde jene Patientenregistrierung für die Echtzeitnadelführung als Referenzwert verwendet und deren Orientierung ${}^{\text{Pa} \rightarrow P} q$ in der Variable q_{Ref} abgespeichert. Basierend auf der aktuellen Patientenregistrierung und der Schichtorientierung ${}^P q_{\text{SchichtSyngo}}$ berechnet die Funktion `PrepNeedleGuidance` die neue Schichtorientierung ${}^P q_{\text{SchichtStart}}$ wie folgt:

$${}^P q_{\text{SchichtStart}} = \left(q_{\text{Ref}} \cdot {}^{\text{Pa} \rightarrow P} q_0^{-1} \right) \cdot {}^P q_{\text{SchichtSyngo}} \quad (6.1)$$

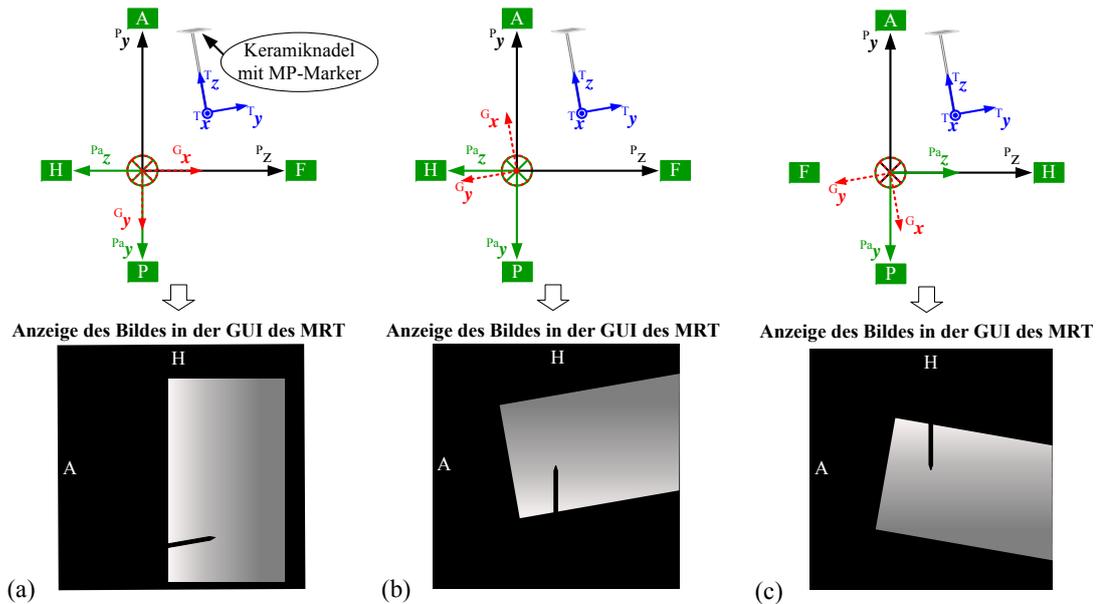


Abbildung 6.4: Beispielhafte Darstellung eines sagittalen MRT-Bildes (PE-Richtung: H \ll F) relativ zur Patientenregistrierung mit zugehöriger Lage des PKS, GKS, PaKS und TKS. **a**| Registrierung *Kopf voran, Rückenlage* ohne Verwendung der Kalibrierparameter. **b**| Registrierung *Kopf voran, Rückenlage* während der Echtzeitnadelführung. **c**| Registrierung *Füße voran, Rückenlage* während der Echtzeitnadelführung.

In der Abb. 6.5 auf Seite 78 ist die Examskarte *Routine* ersichtlich, auf der der Nutzer die Schichtorientierung ${}^P q_{\text{SchichtSyngo}}$ über die Option *Orientation* einstellen kann (grün umrandet). Die Schichtposition ${}^P P_{\text{SchichtStart}}$ wird unabhängig von den Eingaben in der Syngo-Oberfläche auf den Wert null zurückgesetzt. Somit befindet sich die Schichtmitte im Zentrum der Nadel (vgl. Gleichung (5.2) auf Seite 56).

Wie in der Abb. 6.4.c ersichtlich, stimmt durch die Ausrichtung der Bildschicht entlang der Nadel die Anzeige der Kürzel H, A und R für die Patientenorientierung nicht mehr. Um einem Orientierungsverlust vorzubeugen, wurden eigene Orientierungsangaben basierend auf der Variable `m_iOrientationItems` hinzugefügt. Die Tab. 6.1 zeigt am Beispiel der Patientenregistrierung *Kopf voran, Rückenlage*, wie die Funktion `PrepNeedleGuidance` die sechs Elemente des Datenfeldes `m_iOrientationItems` setzt.

Tabelle 6.1: Initialisierung der sechs Elemente des Datenfeldes `m_iOrientationItems` in Abhängigkeit von der Patientenregistrierung ${}^{Pa \rightarrow P} q$ am Beispiel der Registrierung *Kopf voran, Rückenlage*.

Index	0	1	2	3	4	5
Bedeutung	$+^P x$	$+^P y$	$+^P z$	$-^P x$	$-^P y$	$-^P z$
Wert	1	5	6	4	2	3
Bedeutung	Left (L)	A	F	R	P	H

Unter der Voraussetzung, dass innerhalb der Syngo-Oberfläche als Schichtorientierung der Parameter *Sagittal* ausgewählt und die primäre Nadelführungsrichtung parallel zur $^P y$ -Achse ist, werden für die korrekte Anzeige der Schichtorientierung die folgenden drei Elemente des Feldes `m_iOrientationItems` innerhalb der Hilfsvariable `m_iOrientationName` gespeichert:

```
1 m_iOrientationName = m_iOrientationItems[1] + 10 * m_iOrientationItems[5]
2 + 100 * m_iOrientationItems[3];
```

Nach Vollendung der Funktion `PrepNeedleGuidance` setzt die Funktion `prepare` die für das ICE-Programm notwendigen Parameter. Diese sind jedoch nur für die Optionen *Enable Guidance* und *Enable Entry Point Guide* von Bedeutung. Zunächst wird die `.ipr` Datei festgelegt (`uk_IceProgramTracking.ipr`), die das neue ICE-Programm definiert. Zusätzlich übergibt die Funktion statische Variablen an das ICE-Programm. Dazu zählen neben der Hilfsvariable `m_iOrientationName` auch die innerhalb der Syngo-Oberfläche auswählbaren Parameter *Accuracy Level* und *Target Diameter*. Zusätzlich wird die Anzahl der verwendeten Schichten, das FOV und der Wert der Option *Enable Entry Point Guide* übergeben. Die Einstellung der ersten beiden Werte erfolgt über die Examskarte *Routine* der Syngo-Oberfläche (siehe rot und blau umrandeter Bereich in der Abb. 6.5).

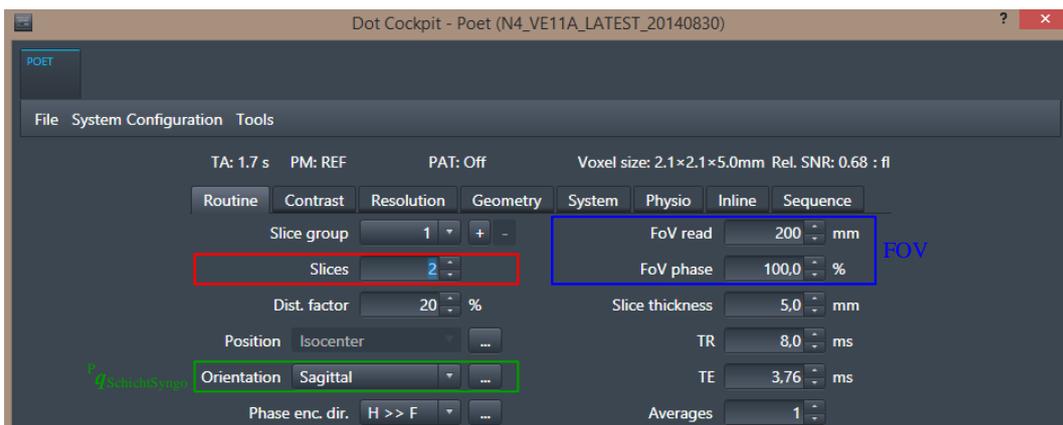


Abbildung 6.5: Examskarte *Routine* in der Syngo-Oberfläche der `uk_BEAT_xpace` Pulssequenz zur Einstellung der Schichtorientierung $^P q_{\text{SchichtSyngo}}$ (grün umrandet), der Anzahl der Schichten (rot umrandet) und dem FOV (blau umrandet).

Die `SyncAndIncorporateFeedback_Mod` Funktion

Vor dem `runKernel` wird auf die Funktion `SyncAndIncorporateFeedback_Mod` der Klasse `uk_XPaceFeedback` zugegriffen, wenn die Parameter *Enable Guidance* oder *Verification* gesetzt sind. Unter der Voraussetzung, dass der Parameter *XPACEMoCo* auf *per Slice/Volume* steht, richtet die Funktion die Schicht bzw. das Volumen, unter Verwendung der Gleichung (5.2) und (5.3) auf Seite 56, entlang der Nadel zentriert in der Nadelspitze vor jeder Wiederholung oder neuen Schichtaufnahme aus. Die aktuelle Schichtposition $^P P_{\text{Schicht}}$ wird bei Verwendung der Kalibrierparameter und der aktuell berechneten Differenzposition $^P P_{\text{Diff}}$ und -orientierung

${}^P q_{\text{Diff}}$ wie folgt berechnet:

$${}^P P_{\text{Schicht}} = \mathbf{R} \left\{ {}^P q_{\text{Diff}} \right\} \cdot \left(\mathbf{R} \left\{ {}^P q_a \right\} \cdot \left({}^P P_{\text{SchichtStart}} + {}^T P_{\text{Trans}_i} \right) \right) + {}^P P_{\text{Diff}} + {}^P P_a \quad (6.2)$$

Die Wahl der passenden Kalibrierparameter ${}^T P_{\text{Trans}_i}$ und ${}^T q_{\text{Trans}_i}$ hängt vom ankommenden UDP Packet ab, in dem neben den Trackingdaten auch die Markernummer des aktuell detektierten MP-Markers hinterlegt ist.

Die Berechnung der aktuellen Schichtorientierung ${}^P q_{\text{Schicht}}$ hingegen ist komplexer. Für eine geeignete Implementierung ist es notwendig, dass sich die letztendliche Orientierung der Schicht stets nahe einer der Hauptebenen sagittal, coronal oder transversal befindet. Unter Verwendung der aktuellen Differenzorientierung ${}^P q_{\text{Diff}}$ gilt:

$${}^K q_{\text{Nadel}} = {}^{K \rightarrow P} q_0^{-1} \cdot \left({}^P q_{\text{Diff}} \cdot \left({}^{K \rightarrow P} q_0 \cdot \left(\left({}^{K \rightarrow P} q_0^{-1} \cdot {}^P q_a \right) \cdot {}^T q_{\text{Trans}_i} \right) \right) \right) \quad (6.3)$$

Die Funktion `SyncAndIncorporateFeedback_Mod` übersetzt die Orientierung ${}^K q_{\text{Nadel}}$ in Euler-Winkel und setzt die Rotation Ψ auf null:

$${}^K q'_{\text{Nadel}_1} = {}^K q_{\text{Nadel}|_{\Psi=0,0}} \quad (6.4)$$

Dies gewährleistet, dass sich die Schicht relativ zu einer der Hauptebenen befindet. Die neu gesetzte Orientierung ${}^K q'_{\text{Nadel}_1}$ kann nun dazu verwendet werden, die neue Schichtorientierung ${}^P q_{\text{Schicht}_1}$ relativ zum PKS wie folgt zu berechnen:

$${}^P q_{\text{Schicht}_1} = \left({}^{K \rightarrow P} q_0 \cdot {}^K q'_{\text{Nadel}_1} \right) \cdot {}^P q_{\text{SchichtStart}} \quad (6.5)$$

Für eine adäquate Schichtführung während des Findens des Zielpunktes sind in der Regel zwei Schichten notwendig. Die zweite Schicht sollte senkrecht zur ersten Ebene stehen. Dazu wird die Rotation Ψ der Orientierung ${}^K q_{\text{Nadel}}$ anstatt auf null auf $\frac{\pi}{2}$ gesetzt:

$${}^K q'_{\text{Nadel}_2} = {}^K q_{\text{Nadel}|_{\Psi=\frac{\pi}{2}}} \quad (6.6)$$

Die Berechnung der zweiten Schichtorientierung erfolgt adäquat zur ersten Orientierung:

$${}^P q_{\text{Schicht}_2} = \left({}^{K \rightarrow P} q_0 \cdot {}^K q'_{\text{Nadel}_2} \right) \cdot {}^P q_{\text{SchichtStart}} \quad (6.7)$$

Die benötigte Anzahl der Schichten kann letztendlich innerhalb der Syngo-Oberfläche über *Slices* in der Examskarte *Routine* eingestellt werden (siehe rot umrandeter Bereich in der Abb. 6.5 auf Seite 78). Zum derzeitigen Zeitpunkt unterstützt die Sequenz bis zu zwei Schichten. Die Bildaufnahme erfolgt sequentiell. Die Manipulation der Position und Orientierung eines 3D-Datensatz geschieht in diesem Zusammenhang auf die gleiche Weise, wie die einer einzelnen Schicht. Die Abb. 6.6 auf der nächsten Seite zeigt die Schichten der Echtzeitnadelführungssequenz für das Finden des Zielpunktes an einem Phantom.

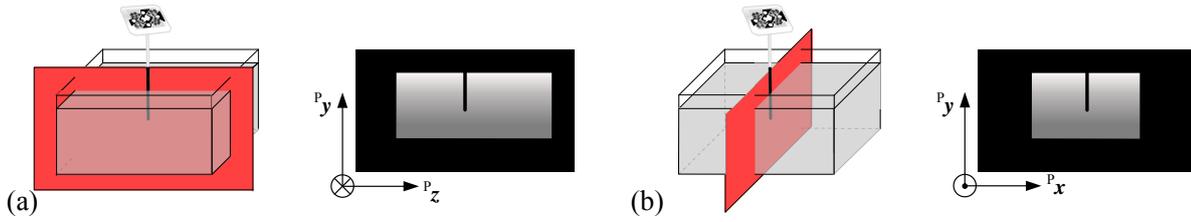


Abbildung 6.6: Orientierung der Schichten (rot) während der Echtzeitnadelführung relativ zu einem Phantom und der mit einem MP-Marker versehenen Nadel mit zugehöriger Anzeige innerhalb der GUI des MRT-Scanners (eingestellte Schichtorientierung in der Syngo-Oberfläche: *Sagittal*). **a**| Schicht 1 ($\Psi = 0, 0^\circ$). **b**| Schicht 2 ($\Psi = 90, 0^\circ$).

Im nächsten Schritt wird die Position des Zielpunktes ${}^{\text{Pa}}\mathbf{P}_{\text{Ziel}}$ relativ zur Nadelspitze im GKS benötigt. Dazu verwendet die Sequenz jedoch nur die Informationen ${}^{\text{P}}\mathbf{P}_{\text{Schicht}}$ und ${}^{\text{P}}\mathbf{q}_{\text{Schicht}_1}$ der ersten Schicht:

$${}^{\text{P}}\mathbf{P}_{\text{Ziel}} = \mathbf{R} \left\{ {}^{\text{Pa} \rightarrow \text{P}} \mathbf{q} \right\} \cdot {}^{\text{Pa}} \mathbf{P}_{\text{Ziel}} \quad (6.8)$$

$${}^{\text{G}}\mathbf{P}_{\text{Ziel}} = \mathbf{R} \left\{ {}^{\text{P}} \mathbf{q}_{\text{Schicht}_1}^{-1} \right\} \cdot \left({}^{\text{P}} \mathbf{P}_{\text{Ziel}} - {}^{\text{P}} \mathbf{P}_{\text{Schicht}} \right) \quad (6.9)$$

Auf Grund der fest definierten Anzeige der Bilder innerhalb der GUI sowohl in Abhängigkeit von der Patientenregistrierung als auch von der Schichtorientierung ist es erforderlich den Zielpunkt weiter in das selbst definierte GUI-Koordinatensystem zu überführen (siehe Abb. 6.7).

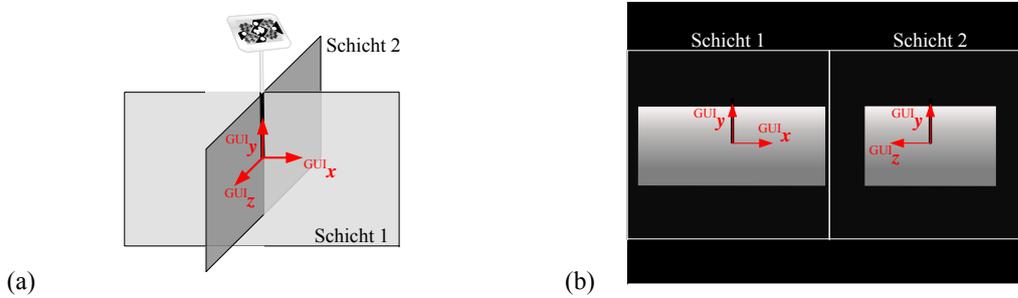


Abbildung 6.7: Definition des GUI-Koordinatensystems. **a**| Orientierung relativ zu den zwei Schichten der Echtzeitnadelführung. **b**| Anzeige der beiden Schichten in der GUI des MRT-Scanners.

Die Transformation ist wie folgt definiert:

$${}^{\text{GUI}}\mathbf{P}_{\text{Ziel}} = \begin{pmatrix} \text{GUI}_x \text{Ziel} \\ \text{GUI}_y \text{Ziel} \\ \text{GUI}_z \text{Ziel} \end{pmatrix} = \left(\mathbf{R} \left\{ \begin{pmatrix} -0,5 \\ -0,5 \\ -0,5 \\ 0,5 \end{pmatrix} \right\} \cdot \left(\mathbf{R} \left\{ {}^{\text{Pa} \rightarrow \text{P}} \mathbf{q}^{-1} \right\} \mathbf{R} \left\{ \mathbf{q}_{\text{SchichtSyngo}} \right\} \right) \right) \cdot {}^{\text{G}} \mathbf{P}_{\text{Ziel}} \quad (6.10)$$

Die Position des Zielpunktes innerhalb der GUI wird in Echtzeit in der Rekonstruktion benötigt, um eine adäquate Zieldarstellung zu ermöglichen (weitere Informationen siehe Kapitel 6.1.2 auf Seite 83). Jedoch erlaubt die Sequenzprogrammierung nur das Senden von vier Parametern im Format `unsigned 16-bit integer`. Drei Parameter sind bereits in der Sequenz enthalten. Der vierte Parameter dient somit der Echtzeitübermittlung der Position ${}^{GUI}P_{Ziel}$ an das ICE-Programm. Aus diesem Grund codiert die Sequenz den Vektor über einen Binärcode, den die Sequenz dann an das Rekonstruktionsprogramm übergibt. Der dazugehörige Programmablaufplan kann der Abb. 6.8 entnommen werden. Die Übergabe erfolgt mit Hilfe des Befehls `setFreeParameterByIndex` kurz bevor der RTEB angesteuert wird. Bei jeder Wiederholung ist der Parameter stets neu gesetzt. Sollten keine Trackingdaten vorliegen, weil sich die MP-Marker z. B. außerhalb des FOV der Kamera befinden, wird dem Parameter der Wert 2^{15} zugewiesen.

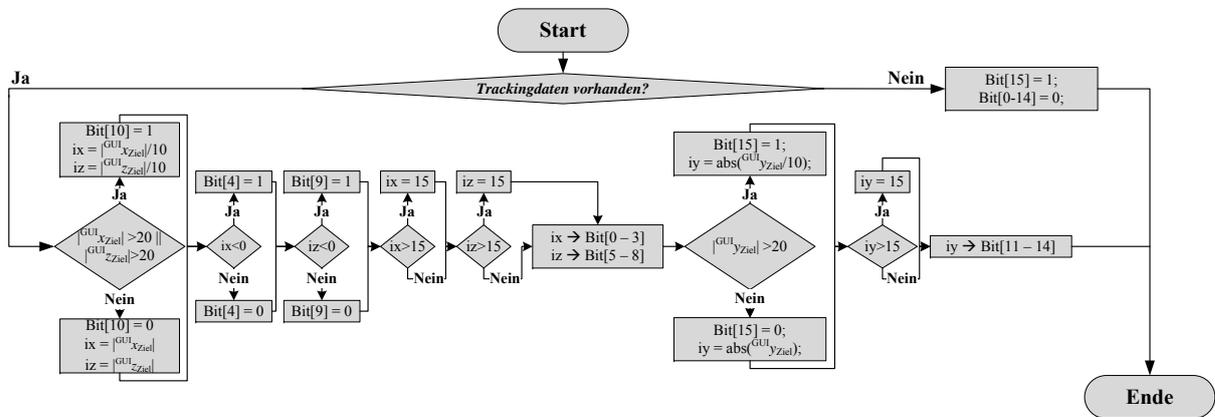


Abbildung 6.8: Programmablaufplan zur Codierung des Parameters ${}^{GUI}P_{Ziel}$ in 16-Bit Binärcode.

Die SyncAndIncorporateFeedback_Localizer Funktion

Im Gegensatz zum Finden des Zielpunktes und der Verifizierung werden beim Finden des Eintrittspunktes mit dem MPT die Bildebenen nicht entlang der Nadel ausgerichtet. Zur Ausführung dessen muss der Parameter *Enable Entry Point Guide* gesetzt sein, der den Zugriff auf die Funktion `SyncAndIncorporateFeedback_Localizer` ermöglicht. Die Option *XPACEMoCo* steuert erneut die Häufigkeit der Ausführung. Die aktuelle Schichtposition ${}^P P_{Schicht}$ hängt hierbei von der geplanten Eintrittsstelle ${}^{Pa} P_{Eintritt}$ wie folgt ab:

$${}^P P_{Schicht} = {}^P P_{Eintritt} = R \left\{ {}^{Pa \rightarrow P} q \right\} \cdot {}^{Pa} P_{Eintritt} \quad (6.11)$$

Erneut stehen dem Nutzer bis zu zwei Bildebenen zur Verfügung, die den gleichen Mittelpunkt ${}^P P_{Schicht}$ aufweisen und jeweils senkrecht zueinander orientiert sind. Die Abb. 6.9 auf der nächsten Seite veranschaulicht die beiden möglichen Bildebenen.

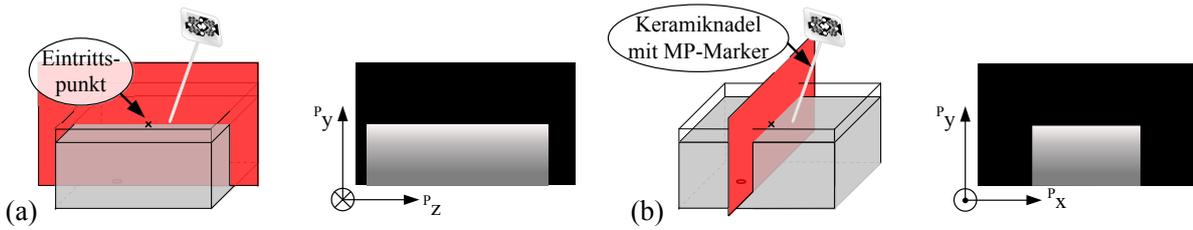


Abbildung 6.9: Orientierung der Schichten (rot) während der Echtzeitnadelführung relativ zum definierten Eintrittspunkt mit zugehöriger Anzeige innerhalb der GUI des MRT-Scanners. **a**| Schicht 1. **b**| Senkrecht dazu ausgerichtete Schicht 2.

Die Berechnungen der beiden Schichtorientierungen lauten wie folgt:

$${}^P \mathbf{q}_{\text{Schicht}_1} = \begin{pmatrix} 0,7071 \\ 0,0000 \\ 0,0000 \\ -0,7071 \end{pmatrix} \cdot {}^P \mathbf{q}_{\text{SchichtStart}} \quad (6.12)$$

$${}^P \mathbf{q}_{\text{Schicht}_2} = \begin{pmatrix} 0,0000 \\ 0,7071 \\ 0,0000 \\ 0,7071 \end{pmatrix} \cdot \left(\begin{pmatrix} 0,7071 \\ 0,0000 \\ 0,0000 \\ -0,7071 \end{pmatrix} \cdot {}^P \mathbf{q}_{\text{SchichtStart}} \right) \quad (6.13)$$

Die Anzahl der sequentiell aufgenommenen Bilder lässt sich erneut in der Syngo-Oberfläche über *Slices* in der Examskarte *Routine* steuern. Im nächsten Schritt wird die Position des Eintrittspunktes ${}^G \mathbf{P}_{\text{Eintritt}}$ relativ zur Nadelspitze ${}^P \mathbf{P}_{\text{Spitze}}$ ermittelt.

$${}^P \mathbf{P}_{\text{Spitze}} = \mathbf{R} \left\{ {}^P \mathbf{q}_{\text{Diff}} \right\} \cdot \left(\mathbf{R} \left\{ {}^P \mathbf{q}_a \right\} \cdot \left({}^P \mathbf{P}_{\text{SchichtStart}} + {}^T \mathbf{P}_{\text{Trans}_i} \right) \right) + {}^P \mathbf{P}_{\text{Diff}} + {}^P \mathbf{P}_a \quad (6.14)$$

$${}^G \mathbf{P}_{\text{Eintritt}} = \mathbf{R} \left\{ \left({}^{Pa \rightarrow P} \mathbf{q} \cdot {}^P \mathbf{q}_{\text{Schicht}_1} \right)^{-1} \right\} \cdot \left({}^P \mathbf{P}_{\text{Spitze}} - \mathbf{R} \left\{ {}^{Pa \rightarrow P} \mathbf{q} \right\} \cdot {}^{Pa} \mathbf{P}_{\text{Eintritt}} \right) \quad (6.15)$$

Zur korrekten Anzeige innerhalb der GUI des MRT-Scanners muss der Punkt ${}^G \mathbf{P}_{\text{Eintritt}}$ ebenfalls in das selbst definierte GUI-Koordinatensystem überführt werden:

$${}^{\text{GUI}} \mathbf{P}_{\text{Eintritt}} = \begin{pmatrix} {}^{\text{GUI}} x_{\text{Eintritt}} \\ {}^{\text{GUI}} y_{\text{Eintritt}} \\ {}^{\text{GUI}} z_{\text{Eintritt}} \end{pmatrix} = \left(\mathbf{R} \left\{ \begin{pmatrix} -0,5 \\ -0,5 \\ -0,5 \\ 0,5 \end{pmatrix} \right\} \cdot \left(\mathbf{R} \left\{ {}^{Pa \rightarrow P} \mathbf{q}^{-1} \right\} \cdot \mathbf{R} \left\{ \mathbf{q}_{\text{SchichtSyngo}} \right\} \right) \right) \cdot {}^G \mathbf{P}_{\text{Eintritt}} \quad (6.16)$$

Zum Finden des Eintrittspunktes benötigt die Rekonstruktion lediglich ${}^{\text{GUI}} x_{\text{Eintritt}}$ und ${}^{\text{GUI}} z_{\text{Eintritt}}$

in Echtzeit (mehr Informationen siehe Kapitel 6.1.2 auf Seite 83). Beide Variablen müssen erneut, wie im Programmablaufplan in der Abb. 6.10 auf der Seite 83 dargestellt, in Binärcode umgewandelt werden. Mit Hilfe des Befehls `setFreeParameterByIndex` erfolgt die Übergabe vor der Ansteuerung des RTEB. Bei jeder Wiederholung ist der Parameter stets neu gesetzt. Sollten keine Trackingdaten vorliegen, beläuft sich der Wert des Parameters auf 2^{15} .

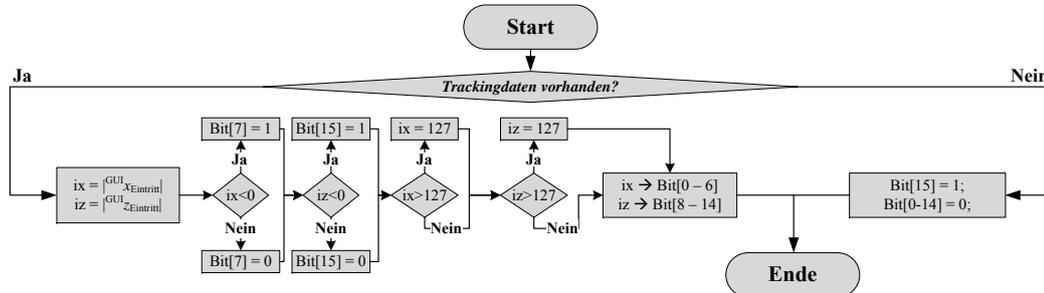


Abbildung 6.10: Programmablaufplan zur Codierung der Parameter $GUI_{xEintritt}$ und $GUI_{zEintritt}$ in 16-Bit Binärcode.

Die SaveSlicePosition Funktion

Sobald der Parameter *Verification* gesetzt ist, wird die Funktion `SaveSlicePosition` der Klasse `uk_XPaceFeedback` nach der vollständigen Aufnahme aller k-Raum Daten aufgerufen. Diese dient zur Speicherung der gesetzten Schichtposition ${}^P P_{Schicht}$, der Orientierung ${}^P q_{Schicht_1}$ und der Zielposition ${}^P P_{Ziel}$ relativ zum PKS. Die Abspeicherung erfolgt innerhalb der Datei `xpace-sp_needleguidance.log` auf dem Host. In der Abb. 6.11 ist die Datei mit beispielhaften Einträgen ersichtlich.

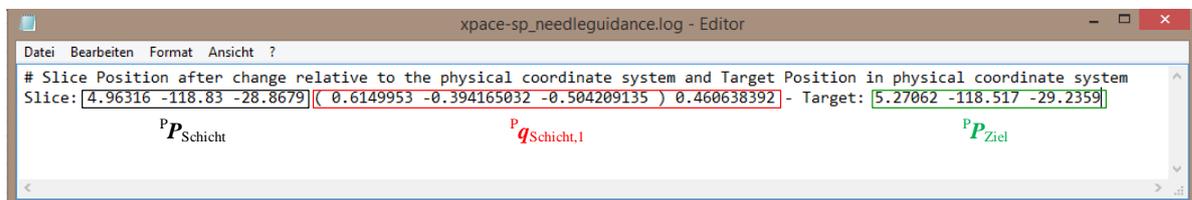


Abbildung 6.11: Speicherung der final erreichten Schichtposition und -orientierung sowie der verwendeten Zielposition in der Datei `xpace-sp_needleguidance.log`.

6.1.2 ICE-Programm

Die neu implementierte Pulssequenz `uk_BEAT_xpace` ermöglicht eine beliebige Manipulation der Bildschichten mit Hilfe des optischen MPT. Für die zusätzliche visuelle Überlagerung von Informationen, sowohl während des Findens des Eintrittspunktes als auch des Zielpunktes, sowie für eine adäquate Darstellung in Mosaikform, wurde ein neues ICE-Programm entwickelt. Der Aufbau des ICE-Programms kann der Datei `uk_IceProgramTracking.ipr` in der Abb. 6.12 auf Seite 84 entnommen werden.

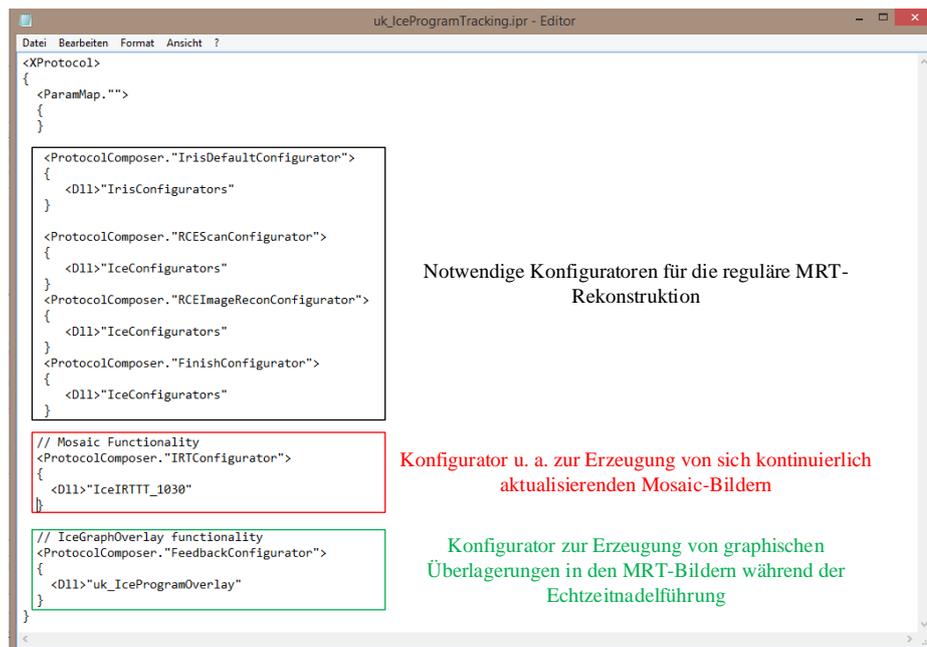


Abbildung 6.12: ICE-Programm `uk_IceProgramTracking.ipr`.

Im Wesentlichen besteht das implementierte ICE-Programm aus drei Komponenten:

1. **Rekonstruktion:** Der schwarz umrandete Bereich in der Abb. 6.12 umfasst die notwendigen Konfigurationsdateien (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) für eine reguläre MRT-Rekonstruktion.
2. **Mosaikdarstellung:** Während der Echtzeitnadelführung sollen bis zu zwei Bilder kontinuierlich parallel angezeigt und sequentiell aktualisiert werden. Dafür ist die Einbindung der Konfigurationsdatei `IceIRTTT_1030` (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) notwendig (siehe rot umrandeter Bereich in der Abb. 6.12).
3. **Graphische Überlagerung:** Für eine graphische Überlagerung von zusätzlichen Informationen während der Echtzeitnadelführung wurde eine neue Konfigurationsdatei (siehe grün umrandeter Bereich in der Abb. 6.12) implementiert. Es besteht aus den zwei Funktoren `FeedbackFunctor` und `GraphOverlayFunctor`.

Im Folgenden sollen die beiden neu implementierten Funktoren kurz beschrieben werden.

FeedbackFunctor

Wie bereits im vorangegangenen Kapitel 6.1.1 beschrieben, übergibt die Pulssequenz die Position des Zielpunktes bzw. des Eintrittspunktes relativ zur Nadelspitze in Echtzeit an die Rekonstruktion mit Hilfe des Befehls `setFreeParameterByIndex`. Der neu implementierte `FeedbackFunctor`, der von der Klasse `IceScanFunctors` abgeleitet ist, greift mit Hilfe der Funktion `getFreeParameterByIndex` auf den in Echtzeit gesetzten Parameter zu und übergibt ihn an den `GraphOverlayFunctor`.

GraphOverlayFunctor

Der `GraphOverlayFunctor` ist von der Klasse `IceImageReconFunctors` abgeleitet. Er ermöglicht die Darstellung von Polygonen und Texten in einem MRT-Bild, basierend auf beliebig definierten x - und y -Koordinaten. Der Koordinatenursprung des `GraphOverlayFunctor` (GOF) Koordinatensystems befindet sich, wie in der Abb. 6.13 ersichtlich, in der oberen linken Ecke der GUI des MRT. Die Definition der Koordinaten ist unter Berücksichtigung des verwendeten FOV und der Schichtanzahl erforderlich. Der Funktor kann sowohl für das Finden des Eintrittspunktes als auch für das Finden des Zielpunktes mit dem MPT eine entsprechende unterstützende Grafik erzeugen. Welches Konzept verwendet werden soll, lässt sich über den Parameter *Enable Entry Point Guide* steuern. Im Folgenden sollen beide Visualisierungskonzepte bei der Verwendung von zwei Schichten zur Echtzeitnadelführung näher erläutert werden. Die Konzeptentwicklung basierte auf einer engen Kooperation mit einem Radiologen (Dr. Bennet Hensen, Radiologe, Medizinische Hochschule Hannover). Die Anzeige beider Schichten erfolgt durch die Konfigurationsdatei `IceIRTTT_1030` in Mosaikform, wobei sich die erste der beiden Schichten auf der linken Seite befindet.

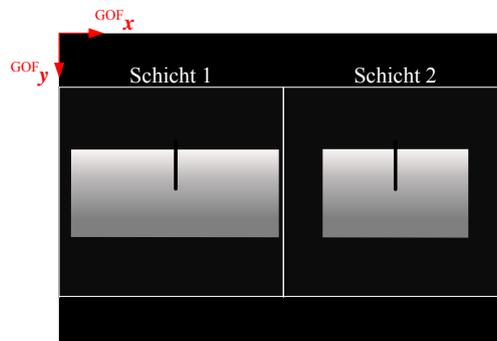


Abbildung 6.13: Definition des GOF Koordinatensystems.

In der Abb. 6.14 auf Seite 86 ist das Visualisierungskonzept für das Finden des Eintrittspunktes dargestellt. Der Eintrittspunkt ist in beiden Schichten mit einem grünen Kreuz visualisiert. Die Nadelspitze ist das Zentrum der roten Kreise. Zur besseren Orientierung sind die Patientenkürzel A, H und R eingeblendet. Die Werte basieren auf der Hilfsvariable `m_iOrientationName` und somit dem Datenfeld `m_iOrientationItems` (siehe Tab. 6.1 auf Seite 77). Die Position der Patientenkürzel und des Eintrittspunktes bleiben, genau wie die beiden aufgenommenen MRT-Bilder während des Findens des Eintrittspunktes, konstant. Es ändert sich lediglich die Position der Nadelspitze anhand der Trackingdaten. Zur exakten Visualisierung der Nadelspitze wird der in Echtzeit gesendete Parameter in die Variablen $^{GUI}x_{\text{Eintritt}}$ und $^{GUI}z_{\text{Eintritt}}$ decodiert. Basierend auf diesen Informationen ergibt sich die Position des Kreises $^{GOF}P_{\text{Kreis}_{1/2}}$ in der Mosaikdarstellung der beiden MRT-Bilder unter Berücksichtigung des FOV in x -Richtung und einem zusätzlichen Skalierungsfaktor wie folgt:

$$^{GOF}P_{\text{Kreis}_1} = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0,26 + \frac{^{GUI}x_{\text{Eintritt}} \cdot 0,49}{FOV_x} \\ 0,5 \end{pmatrix} \quad (6.17)$$

$$\text{GOF} \mathbf{P}_{\text{Kreis}_2} = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0,75 + \frac{\text{GUI}_{z_{\text{Eintritt}} \cdot 0,49}}{\text{FOV}_x} \\ 0,5 \end{pmatrix} \quad (6.18)$$

Sowohl die Größe des Kreises als auch des Kreuzes lässt sich über den innerhalb der Syngo-Oberfläche auswählbaren Parameter *Target Diameter* steuern. Die Aufgabe des Nutzers besteht darin, den Kreis mit dem Kreuz zu überlagern, wodurch sich die Nadelspitze exakt im Eintrittspunkt befindet.

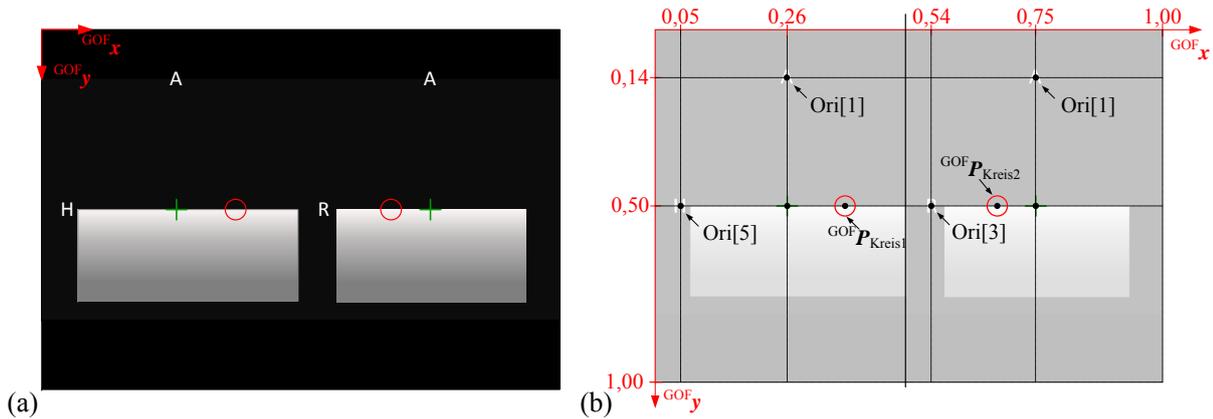


Abbildung 6.14: Prinzipieller Bildaufbau der Visualisierung während des Findens des Eintrittspunktes bei der Verwendung von zwei Schichten. **a)** Beispielhafte Überlagerung an einem MRT-Bild. **b)** Positionen der einzelnen Grafiken relativ zum Koordinatenursprung (Parameter $\text{Ori} = m_i\text{OrientationItems}$).

Wenn der Parameter *Enable Entry Point Guide* nicht gesetzt ist, wird das Visualisierungskonzept in der Abb. 6.15 auf Seite 87 für das Finden des Zielpunktes verfolgt. Erneut sind zwei senkrecht zueinander stehende Bildebenen zu sehen, die jedoch anhand der Kalibrierparameter entlang der Nadel zentriert in der Nadelspitze ausgerichtet sind. Die rote Linie kennzeichnet die Nadel, während die weiße Linie deren Verlängerung darstellt. Die Nadelspitze befindet sich am Ende der roten Linie. Das weiße Kreuz ist der zu erreichende Zielpunkt. Erneut stehen dem Nutzer zur besseren Orientierung die Patientenkürzel A, H und R zur Verfügung. Zusätzlich befindet sich in der oberen rechten Ecke die Anzeige *Needle Tip to Target (NTTT)*. Da die Bildebenen kontinuierlich entlang der Nadel ausgerichtet und über die Nadel gesteuert werden, bleibt die Position für die rote Nadellinie und die weiße Verlängerung während der Echtzeitnadelführung konstant. Es wird ebenfalls davon ausgegangen, dass die Patientenkürzel sich nicht ändern. Die Position des Zielpunktes variiert in Abhängigkeit von der Distanz Nadelspitze zum Ziel. Dafür muss der in Echtzeit gesendete Parameter zunächst in die Variable $\text{GUI} \mathbf{P}_{\text{Ziel}}$ decodiert werden. Die Position des weißen Kreuzes $\text{GOF} \mathbf{P}_{\text{Kreuz}_{1/2}}$ und somit des Zielpunktes in beiden MRT-Bildern ergibt sich unter Berücksichtigung des FOV in x - sowie y -Richtung und zusätzlichen Skalierungsfaktoren anhand der Gleichungen (6.19) und (6.20) auf Seite 87.

$$\text{GOF } \mathbf{P}_{\text{Kreuz}_1} = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0,26 + \frac{\text{GUI}_{x_{\text{Ziel}} \cdot 0,49}}{\text{FOV}_x} \\ 0,5 + \frac{\text{GUI}_{y_{\text{Ziel}} \cdot 0,66}}{\text{FOV}_y} \end{pmatrix} \quad (6.19)$$

$$\text{GOF } \mathbf{P}_{\text{Kreuz}_2} = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0,75 + \frac{\text{GUI}_{z_{\text{Ziel}} \cdot 0,49}}{\text{FOV}_x} \\ 0,5 + \frac{\text{GUI}_{y_{\text{Ziel}} \cdot 0,66}}{\text{FOV}_y} \end{pmatrix} \quad (6.20)$$

Der Betrag der Variable $\text{GUI}_{y_{\text{Ziel}}}$ wird dem Nutzer zusätzlich innerhalb der NTTTT Anzeige dargestellt. Die Größe des Kreuzes lässt sich erneut über den Parameter *Target Diameter* einstellen.

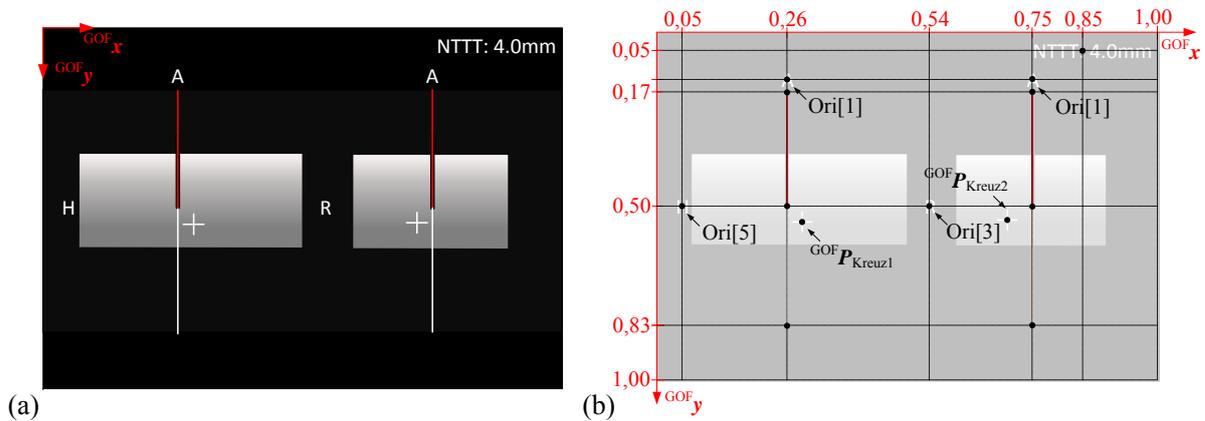


Abbildung 6.15: Prinzipieller Bildaufbau der Visualisierung während des Findens des Zielpunktes bei der Verwendung von zwei Schichten. **a)** Beispielhafte Überlagerung an einem MRT-Bild. **b)** Positionen der einzelnen Grafiken relativ zum Koordinatenursprung (Parameter Ori = $m_i\text{OrientationItems}$).

Für eine vereinfachte Nadelführung ändert sich die Linienfarbe der Verlängerung der Nadel in Abhängigkeit von der 2D-Distanz Δ_{2D} und die des Ziels in Abhängigkeit von der 3D-Distanz Δ_{3D} der Nadelspitze zum Ziel. Die Definition der Distanzen Δ_{2D} und Δ_{3D} ist in diesem Zusammenhang die folgende:

$$\Delta_{2D} = \sqrt{\text{GUI}_{x_{\text{Ziel}}}^2 + \text{GUI}_{y_{\text{Ziel}}}^2} \quad (6.21)$$

$$\Delta_{3D} = \sqrt{\text{GUI}_{x_{\text{Ziel}}}^2 + \text{GUI}_{y_{\text{Ziel}}}^2 + \text{GUI}_{z_{\text{Ziel}}}^2} \quad (6.22)$$

Die Farbcodierung kann der Tab. 6.2 auf Seite 88 entnommen werden. Mit Hilfe des innerhalb der Syngo-Oberfläche auswählbaren Parameters *Accuracy Level* erfolgt eine beliebige Abstufung der Genauigkeit. Die Aufgabe des Nutzers besteht somit darin, sowohl die Verlängerung als auch das Ziel grün und NTTTT zu null werden zu lassen, wodurch sich die Nadelspitze im gewünschten Zielpunkt befindet.

Tabelle 6.2: Farbdefinition der Nadelverlängerung und des Zieles in Abhängigkeit des Parameters *Accuracy Level*.

Farbe	<i>Accuracy Level</i>		
	1	2	3
grün	$0 \text{ mm} \leq \Delta_{2\text{D}/3\text{D}} \leq 1 \text{ mm}$	$0 \text{ mm} \leq \Delta_{2\text{D}/3\text{D}} \leq 2 \text{ mm}$	$0 \text{ mm} \leq \Delta_{2\text{D}/3\text{D}} \leq 5 \text{ mm}$
gelb	$1 \text{ mm} < \Delta_{2\text{D}/3\text{D}} \leq 3 \text{ mm}$	$2 \text{ mm} < \Delta_{2\text{D}/3\text{D}} \leq 4 \text{ mm}$	$5 \text{ mm} < \Delta_{2\text{D}/3\text{D}} \leq 10 \text{ mm}$
orange	$3 \text{ mm} < \Delta_{2\text{D}/3\text{D}} \leq 5 \text{ mm}$	$4 \text{ mm} < \Delta_{2\text{D}/3\text{D}} \leq 6 \text{ mm}$	$10 \text{ mm} < \Delta_{2\text{D}/3\text{D}} \leq 20 \text{ mm}$
weiß	$\Delta_{2\text{D}/3\text{D}} > 5 \text{ mm}$	$\Delta_{2\text{D}/3\text{D}} > 6 \text{ mm}$	$\Delta_{2\text{D}/3\text{D}} > 20 \text{ mm}$

In dem Fall, dass während des Findens des Eintrittspunktes oder Findens des Zielpunktes mit dem MPT keine Trackingdaten vorliegen, wird dem Nutzer die in der Abb. 6.16 dargestellte Visualisierung zur Verfügung gestellt. Dafür muss der in Echtzeit übergebene Parameter den Wert 2^{15} besitzen.

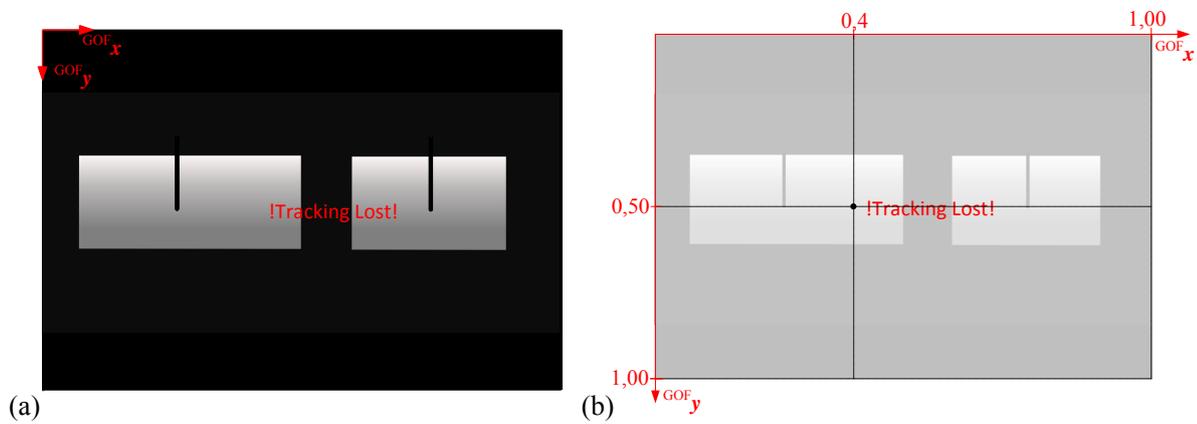


Abbildung 6.16: Prinzipieller Bildaufbau der Visualisierung sobald keine Trackingdaten mehr vorhanden sind. a) Beispielfähige Überlagerung an einem MRT-Bild. b) Positionen der einzelnen Grafiken relativ zum Koordinatenursprung.

6.2 Materialien und Methoden

Das vorliegende Kapitel beschreibt die Evaluierung der implementierten Echtzeitnadelführung mit Hilfe des optischen MPT. Für eine bessere Beurteilung der Navigationsunterstützung wurde die Evaluation in diesem Zusammenhang zweigeteilt. Zunächst galt es im Kapitel 6.2.1 auf Seite 89 das Finden des Eintrittspunktes mit Hilfe des MPT zu überprüfen. Darauf aufbauend fand die Untersuchung des navigationsunterstützten Findens des Zielpunktes im Kapitel 6.2.2 auf Seite 93 statt. Alle vorgestellten Experimente wurden am wide-bore 3 T MAGNETOM Skyra unter der Verwendung von drei Elementen der Rückenspule durchgeführt (beides Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland). Die IR Kamera musste dafür zunächst im Inneren

des MRT nahe dem Isozentrum montiert werden. Die Belichtungszeit der IR Kamera betrug $200 \mu\text{s}$ mit einer Bildrate von 9 fps. Nach einer Erwärmungsphase wurde mit Hilfe des sich im MRT befindlichen $65 \text{ mm} \times 65 \text{ mm}$ großen MP-Referenzmarkers die Transformation zwischen KKS und PKS upgedatet. Die Evaluierung erfolgte mit der auf Seite 56 vorgestellten Keramiknadel mit MP-Marker Halterung für vier MP-Marker unter Verwendung der im Kapitel 5.3 auf Seite 69 präsentierten Instrumentenkalibrierung mit Hilfe eines Kalibrierkörpers.

6.2.1 Finden des Eintrittspunktes

Die Evaluierung des navigationsgestützten Findens des Eintrittspunktes mit dem MPT fand innerhalb einer Phantomstudie statt. Ein Proband¹ fand zehn unterschiedliche Eintrittspunkte auf der einen Seite mit Hilfe der im vorherigen Kapitel präsentierten Echtzeitnadelführungssequenz und auf der anderen Seite als Referenz mit dem von *Rothgang et al.* vorgestellten Verfahren im IFE [15] (vgl. Kapitel 3.2.1 auf Seite 32).

Messaufbau

Der prinzipielle Messaufbau zur Evaluierung ist in der Abb. 6.17 dargestellt. Bei dem zu punktierenden Phantom handelte es sich um einen leicht gerundeten Block aus Kerzengel mit den Maßen $8,6 \text{ cm} \times 29 \text{ cm} \times 23 \text{ cm}$. Damit die Oberfläche des Kerzengels während der Experimente nicht einriss und somit den gewählten Eintrittspunkt verfälschte, wurde es zur Stabilisierung mit Pappe eingekleidet.

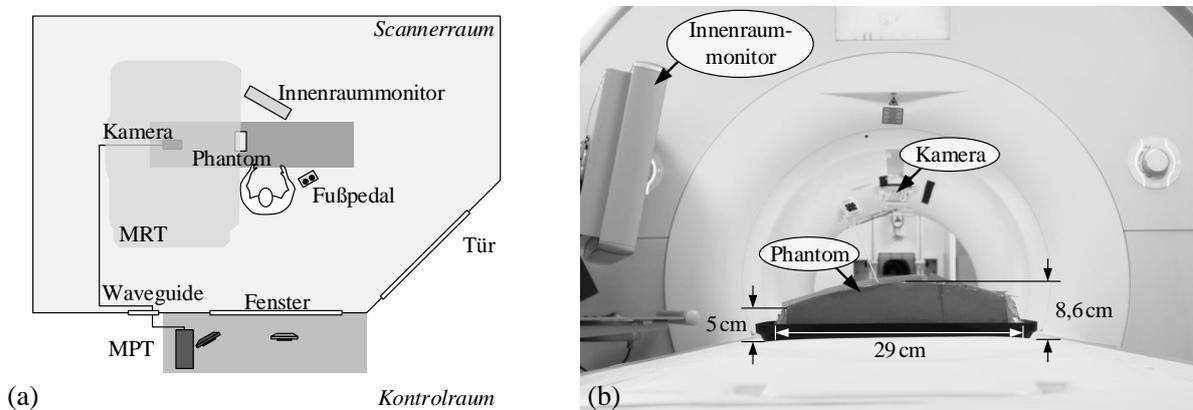


Abbildung 6.17: Messaufbau zur Evaluierung der Echtzeitnadelführung mit Hilfe des MPT beim Finden des Eintrittspunktes. **a**| Schematische Ansicht des Messaufbaus von oben. **b**| Frontale Aufnahme des Messaufbaus.

¹Bei dem Probanden handelte es sich um Urte Kägebein.

Experimentablauf

Der Ablauf der Experimente ist in die folgenden drei Teilschritte unterteilbar:

1. **Planung des Eintrittspunktes:** Im ersten Schritt galt es einen T_1 -gewichteten Planungsdatensatz des Phantoms aufzunehmen. Die dazugehörigen Protokolleinstellungen befinden sich im Anhang A.4 in der Tab. A.8 auf Seite 163. Der Proband sendete anschließend die resultierenden 3D-Datensätze an die Planungssoftware IFE und definierte, wie in der Abb. 6.18 ersichtlich, einen gewünschten Eintrittspunkt ${}^{\text{Pa}}P_{\text{Eintritt}}$ und einen beliebigen Zielpunkte. Die Abspeicherung der geplanten Trajektorie erfolgte innerhalb der Datei `trajectory.path`. In diesem Zusammenhang soll erwähnt werden, dass die Wahl des Zielpunktes nur der Vollständigkeit halber durchgeführt wurde und bei der Evaluierung keine Rolle spielte.

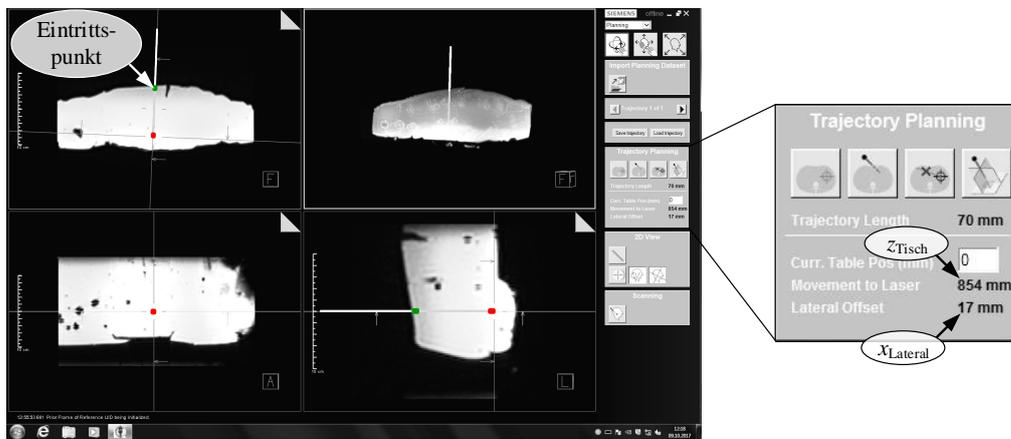


Abbildung 6.18: Planung des Eintrittspunktes innerhalb des IFE (grün) und eines beliebigen Zielpunktes (rot) mit zugehöriger Anzeige der benötigten Variablen z_{Tisch} und x_{Lateral} .

2. **Finden des Eintrittspunktes:** Das Finden des Eintrittspunktes wurde wie bereits oben erwähnt in zwei verschiedenen Varianten durchgeführt.

- a) **Variante I:** Die erste Variante spiegelte das Finden des Eintrittspunktes mit Hilfe des MPT wider. Dazu startete der Proband die Echtzeitnadelführungssequenz mit dem im Scannerraum befindlichen Fußpedal, wodurch kontinuierlich MRT-Bilder zum Finden des Eintrittspunktes auf dem Innenraummonitor angezeigt werden. Die dazugehörigen Protokolleinstellungen sind in der Tab. A.9 im Anhang A.4 auf Seite 164 zu finden. Wie bereits in Kapitel 6.1 beschrieben, befanden sich die Bilder senkrecht zueinander im Eintrittspunkt ausgerichtet. Zusätzlich enthielten sie grafische Informationen bzgl. der Nadelspitze und dem gewählten Eintrittspunkt. Der Proband bewegte die Nadelspitze zunächst entlang der ${}^{\text{P}}z$ -Richtung bis sich der rote Kreis in der ersten Schicht um das grüne Kreuz befand. Darauf aufbauend justierte der Proband die Position der Nadelspitze entlang der ${}^{\text{P}}x$ -Richtung. Sobald sich der rote Kreis in beiden Schichten um das grüne Kreuz befand, schob der Proband die

Nadel circa 50 mm in das Phantom und stoppte die Sequenz mit Hilfe des Fußpedals. Die Zeit vom Start der Echtzeitnadelführungssequenz bis zum Anhalten dieser mit Hilfe des Fußpedals wurde in der Variable $t_{\text{Eintritt I}_i}$ festgehalten.

- b) **Variante II:** Zur besseren Vergleichbarkeit führte der Proband den Versuch in der zweiten Variante unter Verwendung des von *Rothgang et al.* vorgestellten Verfahrens im IFE durch. Basierend auf dem geplanten Eintrittspunkt musste der Patiententisch zunächst um den innerhalb des IFE in der Abb. 6.18 angezeigten Offset z_{Tisch} entlang der Pz -Achse rausgefahren werden. Sobald sich das Phantom am Eingang des Patiententunnels befand, schaltete der Proband den Positionierungslaser des MRT an, um den innerhalb des IFE angezeigten lateralen Abstand x_{Lateral} entlang der Px -Achse mit Hilfe eines MRT-kompatiblen Maßbandes abzutragen und die Nadel über den markierten Eintrittspunkt für circa 50 mm in das Phantom zu schieben. Nachdem der Laser ausgegangen war, gelangte das Phantom wieder zurück in das Isozentrum. Die benötigte Zeit $t_{\text{Eintritt II}_i}$ vom Rausfahren des Tisches bis zu dem Zeitpunkt, wo sich das Phantom wieder im Isozentrum befand, wurde aufgenommen.

3. **Verifizierung:** Die Evaluierung des letztendlich gewählten Eintrittspunktes erfolgte anhand eines final aufgenommenen hoch aufgelösten 3D-Verifizierungsdatensatzes mit der Nadel im Phantom, der sich basierend auf den Kalibrierparametern der am Ende angebrachten MP-Marker entlang des Schafts zentriert in der Nadelspitze ausrichtete. Dazu wurde die im Kapitel 6.1.1 vorgestellte Option *Verification* verwendet. Diese erzeugte die zusätzliche Datei `xpace-sp_needleguidance.log`. Die dazugehörigen Protokolleinstellungen befinden sich im Anhang A.4 in der Tab. A.11 auf Seite 165.

Der Proband führte das Experiment für die beiden Varianten jeweils an zehn verschiedenen Eintrittspunkten durch, wobei für beide Varianten die gleichen Eintrittspunkte verwendet wurden. Die Aufnahme des Planungsdatensatzes erfolgte pro Variante einmalig. Die Koordinaten der geplanten Eintrittspunkte sind in der Tab. 6.3 ersichtlich.

Tabelle 6.3: Definition der geplanten Eintrittspunkte ${}^{\text{Pa}}P_{\text{Eintritt}_i}$ für die zehn verschiedenen Experimente.

${}^{\text{Pa}}P_{\text{Eintritt}_i}$	Experiment i									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
x in mm	17,35	-25,20	-48,77	-72,34	-60,84	46,67	71,39	98,99	84,62	56,45
y in mm	35,32	38,19	45,67	51,42	48,54	34,17	38,77	51,42	42,22	10,49
z in mm	1,84	7,44	-9,36	7,44	-6,56	1,84	13,04	-12,16	7,44	-9,36

Fehleranalyse

Die Fehleranalyse für die beiden durchgeführten Varianten erfolgte anhand der final aufgenommenen 3D-Verifizierungsdatensätze. Die Datensätze wurden dazu in das im Kapitel 5.2.3 auf Seite 60 vorgestellte Programm in Matlab R2014a geladen, um das Nadelende ${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadelende}_i}$ und die Nadelspitze ${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}_i}$ zu bestimmen. Darauf aufbauend erfolgte unter Verwendung der in der Datei `xpace-sp_needleguidance.log` gespeicherten Position ${}^P\mathbf{P}_{\text{Schicht}_i}$ und Orientierung $q_{\text{Schicht}1_i}$ des jeweiligen 3D-Verifizierungsdatensatzes die Transformation der gewonnenen Punkte in das PKS:

$${}^P\mathbf{P}_{\text{Nadelende}_i} = \mathbf{R} \left\{ {}^P q_{\text{Schicht}1_i} \right\} \cdot {}^G \mathbf{P}_{\text{Nadelende}_i} + {}^P \mathbf{P}_{\text{Schicht}_i} \quad (6.23)$$

$${}^P\mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}_i} = \mathbf{R} \left\{ {}^P q_{\text{Schicht}1_i} \right\} \cdot {}^G \mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}_i} + {}^P \mathbf{P}_{\text{Schicht}_i} \quad (6.24)$$

Da der Proband die Nadel zur Bestimmung ihrer Position nach dem Finden des Eintrittspunktes in das Phantom geschoben hatte, war eine korrekte Bestimmung der ${}^P\mathbf{y}$ -Komponente nicht mehr möglich. Stattdessen konnten lediglich die ${}^P\mathbf{x}$ - und ${}^P\mathbf{z}$ -Komponente der erzielten Eintrittspunkte ${}^P\mathbf{P}_{\text{Eintritt}_{\text{Erzielt}_i}}$ anhand der ${}^P\mathbf{y}$ -Koordinate des geplanten Eintrittspunktes ${}^P\mathbf{P}_{\text{Eintritt}_i}$ im PKS ermittelt werden:

$${}^P\mathbf{P}_{\text{Eintritt}_{\text{Erzielt}_i}} = {}^P \mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}_i} + {}^P \mathbf{a}_{\text{Nadel}_i} \cdot \left(\frac{{}^P\mathbf{P}_{\text{Eintritt}_i}(2) - {}^P \mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}_i}(2)}{{}^P \mathbf{a}_{\text{Nadel}_i}(2)} \right) \quad (6.25)$$

In diesem Zusammenhang war ${}^P \mathbf{a}_{\text{Nadel}_i}$ wie folgt definiert:

$${}^P \mathbf{a}_{\text{Nadel}_i} = \frac{{}^P \mathbf{P}_{\text{Nadelende}_i} - {}^P \mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}_i}}{\left| {}^P \mathbf{P}_{\text{Nadelende}_i} - {}^P \mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}_i} \right|} \quad (6.26)$$

Die Berechnung des Fehlers war darauf aufbauend:

$${}^P \mathbf{F}_{\text{Eintritt}_i} = \left| {}^P \mathbf{P}_{\text{Eintritt}_{\text{Erzielt}_i}} - {}^P \mathbf{P}_{\text{Eintritt}_i} \right| \quad (6.27)$$

Die ${}^P\mathbf{y}$ -Komponente des Fehlers ${}^P \mathbf{F}_{\text{Eintritt}_i}$ belief sich in allen Fällen auf null und fand daher keine Berücksichtigung. Zusätzlich wurde ein durchschnittlich gemessener Fehler $\overline{F}_{\text{Eintritt}_i}$ pro Experiment i ermittelt:

$$\overline{F}_{\text{Eintritt}_i} = \frac{{}^P \mathbf{F}_{\text{Eintritt}_i}(1) + {}^P \mathbf{F}_{\text{Eintritt}_i}(3)}{2} \quad (6.28)$$

Die Fehlerbestimmung erfolgte für jeden Datensatz jedes Experimentes i für beide Varianten.

Statistische Auswertung

Der durchschnittlich gemessene Fehler während des Findens des Eintrittspunktes sowie die benötigte Zeit wurde unter Verwendung aller zehn Experimente für beide Varianten im Rahmen eines Signifikanztestes weiterführend untersucht. Der erste Hypothesentest befasste sich mit dem durchschnittlich gemessenen Fehler. Die Nullhypothese H_0 besagte, dass der Mittelwert μ des durchschnittlich gemessenen Fehlers der Variante I größer gleich der Variante II ist. Die Alternativhypothese H_1 beinhaltet somit, dass der Mittelwert des Fehlers der Variante I kleiner ist als der Fehler der Variante II:

$$H_0 : \mu (\bar{F}_{\text{Eintritt I}_i}) \geq \mu (\bar{F}_{\text{Eintritt II}_i}) \quad (6.29)$$

$$H_1 : \mu (\bar{F}_{\text{Eintritt I}_i}) < \mu (\bar{F}_{\text{Eintritt II}_i}) \quad (6.30)$$

Der zweite Hypothesentest untersuchte die benötigte Zeit für beide Varianten. Die Nullhypothese H_0 behauptete, dass die durchschnittlich benötigte Zeit für die Variante I größer gleich war als für die Variante II. Die Alternativhypothese hingegen betrachtete den Mittelwert μ der Zeit für die Variante I kleiner als für die Variante II.

$$H_0 : \mu (t_{\text{Eintritt I}_i}) \geq \mu (t_{\text{Eintritt II}_i}) \quad (6.31)$$

$$H_1 : \mu (t_{\text{Eintritt I}_i}) < \mu (t_{\text{Eintritt II}_i}) \quad (6.32)$$

In beiden Fällen wurde ein linksseitiger Zweistichproben-t-Test für zwei unabhängige Stichproben auf einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ durchgeführt. Vor dem t-Test erfolgte eine Überprüfung der Stichproben auf Normalverteilung (Kolmogorow-Smirnow-Test) und Varianzhomogenität (F -Test nach Fisher). Die Erläuterungen der einzelnen Testverfahren können dem Anhang A.6 auf Seite 172 bis Seite 175 entnommen werden. Die Auswertung fand in Matlab R2014a statt.

6.2.2 Finden des Zielpunktes

Die Evaluierung des navigationsgestützten Findens des Zielpunktes mit Hilfe des MPT erfolgte im Rahmen einer Nutzerstudie².

Probanden und deren Aufgabe

Acht Probanden, darunter ein weiblicher Proband, evaluierten das navigationsgestützte Finden des Zielpunktes mit Hilfe des MPT. Vier Probanden wurden der Gruppe Nicht-Ärzte

²Die Erstellung der Nutzerstudie wurde durch die Arbeitspsychologin Dr. Maria Luz (Computer-Assisted Surgery Group, Otto-von-Guericke Universität, Magdeburg, Deutschland) unterstützt.

zugeordnet, weil sie keine medizinischen Erfahrungen im Umgang mit radiologischen Bilddaten sowie CT- oder MRT-gestützten Interventionen hatten. Die Ärztegruppe wies Jahreserfahrungen im Umgang mit radiologischen Bilddaten von $13,5 \text{ a} \pm 6,95 \text{ a}$, mit Interventionen im Allgemeinen von $10,75 \text{ a} \pm 5,68 \text{ a}$, mit CT-gestützten Interventionen von $11,00 \text{ a} \pm 5,94 \text{ a}$ und mit MRT-gestützten Interventionen von $4,13 \text{ a} \pm 6,64 \text{ a}$ auf. Die Aufgabe der Probanden bestand darin, ein definiertes Ziel innerhalb eines Phantomes mit Hilfe der Schichtkontrolle des MPT zu treffen. Das Ziel befand sich innerhalb eines Dichtungsringes. Jeder Proband musste fünf Dichtungsringe mit verschiedenen Trajektorien zehnmal punktieren.

Messaufbau

Der prinzipielle Messaufbau des Experiments befindet sich in der Abb. 6.19. Bei dem zu punktierendem Phantom handelte es sich um ein mit Kerzengel gefülltes Plastikgefäß mit den Maßen $30 \text{ cm} \times 18 \text{ cm} \times 10,5 \text{ cm}$. Dieses enthielt in einer Höhe von 2 cm zehn Dichtungsringe (9 mm Innendurchmesser, 14 mm Außendurchmesser, 1,5 mm hoch) mit fest definiertem Abstand zueinander. Zur Gewährleistung eines Sichtschutzes wurde das Phantom während der Experimente mit Pappe eingekleidet.

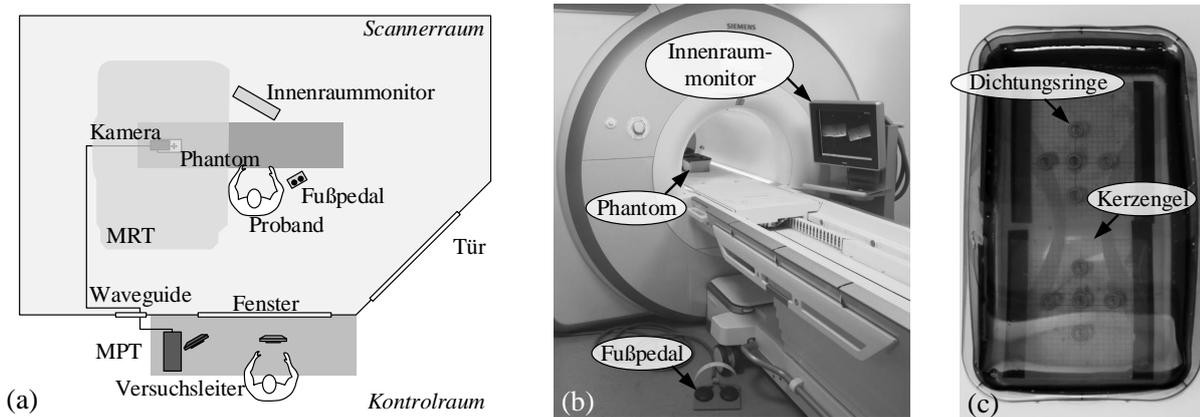


Abbildung 6.19: Messaufbau zur Evaluierung der Echtzeitnadelführung mit Hilfe des MPT beim Finden des Zielpunktes. **a**| Schematische Ansicht des Messaufbaus von oben. **b**| Frontale Aufnahme des Messaufbaus. **c**| Verwendetes Phantom zur Überprüfung der Echtzeitnadelführung ohne zusätzlichen Sichtschutz.

Experimentablauf

Zunächst galt es den Probanden den in der Abb. A.2 im Anhang A.5 auf Seite 167 vorgestellten Fragebogen zu überreichen. Dieser war in Anbetracht ihrer Erfahrungen mit radiologischen Bilddaten und Interventionen vorab auszufüllen. Darauf aufbauend erfolgte eine Einweisung in den Experimentablauf anhand der Abb. A.3 im Anhang A.5 auf Seite 168 und einem zusätzlichen Beispielvideo einer Punktion mit der Echtzeitnadelführungssequenz für circa 20 min. Alle Versuchsteilnehmer wurden explizit darauf hingewiesen, wenn möglich, nicht zu überstechen, da sich trotz Korrektur die Nadel aufgrund der Eigenmasse in die überstochene Position wieder zurück bewegen würde. Jeder Teilnehmer hatte anschließend die Gelegenheit eine Probepunktion an einem Probephantom durchzuführen. Die genutzte Zeit t_{Probe_j} wurde inklusive

zusätzlicher Erläuterungen aufgenommen. Nach dem Probendurchlauf sollten die Probanden die Frage beantworten, welchen minimal durchschnittlich Fehler $\bar{F}_{\text{Gesamt}_{\min,j}}$ sie selbst vertretungsweise einschätzen, wie groß der maximal zulässige durchschnittliche Fehler $\bar{F}_{\text{Gesamt}_{\max,j}}$ zwischen der Nadelspitze und dem Ziel sei. Zudem sollte geschätzt werden, um wie viel Prozent dieser Fehler bei Ärzten geringer ausfällt als bei Nicht-Ärzten. Der arithmetische Mittelwert μ und die Standardabweichung s der befragten Werte aller Probanden j wurde basierend auf ihrer Zugehörigkeit zur Ärzte-Gruppe ($m = 4$), zu den Nicht-Ärzten ($m = 4$) oder zu allen Probanden ($m = 8$) bestimmt.

Der Ablauf jeder Punktion ist in die folgenden vier Teilschritte gegliedert, wobei die Aufnahme des Planungsdatensatzes einmalig je Proband stattfand:

1. **Planung der Punktion:** Zur Planung der Punktion nahm der Versuchsleiter³ zunächst einen T_1 -gewichteten Planungsdatensatz des Phantoms auf. Die Protokolleinstellungen befinden sich in der Tab. A.8 im Anhang A.4 auf Seite 163. Der Versuchsleiter sendete den resultierenden 3D-Datensatz an die externe Planungssoftware IFE, wo er den Eintritts- und Zielpunkt der Punktion plante. Wie in der Abb. 6.20 ersichtlich, befand sich der Zielpunkt im Dichtungsring. Die Trajektorie wurde in der Datei `trajectory.path` gespeichert und auf dem Host hinterlegt. Jeder Proband hatte die Gelegenheit vor dem Start der Punktion sich die geplante Trajektorie innerhalb des IFE anzusehen.

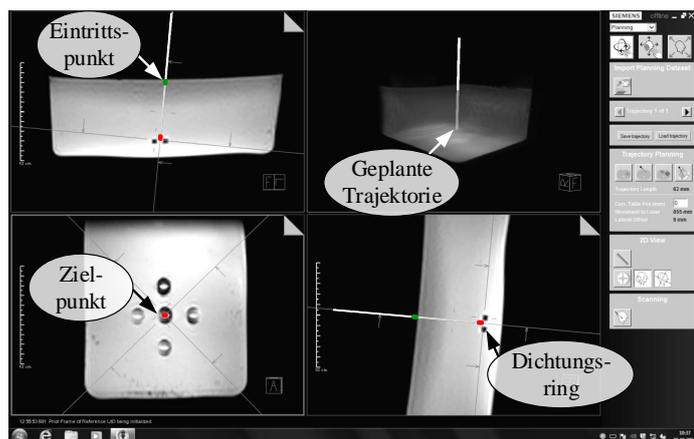


Abbildung 6.20: Planung der ersten Punktion innerhalb des IFE für den ersten Probanden anhand der Markierung des Eintritts- (grün) und Zielpunktes (rot).

2. **Finden des Eintrittspunktes:** Zur besseren Vergleichbarkeit fand das Finden des Eintrittspunktes mit Hilfe des IFE statt [15]. Basierend auf der durchgeführten Planung wurde der Patiententisch vom Versuchsleiter zunächst um den innerhalb des IFE angezeigten Offset z_{Tisch} entlang der Pz -Achse rausgefahren. Sobald sich das Phantom am Eingang des Patiententunnels befand, schaltete der Proband den Positionierungslaser des MRT an und trug den innerhalb des IFE angezeigten lateralen Abstand x_{Lateral} entlang der Px -Achse mit Hilfe eines MRT-kompatiblen Maßbandes ab. Der Proband schob die Nadel

³Bei dem Versuchsleiter handelte es sich um Urte Kägebein.

für wenige Zentimeter in das Phantom und fuhr es nachdem der Laser aus war in das Isozentrum zurück. Die benötigte Zeit $t_{\text{Eintritt}_{i,j}}$ zum Finden des Eintrittspunktes vom Rausfahren des Tisches bis zu dem Zeitpunkt, wo sich das Phantom wieder im Isozentrum befand, wurde für jeden Probanden j und für jede Punktion i aufgenommen.

3. **Finden des Zielpunktes:** Der Versuchsleiter startete die Echtzeitnadelführungssequenz. Die Protokolleinstellungen sind in der Tab. A.10 im Anhang A.4 auf Seite 164 ersichtlich. Der Parameter *Accuracy Level* belief sich in diesem Zusammenhang auf 1. Die aufgenommenen MRT-Bilder wurden kontinuierlich dem Probanden auf dem Innenraummonitor zur Verfügung gestellt. Wie bereits im Kapitel 6.1 beschrieben, befanden sich die Bilder anhand der Kalibrierparameter entlang der Nadel ausgerichtet und zentriert in der Nadelspitze. Zusätzlich enthielten die Bilder grafische Informationen bzgl. der Nadel, deren Verlängerung und den aktuellen Abstand von der Nadelspitze zum Ziel. Die Probanden änderten zunächst die Orientierung der Nadel soweit bis die Nadelverlängerung die Farbe grün annahm. Entsprechend war die Abweichung der aktuellen Nadeltrajektorie von der geplanten Nadeltrajektorie kleiner als 1 mm. Im nächsten Schritt schoben sie die Nadel entlang der geplanten Trajektorie in das Phantom, wobei sie den Abstand der Nadelspitze zum Ziel mit der Anzeige NTTT und der Farbe des Zielkreuzes überprüften. Sobald das Kreuz sich grün färbte und NTTT nahe 0 mm war, stoppten die Probanden die Echtzeitnadelführungssequenz mit Hilfe des Fußpedals. Die Zeit vom Start der Echtzeitnadelführungssequenz bis zum Anhalten dieser mit Hilfe des Fußpedals wurde in der Variable $t_{\text{Ziel}_{i,j}}$ für jeden Probanden j und für jede Punktion i festgehalten.
4. **Verifizierung:** Nach Vollendung der Punktion nahm der Versuchsleiter einen hoch aufgelösten 3D-Verifizierungsdatensatz mit der Nadel im Zielgebiet auf, der sich basierend auf den Kalibrierparametern entlang der Nadel zentriert in der Nadelspitze ausrichtete. Dazu wurde die im Kapitel 6.1.1 vorgestellte Option *Verification* verwendet. Diese erzeugte die zusätzliche Datei `xpace-sp_needleguidance.log`. Die Protokolleinstellungen befinden sich in der Tab. A.11 im Anhang A.4 auf Seite 165.

Jede Punktion wies eine andere Trajektorie auf, jedoch wurden ähnliche Trajektorien für alle acht Probanden verwendet. Die Reihenfolge der gewählten Trajektorien variierte, wie in der Tab. 6.4 ersichtlich, zwischen den Probanden in der jeweiligen Gruppe. Die Probanden eins bis vier gehörten zur Ärztegruppe, während fünf bis acht die Nicht-Ärzte stellten.

Tabelle 6.4: Definition der Reihenfolge der Trajektorien für die verschiedenen Probanden j .

Proband j	Reihenfolge der Trajektorien
1 & 5	[1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10]
2 & 6	[3, 4, 5, 1, 2, 10, 9, 6, 8, 7]
3 & 7	[2, 1, 4, 5, 3, 7, 6, 9, 10, 8]
4 & 8	[5, 3, 1, 2, 4, 10, 8, 6, 7, 9]

Die Zielpunkte der Punktionen mussten für die verschiedenen Phantome minimal angepasst werden, damit sich diese innerhalb des Dichtungsringes befanden. Der Grund dafür war, dass sich die Dichtungsringe während des Gießprozesses minimal verschoben hatten. Der Mittelwert μ und die Standardabweichung s des geplanten Zielpunktes, sowie der zugehörige Eintrittspunkt der jeweiligen Trajektorie relativ zum PaKS für alle Probanden, befindet sich in der Tab. 6.5.

Tabelle 6.5: Definition des Zielpunktes als $\mu (\pm s)$ und des Eintrittspunktes für die verschiedenen Trajektorien.

Nr.	^{Pa} \mathbf{P}_{Ziel}			^{Pa} $\mathbf{P}_{\text{Eintritt}}$		
	x in mm	y in mm	z in mm	x in mm	y in mm	z in mm
1	3,05 ($\pm 2,50$)	112,68 ($\pm 2,44$)	-0,78 ($\pm 2,24$)	9,73	49,15	2,86
2	3,29 ($\pm 2,56$)	112,52 ($\pm 2,65$)	29,79 ($\pm 1,50$)	-10,33	49,45	15,26
3	-25,20 ($\pm 2,93$)	111,95 ($\pm 1,97$)	-0,75 ($\pm 2,09$)	-4,45	49,59	10,52
4	31,34 ($\pm 2,26$)	112,07 ($\pm 2,86$)	-0,97 ($\pm 1,45$)	13,04	49,57	15,51
5	3,18 ($\pm 2,82$)	112,00 ($\pm 2,20$)	-30,88 ($\pm 2,27$)	8,73	48,72	-14,36
6	3,40 ($\pm 3,11$)	112,52 ($\pm 2,26$)	0,72 ($\pm 3,41$)	16,90	48,72	1,71
7	4,07 ($\pm 2,57$)	113,04 ($\pm 2,59$)	31,05 ($\pm 3,27$)	-12,19	49,57	18,20
8	-24,75 ($\pm 2,57$)	112,31 ($\pm 2,15$)	-0,50 ($\pm 2,91$)	-16,92	50,41	12,26
9	32,35 ($\pm 2,90$)	111,62 ($\pm 3,04$)	0,43 ($\pm 3,82$)	19,20	48,86	-10,56
10	3,67 ($\pm 2,63$)	111,69 ($\pm 2,27$)	-29,79 ($\pm 4,52$)	-14,38	49,99	-15,68

NASA Task Load Index Fragebogen

Nach der Durchführung der zehn Punktionen wurden die Probanden gebeten den sogenannten NASA Task Load Index (NASA-TLX) Fragebogen in Bezug auf die verwendete Echtzeitnadelführung zum Finden des Zielpunktes auszufüllen [148–150]. Dieser diente zur Einschätzung der subjektiv wahrgenommenen Arbeitsbelastung während der Durchführung der Schichtkontrolle mit dem MPT. Es handelt sich hierbei um ein multi-dimensionales Bewertungssystem, bei dem der Proband innerhalb des ersten Teils des Fragebogens auf einer Skala von eins bis zwanzig die folgenden sechs Parameter in Bezug auf das verwendete System bewerten muss [151]:

1. **Geistige Anforderung:** Wie viel geistige Anforderung war bei der Informationsaufnahme und bei der Informationsverarbeitung erforderlich (z. B. Denken, Entscheiden, Rechnen, Erinnern, Hinsehen, Suchen ...)? War die Aufgabe leicht oder anspruchsvoll, einfach oder komplex, erfordert sie hohe Genauigkeit oder ist sie fehlertolerant?
2. **Körperliche Anforderung:** Wie viel körperliche Aktivität war erforderlich (z. B. ziehen, drücken, drehen, steuern, aktivieren ...)? War die Aufgabe leicht oder schwer, einfach oder anstrengend, erholsam oder mühselig?
3. **Zeitliche Anforderung:** Wie viel Zeitdruck empfanden Sie hinsichtlich der Häufigkeit

oder dem Takt mit dem die Aufgaben oder Aufgabenelemente auftraten? War die Aufgabe langsam und geruhsam oder schnell und hektisch?

4. **Leistung:** Wie erfolgreich haben Sie Ihrer Meinung nach die vom Versuchsleiter (oder Ihnen selbst) gesetzten Ziele erreicht? Wie zufrieden waren Sie mit Ihrer Leistung bei der Verfolgung dieser Ziele?
5. **Anstrengung:** Wie hart mussten Sie arbeiten, um Ihren Grad an Aufgabenerfüllung zu erreichen?
6. **Frustration:** Wie unsicher, entmutigt, irritiert, gestresst und verärgert (versus sicher, bestätigt, zufrieden, entspannt und zufrieden mit sich selbst) fühlten Sie sich während der Aufgabe?

Im zweiten Teil des Fragebogens musste der Proband die verschiedenen Parameter entsprechend der persönlichen wahrgenommenen Relevanz in Bezug auf die Arbeitsbelastung wichten. Dazu wurden jeweils zwei Parameter gegenüber gestellt, wovon der Proband den persönlich wichtigeren Parameter auswählen musste. Bei Vergleich aller Parameter untereinander ergab sich ein entsprechender Wichtungsfaktor pro Parameter, der mit dem jeweiligen Rating des ersten Fragebogens multipliziert wurde. Die gewichteten Ratings wurden aufsummiert und durch 15 geteilt, um eine Aussage über die Arbeitsbelastung im Gesamten zu treffen [150]. Beide Teile des Fragebogens sind im Anhang A.5 ab Seite 169 zu finden. Die Einweisung in die Fragebögen erfolgte anhand der schriftlichen Erläuterungen auf den Fragebögen. Die Ergebnisse beider Fragebögen wurden entsprechend der Zugehörigkeit des Probanden j zur Ärzte-Gruppe ($m = 4$), zu den Nicht-Ärzten ($m = 4$) oder aller Probanden ($m = 8$) gemittelt (arithmetischer Mittelwert μ und Standardabweichung s).

Fehleranalyse

Die Fehleranalyse für die acht Probanden und deren zehn Funktionen erfolgte anhand der final aufgenommenen 3D-Verifizierungsdatensätze. Die Datensätze wurden dazu in das in Kapitel 5.2.3 auf Seite 60 vorgestellte Programm in Matlab R2014a geladen, um die Nadelspitze ${}^G P_{\text{Nadelspitze}_{i,j}}$ zu bestimmen. Darauf aufbauend erfolgte unter Verwendung der in der Datei `xpace-sp_needleguidance.log` enthaltenen Position ${}^P P_{\text{Schicht}_{i,j}}$ und Orientierung $q_{\text{Schicht}_{i,j}}$ des jeweiligen 3D-Verifizierungsdatensatzes die Transformation der gewonnenen Punkte in das PKS:

$${}^P P_{\text{Nadelspitze}_{i,j}} = R \left\{ {}^P q_{\text{Schicht}_{i,j}} \right\} \cdot {}^G P_{\text{Nadelspitze}_{i,j}} + {}^P P_{\text{Schicht}_{i,j}} \quad (6.33)$$

Die Datei enthielt zusätzlich die geplante Position ${}^P P_{\text{Ziel}_{i,j}}$ relativ zum PKS. Die Koordinate ${}^P P_{\text{Schicht}_{i,j}}$ spiegelte neben der Position des 3D-Verifizierungsdatensatzes auch die letztendlich angezeigte Position der Nadelspitze anhand der Kalibrierparameter wider. Basierend auf den Punkten ${}^P P_{\text{Nadelspitze}_{i,j}}$, ${}^P P_{\text{Ziel}_{i,j}}$ und ${}^P P_{\text{Schicht}_{i,j}}$ konnten die folgenden drei Fehler für jeden Probanden i und jede Funktion j bestimmt werden:

1. **Nutzerfehler:** Der Nutzerfehler ${}^P F_{\text{Nutzer}_{i,j}}$ beschreibt die Distanz zwischen der angezeigten Position der Nadelspitze anhand der Kalibrierparameter und dem geplanten Ziel:

$${}^P F_{\text{Nutzer}_{i,j}} = |{}^P P_{\text{Schicht}_{i,j}} - {}^P P_{\text{Ziel}_{i,j}}| \quad (6.34)$$

Der durchschnittliche Nutzerfehler ist in diesem Zusammenhang wie folgt definiert:

$$\bar{F}_{\text{Nutzer}_{i,j}} = \frac{{}^P F_{\text{Nutzer}_{i,j}}(1) + {}^P F_{\text{Nutzer}_{i,j}}(2) + {}^P F_{\text{Nutzer}_{i,j}}(3)}{3} \quad (6.35)$$

2. **Systemfehler:** Der Systemfehler ${}^P F_{\text{System}_{i,j}}$ spiegelt die Genauigkeit der Cross-Kalibrierung zwischen KKS und PKS sowie der Instrumentenkalibrierung wider:

$${}^P F_{\text{System}_{i,j}} = |{}^P P_{\text{Schicht}_{i,j}} - {}^P P_{\text{Nadelspitze}_{i,j}}| \quad (6.36)$$

, wobei sich der durchschnittliche Systemfehler wie folgt berechnet:

$$\bar{F}_{\text{System}_{i,j}} = \frac{{}^P F_{\text{System}_{i,j}}(1) + {}^P F_{\text{System}_{i,j}}(2) + {}^P F_{\text{System}_{i,j}}(3)}{3} \quad (6.37)$$

3. **Gesamtfehler:** Der Gesamtfehler ${}^P F_{\text{Gesamt}_{i,j}}$ kennzeichnet die Genauigkeit der Nadelplatzierung:

$${}^P F_{\text{Gesamt}_{i,j}} = |{}^P P_{\text{Ziel}_{i,j}} - {}^P P_{\text{Nadelspitze}_{i,j}}| \quad (6.38)$$

mit einem durchschnittlichen Wert von:

$$\bar{F}_{\text{Gesamt}_{i,j}} = \frac{{}^P F_{\text{Gesamt}_{i,j}}(1) + {}^P F_{\text{Gesamt}_{i,j}}(2) + {}^P F_{\text{Total}_{i,j}}(3)}{3} \quad (6.39)$$

Die Fehler wurden für jede Funktion i jedes Probanden j berechnet. Anschließend wurde der arithmetische Mittelwert μ und die Standardabweichung s über alle Funktionen i aller Probanden j basierend auf ihrer Zugehörigkeit zur Ärzte-Gruppe ($m = 40$), zu den Nicht-Ärzten ($m = 40$) oder aller Probanden ($m = 80$) bestimmt.

Statistische Auswertung

Die durchschnittlich gemessenen Nutzerfehler, Systemfehler, Gesamtfehler und die benötigte Zeit für das Finden des Zielpunktes wurden für die beiden Versuchsgruppen Nicht-Ärzte und Ärzte unter Verwendung von Hypothesentests weiterführend untersucht. Die Nullhypothese H_0 gibt an, dass kein Unterschied bezüglich des betrachteten Mittelwertes zwischen den Nicht-Ärzten und der Ärztegruppe besteht. Ziel dieser Arbeit war, diese Hypothese zu bestätigen oder zu widerlegen. In der Tab. 6.6 auf Seite 100 sind die vier Hypothesentests für die einzeln betrachteten Werte aufgelistet.

Tabelle 6.6: Aufgestellte Hypothesen zur statischen Untersuchung des gemessenen Nutzerfehlers, Systemfehlers, Gesamtfehlers sowie der benötigten Zeit für die beiden Probandengruppen Nicht-Ärzte und Ärzte.

Test	Hypothesen
1	$H_0 : \mu (\bar{F}_{\text{Nutzer}_{\text{Nicht-Ärzte}}}) = \mu (\bar{F}_{\text{Nutzer}_{\text{Ärzte}}})$
	$H_1 : \mu (\bar{F}_{\text{Nutzer}_{\text{Nicht-Ärzte}}}) \neq \mu (\bar{F}_{\text{Nutzer}_{\text{Ärzte}}})$
2	$H_0 : \mu (\bar{F}_{\text{System}_{\text{Nicht-Ärzte}}}) = \mu (\bar{F}_{\text{System}_{\text{Ärzte}}})$
	$H_1 : \mu (\bar{F}_{\text{System}_{\text{Nicht-Ärzte}}}) \neq \mu (\bar{F}_{\text{System}_{\text{Ärzte}}})$
3	$H_0 : \mu (\bar{F}_{\text{Gesamt}_{\text{Nicht-Ärzte}}}) = \mu (\bar{F}_{\text{Gesamt}_{\text{Ärzte}}})$
	$H_1 : \mu (\bar{F}_{\text{Gesamt}_{\text{Nicht-Ärzte}}}) \neq \mu (\bar{F}_{\text{Gesamt}_{\text{Ärzte}}})$
4	$H_0 : \mu (t_{\text{Ziel}_{\text{Nicht-Ärzte}}}) = \mu (t_{\text{Ziel}_{\text{Ärzte}}})$
	$H_1 : \mu (t_{\text{Ziel}_{\text{Nicht-Ärzte}}}) \neq \mu (t_{\text{Ziel}_{\text{Ärzte}}})$

In allen Fällen erfolgte ein zweiseitiger Zweitstichproben-t-Test für zwei unabhängige Stichproben auf einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$. Vor dem t-Test erfolgte eine Überprüfung der Stichproben auf Normalverteilung (Kolmogorow-Smirnow-Test) und Varianzhomogenität (F-Test nach Fisher). Die Erläuterungen der einzelnen Testverfahren können dem Anhang A.6 ab Seite 172 entnommen werden. Auf Grund der geringen Gruppengröße bestand die Stichprobe einer Gruppe jeweils aus allen Versuchen pro Person ($m = 40$). Die Auswertung fand in Matlab R2014a statt.

6.3 Ergebnisse

6.3.1 Finden des Eintrittspunktes

Experimentablauf

Für die Variante I benötigte der Proband im Durchschnitt $66 \text{ s} \pm 9 \text{ s}$ zum Finden der zehn Eintrittspunkte mit Hilfe des MPT. Ein Auszug der auf dem Innenraummonitor angezeigten MRT-Bilder während des Findens des achten Eintrittspunktes befinden sich in der Abb. 6.21 auf der Seite 101. Zunächst galt es in der ersten Schicht den roten Kreis um das grüne Kreuz zu bekommen (Bilder 1 bis Bild 4, weißer Pfeil), in dem die Position der Nadel in \mathbf{P}_z -Richtung verändert

wurde. Sobald sich der rote Kreis um das grüne Kreuz befand, variierte der Proband die Position der Nadel entlang der P_x -Achse, um das Ziel in der zweiten Schicht zu treffen (Bilder 5 bis Bild 8, weißer Pfeil). Sobald sich der rote Kreis um das grüne Kreuz in beiden Bildebenen befand, stoppte der Proband die Sequenz mit Hilfe des Fußpedals.

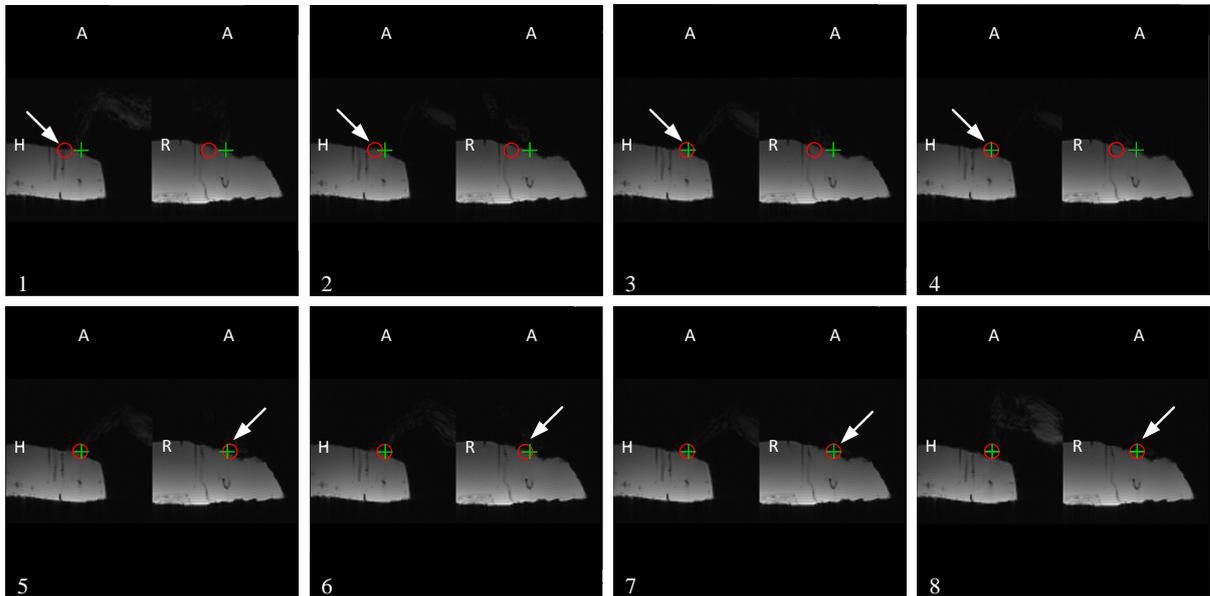


Abbildung 6.21: Auszug der MRT-Bilder der Echtzeitnadelführungssequenz zum Finden des Eintrittspunktes für den achten Eintrittspunkt mit Hervorhebung der aktuellen Nadelspitze (weißer Pfeil).

Fehleranalyse

Ein beispielhafter Auszug eines 3D-Verifizierungsdatensatzes, der nach dem Finden des dritten Eintrittspunktes mit der Variante I aufgenommen wurde, ist in der Abb. 6.22 ersichtlich. Basierend auf der Detektion der Nadel im Verifizierungsdatensatz ergab sich für die Variante I ein durchschnittlicher Fehler in P_x -Richtung von $2,38 \text{ mm} \pm 0,88 \text{ mm}$. In P_z -Richtung belief er sich auf $1,70 \text{ mm} \pm 0,78 \text{ mm}$. Die Ergebnisse sind in der Tab. 6.7 auf Seite 102 zusammengefasst.

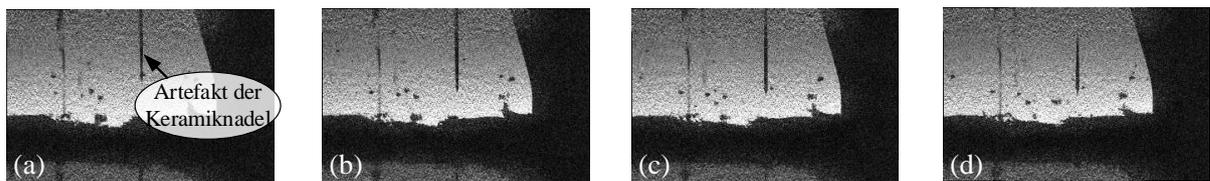


Abbildung 6.22: Auszug aus dem 3D-Verifizierungsdatensatz für den dritten Eintrittspunkt während der Verwendung des MPT zum Finden des Eintrittspunktes. a| Schicht 9/16. b| Schicht 10/16. c| Schicht 11/16. d| Schicht 12/16.

Mit der Variante II fand der Proband den Eintrittspunkt im Durchschnitt innerhalb von $81 \text{ s} \pm 1 \text{ s}$. Der Großteil der Zeit wurde auf das Warten des sich ausschaltenden Positionierungslasers des MRT verwendet. Der detektierte Fehler betrug in $^P x$ -Richtung $3,19 \text{ mm} \pm 2,07 \text{ mm}$, während er sich in $^P z$ -Richtung auf $3,15 \text{ mm} \pm 1,14 \text{ mm}$ belief. Die Ergebnisse befinden sich ebenfalls in der Tab. 6.7.

Tabelle 6.7: Benötigte Zeit zum Finden des Eintrittspunktes sowie ermittelter Fehler mit Hilfe des MPT (Variante I) und bei Verwendung des IFE (Variante II) mit zugehöriger Angabe von Mittelwert μ und Standardabweichung s .

Experiment i	Variante I (MPT)			
	$^P \mathbf{F}_{\text{Eintritt I}_i}$		$\bar{F}_{\text{Eintritt I}_i}$	$t_{\text{Eintritt I}_i}$
	x in mm	z in mm	in mm	in mm
1	2,91	2,64	2,78	56
2	0,16	0,96	0,56	70
3	3,00	1,35	2,18	61
4	2,19	0,89	1,54	66
5	2,04	2,41	2,23	51
6	2,47	1,88	2,18	77
7	3,12	2,47	2,80	65
8	2,91	0,96	1,94	60
9	2,90	0,82	1,86	68
10	2,10	2,57	2,34	82
μ in mm	2,38	1,70	2,04	66
s in mm	0,88	0,78	0,65	9

Experiment i	Variante II (IFE)			
	$^P \mathbf{F}_{\text{Eintritt II}_i}$		$\bar{F}_{\text{Eintritt II}_i}$	$t_{\text{Eintritt II}_i}$
	x in mm	z in mm	in mm	in mm
1	3,26	4,97	4,12	82
2	0,64	2,70	1,67	82
3	5,55	3,24	4,40	82
4	5,36	3,23	4,30	79
5	0,54	4,21	2,38	80
6	0,20	2,49	1,35	81
7	3,43	0,82	2,13	81
8	4,03	4,10	4,07	81
9	5,42	2,67	4,05	83
10	3,43	3,02	3,23	82
μ in mm	3,19	3,15	3,17	81
s in mm	2,07	1,14	1,18	1

Statistische Auswertung

Die Ergebnisse der statistischen Auswertung befinden sich im Anhang A.6 in der Tab. A.14 auf Seite 176. Alle betrachteten Stichproben waren normalverteilt, jedoch varianzhomogen in Hinblick auf den durchschnittlich gemessenen Fehler und varianzheterogen in Hinblick auf die benötigte Zeit. Anhand des darauf aufbauend durchgeführten linksseitigen Zweistichprobent-Tests für zwei unabhängige Stichproben mit Varianzhomogenität konnte festgestellt werden, dass der Mittelwert μ des durchschnittlichen Fehlers $\bar{F}_{\text{Eintritt I}_i}$ der Variante I signifikant kleiner als der Fehler $\bar{F}_{\text{Eintritt II}_i}$ der Variante II war ($t_{\text{Stichprobe}}(18) = -2,65, p = 0,008$). Der linksseitige Zweistichprobent-Test für zwei unabhängige Stichproben mit Varianzheterogenität offenbarte, dass die im Durchschnitt benötigte Zeit $\mu(t_{\text{Eintritt I}_i})$ für die Variante I signifikant kleiner war als für die Variante II ($t_{\text{Stichprobe}}(9,28) = -5,28, p = 0,0002$).

6.3.2 Finden des Zielpunktes

Experimentablauf

Die benötigte Zeit für die Probepunktion belief sich bei der Ärztegruppe auf $442 \text{ s} \pm 119 \text{ s}$ und bei den Nicht-Ärzten auf $335 \text{ s} \pm 86 \text{ s}$. Im Durchschnitt benötigten alle Probanden $338 \text{ s} \pm 112 \text{ s}$ für ihre Probepunktion. Neben der benötigten Zeit für die Probepunktion befindet sich in der Tab. 6.8 die Ergebnisse der Befragung bzgl. des minimal vertretbaren und maximal zulässigen Fehlers. Bei der Befragung wiesen zwei Probanden der Ärztegruppe und ein Teilnehmer der Nicht-Ärzte explizit daraufhin, dass der Fehler relativ zur Größe des zu punktierenden Ziels definiert werden müsste. Der minimal vertretbare Fehler lag bei allen Probanden bei $1,11 \text{ mm} \pm 1,10 \text{ mm}$ während der maximal zulässige Fehler $3,88 \text{ mm} \pm 3,04 \text{ mm}$ betrug. Wie in der Tab. 6.8 ersichtlich, schätzten bei den zu erwartenden Ergebnissen in Bezug auf das durchzuführende Experiment die Nicht-Ärzte ihre Performance um ein vielfaches schlechter ein als die Ärzte-Gruppe.

Tabelle 6.8: Benötigte Zeit für die Probepunktion und Ergebnis der Befragung bzgl. des minimal vertretbaren und maximal zulässigen durchschnittlichen Fehlers sowie der von den Teilnehmern erwartete prozentuale Unterschied zwischen den beiden Versuchsgruppen vor Beginn der zehn Punktionen als $\mu (\pm s)$.

	Ärzte ($m = 4$)	Nicht-Ärzte ($m = 4$)	Alle ($m = 8$)
t_{Probe} in s	442 (± 119)	335 (± 86)	338 (± 112)
$\bar{F}_{\text{Gesamt}_{\min}}$ in mm	1,25 ($\pm 0,96$)	0,98 ($\pm 1,36$)	1,11 ($\pm 1,10$)
$\bar{F}_{\text{Gesamt}_{\max}}$ in mm	4,25 ($\pm 1,50$)	3,50 ($\pm 4,36$)	3,88 ($\pm 3,04$)
$\frac{\bar{F}_{\text{Gesamt}_{\text{Nicht-Ärzte}}} - \bar{F}_{\text{Gesamt}_{\text{Ärzte}}}}{\bar{F}_{\text{Gesamt}_{\text{Nicht-Ärzte}}}}$ in %	2,50 ($\pm 2,89$)	63,75 ($\pm 61,29$)	33,13 ($\pm 51,82$)

Die Ärztgruppe fand den Eintrittspunkt innerhalb von $75\text{ s} \pm 4\text{ s}$, während die Nicht-Ärzte $79\text{ s} \pm 5\text{ s}$ benötigten. Die Ergebnisse sind in der Tab. 6.10 auf Seite 107 dargestellt. Den Großteil der Zeit verwendeten die Probanden darauf, auf den sich ausschaltenden Positionierungslaser des MRT zu warten. Nachdem sich das Phantom im Isozentrum des MRT befand, wurden alle achtzig Punktionen von den acht Probanden erfolgreich durchgeführt. Die MRT-Bilder der Echtzeitnadelführungssequenz mit Hilfe des MPT konnten den Teilnehmern kontinuierlich auf den Innenraummonitor angezeigt werden. Mit dem navigationsgestützten Finden des Zielpunktes gelangen die Nicht-Ärzte innerhalb von $165\text{ s} \pm 55\text{ s}$ zum Ziel während die Ärztgruppe $146\text{ s} \pm 68\text{ s}$ benötigte. In der Abb. 6.23 ist ein Auszug der auf den Innenraummonitor angezeigten MRT-Bilder für einen Versuchsdurchlauf eines Probanden ersichtlich.

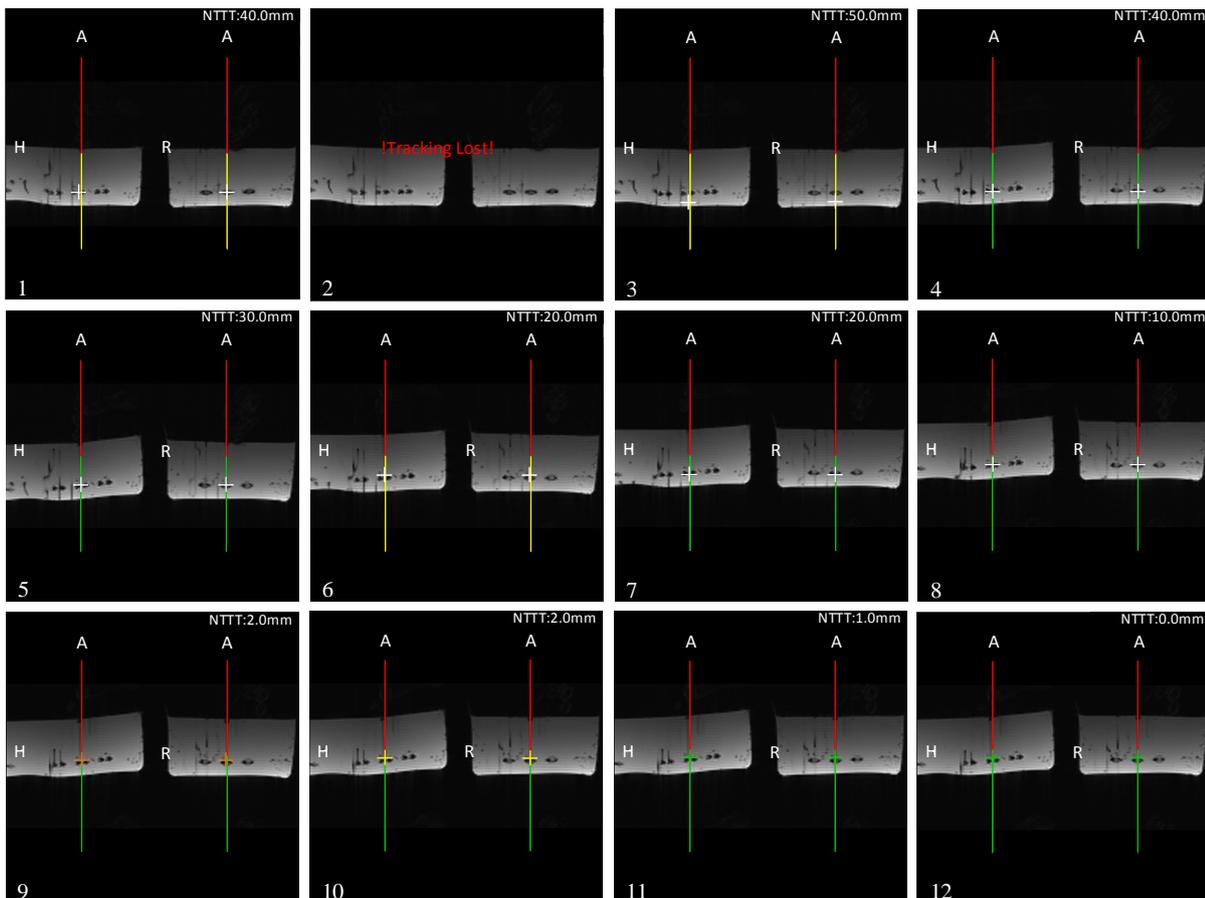


Abbildung 6.23: Auszug der MRT-Bilder der Echtzeitnadelführungssequenz zum Finden des Zielpunktes für den fünften Probanden während der ersten Trajektorie.

Zunächst änderte der Proband die Orientierung der Nadel um die P_y -Achse bis die Nadelverlängerung das Kreuz traf, bevor er die Orientierung um die P_z -Achse angepasste (Bild 1 bis Bild 4). Sobald die Nadelverlängerung grün war, schob der Proband die Nadel schrittweise zum Ziel (Bild 5 bis Bild 12). Zur Kontrolle der Nadeltiefe verwendete er den Parameter NTTT. Dieser änderte sich zunächst in 10 mm Schritten von 50 mm bis auf 20 mm bevor er dann auf 1 mm Schritten umsprang. Solange die 3D-Distanz d größer als 5 mm war, blieb die Farbe des

Kreuzes weiß (Bild 1 bis Bild 8). Dann änderte sich die Farbe entsprechend des eingestellten Parameters *Accuracy Level* von orange zu gelb bis auf grün (Bild 9 bis Bild 12). Während der Experimente trat zu einigen Zeitpunkten das Problem auf, dass die MP-Marker kurzzeitig nicht mehr von der IR Kamera detektiert wurden, obwohl sich diese innerhalb des FOV befanden. Dies war durch den entsprechenden Schriftzug *Tracking Lost* gekennzeichnet (vgl. Bild 2 in der Abb. 6.23 auf Seite 104).

NASA Task Load Index Fragebogen

Nach Abschluss der zehn Funktionen füllte jeder Proband den NASA-TLX Fragebogen aus. Die Ergebnisse des NASA-TLX Fragebogens befinden sich in der Abb. 6.24 und in der Tab. 6.9 auf Seite 106. Die Ärztegruppe bewertete den Parameter *Frustration* am geringsten ($3,00 \pm 3,37$). Das gleiche traf auch für die Nicht-Ärzte zu, jedoch stuften sie den Grad der *Frustration* geringfügig höher ein ($6,00 \pm 5,48$). Der auf der Skala von eins bis zwanzig am höchsten bewertete Parameter war für die Ärztegruppe die *geistige Anforderung* ($11,25 \pm 2,75$). Für die Nicht-Ärzte handelte es sich um den Parameter *Leistung* ($14,50 \pm 3,32$).

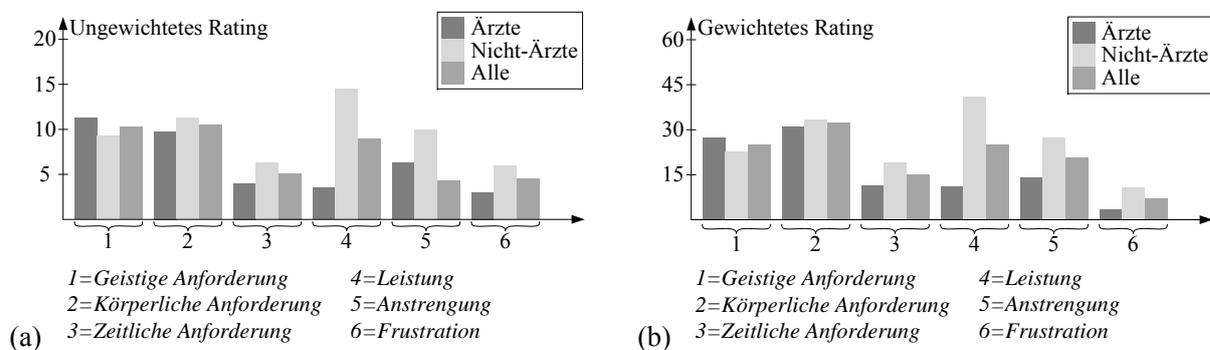


Abbildung 6.24: Ergebnisse des NASA TLX Fragebogens. **a)** Durchschnittliches Rating für die einzelnen Parameter. **b)** Durchschnittliches gewichtetes Rating.

Nach entsprechender Wichtung kristallisierte sich im Durchschnitt für beide Gruppen der Parameter *körperliche Anforderung* mit $32,38 \pm 27,91$ als der wichtigste Einfluss für die Arbeitsbelastung während der Experimente heraus. An dieser Stelle gaben viele Probanden an, dass für sie das Hineinreichen in den Patiententunnel zur Durchführung der Aufgabe der ausschlaggebende Faktor für die Bewertung war. Bei Betrachtung der einzelnen Gruppen war jedoch für die Nicht-Ärzte im Gegensatz zur Ärztegruppe der Parameter *Leistung* für die Arbeitsbelastung von zentraler Bedeutung. Im Durchschnitt belief sich die gesamte Arbeitsbelastung für die Ärztegruppe während der Echtzeitnadelführung mit dem MPT zum Finden des Zielpunktes auf $6,59 \pm 1,16$ und für die Nicht-Ärzte auf $10,30 \pm 2,74$.

Tabelle 6.9: Ergebnisse der beiden Fragebögen des NASA TLX mit Unterscheidung in ungewichtete sowie gewichtete Ratings und den resultierenden Mittelwert für die gesamte Arbeitsbelastung als $\mu (\pm s)$.

	Ärzte ($m = 40$)	Nicht-Ärzte ($m = 40$)	Alle ($m = 80$)
<i>Ungewichtete Ratings (Fragebogen 1)</i>			
Geistige Anforderung	11,25 ($\pm 2,75$)	9,25 ($\pm 3,40$)	10,25 ($\pm 3,06$)
Körperliche Anforderung	9,75 ($\pm 4,86$)	11,25 ($\pm 3,40$)	10,5 ($\pm 3,96$)
Zeitliche Anforderung	4,00 ($\pm 2,31$)	6,25 ($\pm 4,11$)	5,13 ($\pm 3,31$)
Leistung	3,50 ($\pm 1,91$)	14,50 ($\pm 3,32$)	9,00 ($\pm 6,39$)
Anstrengung	6,25 ($\pm 2,99$)	10,00 ($\pm 4,32$)	8,13 ($\pm 3,98$)
Frustration	3,00 ($\pm 3,37$)	6,00 ($\pm 5,48$)	4,50 ($\pm 4,50$)
<i>Gewichtete Ratings (Fragebogen 2)</i>			
Geistige Anforderung	27,25 ($\pm 12,09$)	22,75 ($\pm 21,41$)	25,00 ($\pm 16,27$)
Körperliche Anforderung	31,25 ($\pm 22,32$)	33,50 ($\pm 36,27$)	32,38 ($\pm 27,91$)
Zeitliche Anforderung	11,50 ($\pm 11,24$)	19,00 ($\pm 11,92$)	15,25 ($\pm 11,45$)
Leistung	11,25 ($\pm 13,15$)	41,00 ($\pm 20,17$)	26,13 ($\pm 22,39$)
Anstrengung	14,00 ($\pm 6,98$)	27,50 ($\pm 25,11$)	20,75 ($\pm 18,52$)
Frustration	3,50 ($\pm 4,73$)	10,75 ($\pm 13,50$)	7,13 ($\pm 10,13$)
Gesamte Arbeitsbelastung	6,59 ($\pm 1,16$)	10,30 ($\pm 2,74$)	8,44 ($\pm 2,78$)

Fehleranalyse

Es konnte in allen Fällen erfolgreich ein 3D-Verifizierungsdatensatz aufgenommen werden. Ein beispielhafter Ausschnitt eines 3D-Verifizierungsdatensatzes des Probanden acht für die Trajektorie drei befindet sich in der Abb. 6.25. Mit Hilfe des im Kapitel 5.2.3 auf Seite 60 vorgestellten Programms wurde in allen Fällen erfolgreich die Position der Nadelspitze ${}^G P_{\text{Nadelspitze}_{i,j}}$ im 3D-Verifizierungsdatensatz bestimmt. Die Ergebnisse der anhand der Punkte ${}^P P_{\text{Nadelspitze}_{i,j}}$, ${}^P P_{\text{Ziel}_{i,j}}$ und ${}^P P_{\text{Schicht}_{i,j}}$ ermittelten Nutzerfehler, Systemfehler und Gesamtfehler für die Ärztegruppe, die Nicht-Ärzte und alle Probanden befinden sich in der Tab. 6.10 auf Seite 107. Diese Tabelle stellt Folgendes dar: die Fehleranteile in ${}^P x$ -, ${}^P y$ - und ${}^P z$ -Richtung, deren durchschnittlichen Wert sowie die euklidische Distanz d (Berechnung von d siehe Gl. 5.19 auf Seite 66).

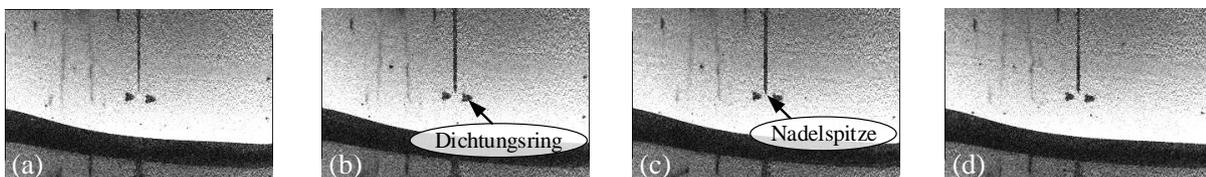


Abbildung 6.25: Auszug aus dem 3D-Verifizierungsdatensatz des Probanden acht während der Trajektorie drei. a| Schicht 7/16. b| Schicht 8/16. c| Schicht 9/16. d| Schicht 10/16.

Tabelle 6.10: Benötigte Zeit zum Finden des Eintritts- und Zielpunktes sowie ermittelter Nutzerfehler, Systemfehler und Gesamtfehler für die Ärztegruppe, die Nicht-Ärzte und alle Probanden in μ ($\pm s$).

	Ärzte ($m = 40$)	Nicht-Ärzte ($m = 40$)	Alle ($m = 80$)
$t_{\text{Eintritt}_{i,j}}$ in s	75 (± 4)	79 (± 5)	77 (± 5)
$t_{\text{Ziel}_{i,j}}$ in s	146 (± 68)	165 (± 55)	155 (± 62)
x in mm	0,72 ($\pm 0,56$)	0,86 ($\pm 0,68$)	0,79 ($\pm 0,62$)
y in mm	1,08 ($\pm 0,88$)	0,97 ($\pm 0,94$)	1,02 ($\pm 0,91$)
z in mm	0,90 ($\pm 0,66$)	0,96 ($\pm 0,61$)	0,93 ($\pm 0,63$)
d in mm	1,81 ($\pm 0,85$)	1,83 ($\pm 0,96$)	1,82 ($\pm 0,90$)
$\overline{F}_{\text{Nutzer}_{i,j}}$ in mm	0,90 ($\pm 0,39$)	0,93 ($\pm 0,46$)	0,91 ($\pm 0,43$)
x in mm	0,74 ($\pm 0,50$)	0,59 ($\pm 0,49$)	0,66 ($\pm 0,50$)
y in mm	0,37 ($\pm 0,29$)	0,38 ($\pm 0,29$)	0,37 ($\pm 0,29$)
z in mm	0,56 ($\pm 0,40$)	0,55 ($\pm 0,50$)	0,55 ($\pm 0,45$)
$ d $ in mm	1,12 ($\pm 0,49$)	1,03 ($\pm 0,52$)	1,07 ($\pm 0,50$)
$\overline{F}_{\text{System}_{i,j}}$ in mm	0,55 ($\pm 0,27$)	0,50 ($\pm 0,27$)	0,53 ($\pm 0,27$)
x in mm	1,06 ($\pm 0,80$)	1,08 ($\pm 0,77$)	1,07 ($\pm 0,78$)
y in mm	1,00 ($\pm 0,78$)	0,96 ($\pm 0,98$)	0,98 ($\pm 0,88$)
z in mm	0,89 ($\pm 0,70$)	0,98 ($\pm 0,88$)	0,93 ($\pm 0,79$)
d in mm	1,96 ($\pm 0,88$)	2,04 ($\pm 1,07$)	2,00 ($\pm 0,97$)
$\overline{F}_{\text{Gesamt}_{i,j}}$ in mm	0,99 ($\pm 0,45$)	1,00 ($\pm 0,51$)	0,99 ($\pm 0,47$)

Alle Probanden fanden die geplanten Zielpunkte mit einem durchschnittlichen Nutzerfehler von $0,91 \text{ mm} \pm 0,43 \text{ mm}$. Die Ärztegruppe ($0,90 \text{ mm} \pm 0,39 \text{ mm}$) wies jedoch einen leicht geringeren Nutzerfehler auf als die Nicht-Ärzte ($0,93 \text{ mm} \pm 0,46 \text{ mm}$). Der durchschnittliche Systemfehler von $0,53 \text{ mm} \pm 0,27 \text{ mm}$ war für alle Probanden gering. Der durchschnittliche Gesamtfehler belief sich für die Ärztegruppe auf $0,99 \text{ mm} \pm 0,45 \text{ mm}$ und für die Nicht-Ärzte auf $1,00 \text{ mm} \pm 0,51 \text{ mm}$. Dieser Wert ist somit in beiden Fällen kleiner als der von den Probanden vor der Durchführung der Experimente angegebene minimal vertretbare Fehler von $1,11 \text{ mm} \pm 1,10 \text{ mm}$. In Bezug auf den Gesamtfehler sind mit der neuen Echtzeitnadelführung die Ärzte 1% besser als die Nicht-Ärzte, was unter den anfänglich angegebenen Werten von $2,50 \% \pm 2,89 \%$ (Ärzte) und $63,75 \% \pm 61,29 \%$ (Nicht-Ärzte) liegt (siehe Tab. 6.8 auf Seite 103).

Statistische Auswertung

Die Ergebnisse der statistischen Auswertung befinden sich in der Tab. A.15 im Anhang A.6 auf Seite 177. Alle Stichproben waren normalverteilt und varianzhomogen. Es konnte unter einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ kein signifikanter Unterschied im Bezug auf den Mittelwert des durchschnittlichen Nutzerfehler ($t_{\text{Stichprobe}(78)} = 0,31, p = 0,75$), Systemfehler ($t_{\text{Stichprobe}(78)} = -0,83, p = 0,41$) und Gesamtfehler ($t_{\text{Stichprobe}(78)} = 0,09, p = 0,93$) zwischen den Nicht-Ärzten und der Ärztegruppe festgestellt werden. Gleiches galt für die im Durchschnitt benötigte Zeit zum Finden des Zielpunktes ($t_{\text{Stichprobe}(78)} = 1,37, p = 0,17$).

7 Bewegungskorrigierte Thermometrie

Das folgende Kapitel stellt den entwickelten Ansatz der bewegungskorrigierten Thermometrie vor. Ausgangspunkt war die in Kapitel 2.3.2 auf Seite 21 beschriebene prospektive Bewegungskorrektur mit Hilfe des MPT. Die vorliegende Dissertation untersuchte deren Wirkungsweise in Hinblick auf die PRF-Thermometriemethode. Das grundlegende Prinzip geht davon aus, dass sich der am distalen Ende einer rigiden Ablationsnadel befindliche MP-Marker, wie in der Abb. 7.1 visualisiert, simultan zur Leber mit bewegt. Anhand der detektierten Bewegungsänderung kann jede einzelne k-Raum Zeile vor jeder Messung prospektiv justiert und die Gradientenmomente sowie die HF-Pulse korrigiert werden. Somit überträgt sich der globale Ansatz einer prospektiven Bewegungskorrektur über die rigide Ablationsnadel auf das lokal im Ablationsareal befindliche Bewegungsmuster.

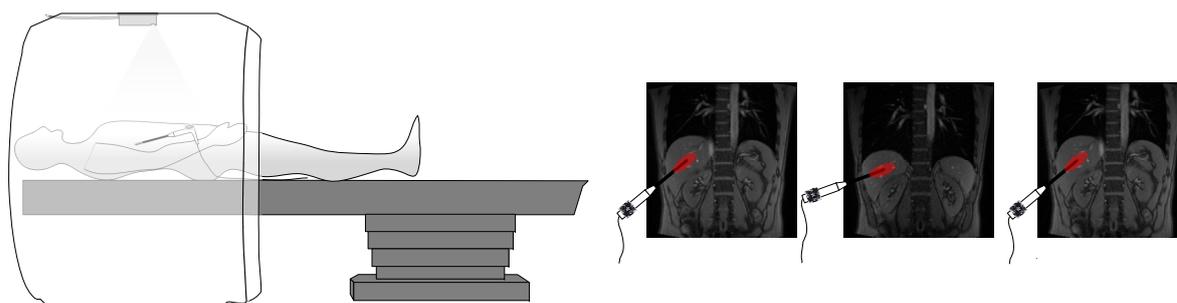


Abbildung 7.1: Schematische Visualisierung der Nadelbewegung in Abhängigkeit zur lokal in der Leber vorliegenden Bewegung.

Prinzipiell könnte die bereits im Kapitel 2.3.2 ab Seite 21 vorgestellte Bewegungskorrektursequenz `mz_gre_xpace` und die zugehörige Bibliothek `mz_lib_xpace` direkt auf die Thermometrie angewendet werden. Jedoch produzierte das verwendete MWA-Gerät der Firma Medwaves, Inc. (San Diego, Vereinigte Staaten) starke Rauscheinträge, die in Abhängigkeit von verwendeter Spule, Auflösung und Bandbreite eine kontinuierliche MRT-Messung während der Ablation erschwerte. In der Abb. 7.2 auf Seite 110 befinden sich einige Beispiele von MRT-Aufnahmen während der Verwendung des MWA-Gerätes (Bandbreite $260 \frac{\text{Hz}}{\text{px}}$). Die Sequenz musste daher zunächst modifiziert werden, sodass eine MRT-Messung weiterhin möglich war (siehe Kapitel 7.1 ab Seite 110). Darauf aufbauend erfolgte die Evaluierung des Verfahrens an ex vivo Leberproben an einem sich periodisch bewegenden Apparat. Die dazugehörigen Experimente und Ergebnisse sind ab Kapitel 7.2 auf Seite 113 zu finden. Teile des vorliegenden Kapitels basieren auf den Publikationen [KPH⁺17], [KSW⁺18] und [PPK⁺17].

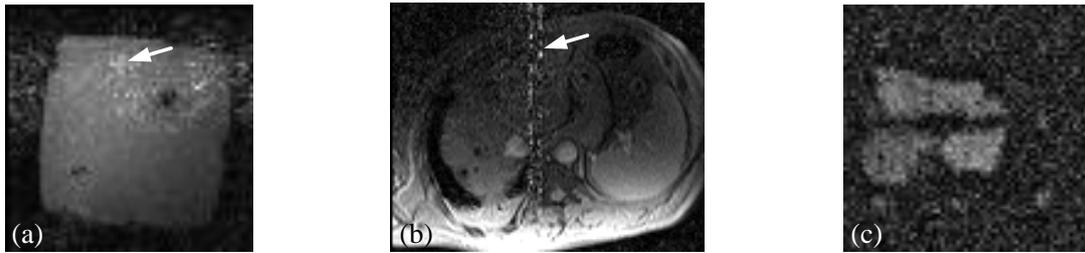


Abbildung 7.2: Magnitudenbilder einer FLASH-Sequenz während der Mikrowellenablation mit Rauscheinträgen (weißer Pfeil). **a)** Phantom, $2,34 \text{ mm} \times 2,34 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$, Rücken- und Oberflächenspule als Empfangsspule. **b)** Mensch, $2,81 \text{ mm} \times 2,81 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$, Rücken- und Oberflächenspule als Empfangsspule [60]. **c)** Ex vivo Schweineleber, $1,9 \text{ mm} \times 1,9 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$, 20-Kanal Kopf-/Nackenspule als Empfangsspule.

7.1 Implementierung

Die grundlegende Idee zur Kompensation des Rauscheintrages durch das MWA-Gerät bestand darin, es während der eigentlichen MRT-Messung zu pausieren (Standby). Dazu produzierte das MRT vor und nach der Bildaufnahme ein optisches Triggersignal, das an die im Kontrollraum befindliche Konverterbox gesendet wurde. Die Konverterbox wandelte das optische Signal in ein Transistor-Transistor-Logik (TTL)-Signal um und schickte es an das MWA-Gerät. Der Generator des MWA-Gerätes wiederum wurde von Marcus Prier (Abteilung Biomedizinische Magnetresonanz, Otto-von-Guericke Universität, Magdeburg, Deutschland) dahingehend geändert, dass er beim Erhalt eines TTL-Signals der Dauer von 100 ms pausierte bzw. in den aktiven Ablationszustand zurückkehrte. Die Abb. 7.3 zeigt den prinzipiellen Aufbau des Konzeptes. Die Voraussetzung ist das Einhalten von ausreichenden Pausen zwischen den Bildaufnahmen, damit das MWA-Gerät genügend Ablationsenergie in das Gewebe bringen kann.

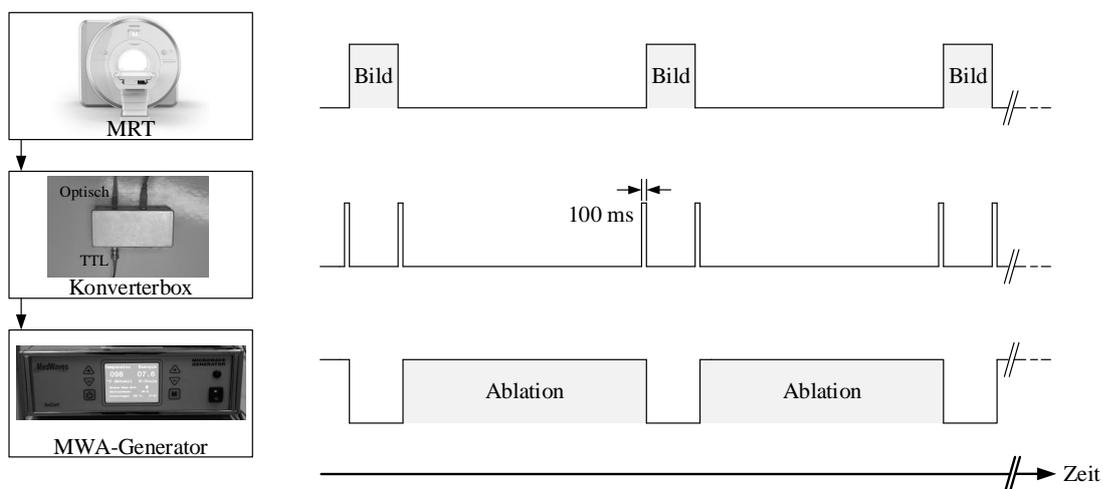


Abbildung 7.3: Prinzipieller Ablauf der Triggerung des MWA-Gerätes durch das MRT.

Zur Erzeugung eines entsprechenden Triggersignales durch das MRT zu einem gewünschten Zeitpunkt war eine Anpassung der Pulssequenz erforderlich. Ausgangspunkt bildete die dazu im Kapitel 6.1 ab Seite 73 vorgestellte Sequenz `uk_BEAT_xpace`, die sowohl die Echtzeitnadelführung als auch die prospektive Bewegungskorrektur ermöglicht. Damit der Nutzer das Hinzufügen des Triggersignales steuern kann, wurde neben den notwendigen Parametern für die Bewegungskorrektur der neue Parameter *Set Triggerpulse* zur Einschaltung der Triggerung zur Verfügung gestellt. Die Abb. 7.4 zeigt die Examskarte *Sequence Special* der `uk_BEAT_xpace` Pulssequenz mit der neu hinzugefügten Option (siehe weiß umrandeter Bereich). Der dazugehörige Programmablaufplan der Sequenz befindet sich in der Abb. 7.5 auf Seite 112.

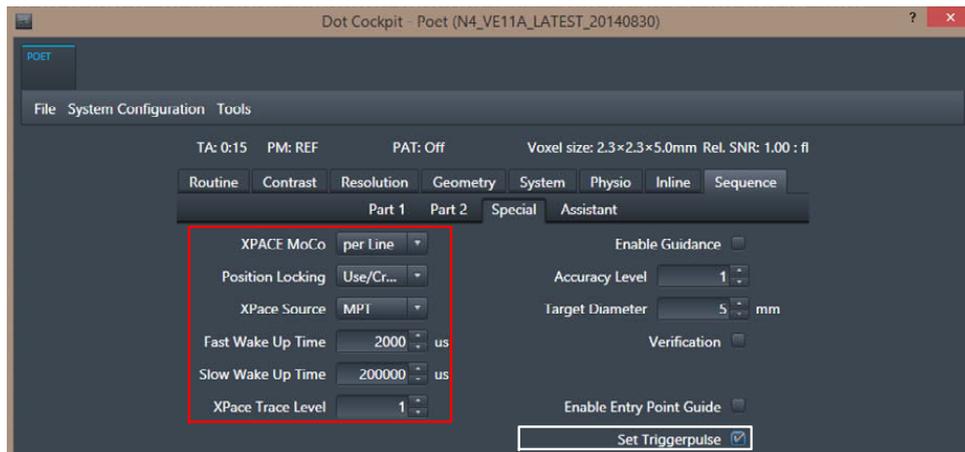


Abbildung 7.4: Examskarte *Sequence Special* der `uk_BEAT_xpace` Pulssequenz mit Parametern typischer Konfiguration aus der Bewegungskorrektursequenz (rot umrandet) und neu hinzugefügte Option zur Erzeugung eines Triggersignales (weiß umrandet).

Zunächst greift die Sequenz innerhalb der `prepare` Funktion auf die `prep` Funktion der Klasse `SBBGREKernel` zu. Wenn der Parameter *Set Triggerpulse* gesetzt ist, wird das externe Triggersignal initialisiert. Dazu zählt u. a. die Dauer des Signals von 100 ms. Anschließend verfolgt die Sequenz den regulären Ablauf der Bewegungskorrektur (siehe Kapitel 2.3.2 ab Seite 21). Sobald sich die Sequenz im `runKernel` befindet, wird das Triggersignal ausgespielt. Das Ausspielen erfolgt zu zwei verschiedenen Zeitpunkten. Das erste Mal findet es zum Start des RTEB der ersten k-Raum Zeile statt. Das zweite Mal wird das Triggersignal nach den Spoilergradienten der letzten k-Raum Zeile ausgesendet. Somit ermöglicht die Sequenz, bewegungskorrigierte MRT-Bilder während eines Ablationsprozesses zu generieren, wobei das MWA-Gerät für die Dauer der Aufnahme pausiert.

Die bewegungskorrigierten MRT-Bilder wiederum bestehen aus einem Magnituden- und einem Phasenbild. Da sich es sich bei der implementierten Pulssequenz `uk_BEAT_xpace` um eine FLASH-Sequenz handelt, können die Phasendaten genutzt werden, um Temperaturberechnungen mit der PRF-Thermometriemethode durchzuführen. Das Ergebnis sollten bewegungskorrigierte Thermometriebilder sein.

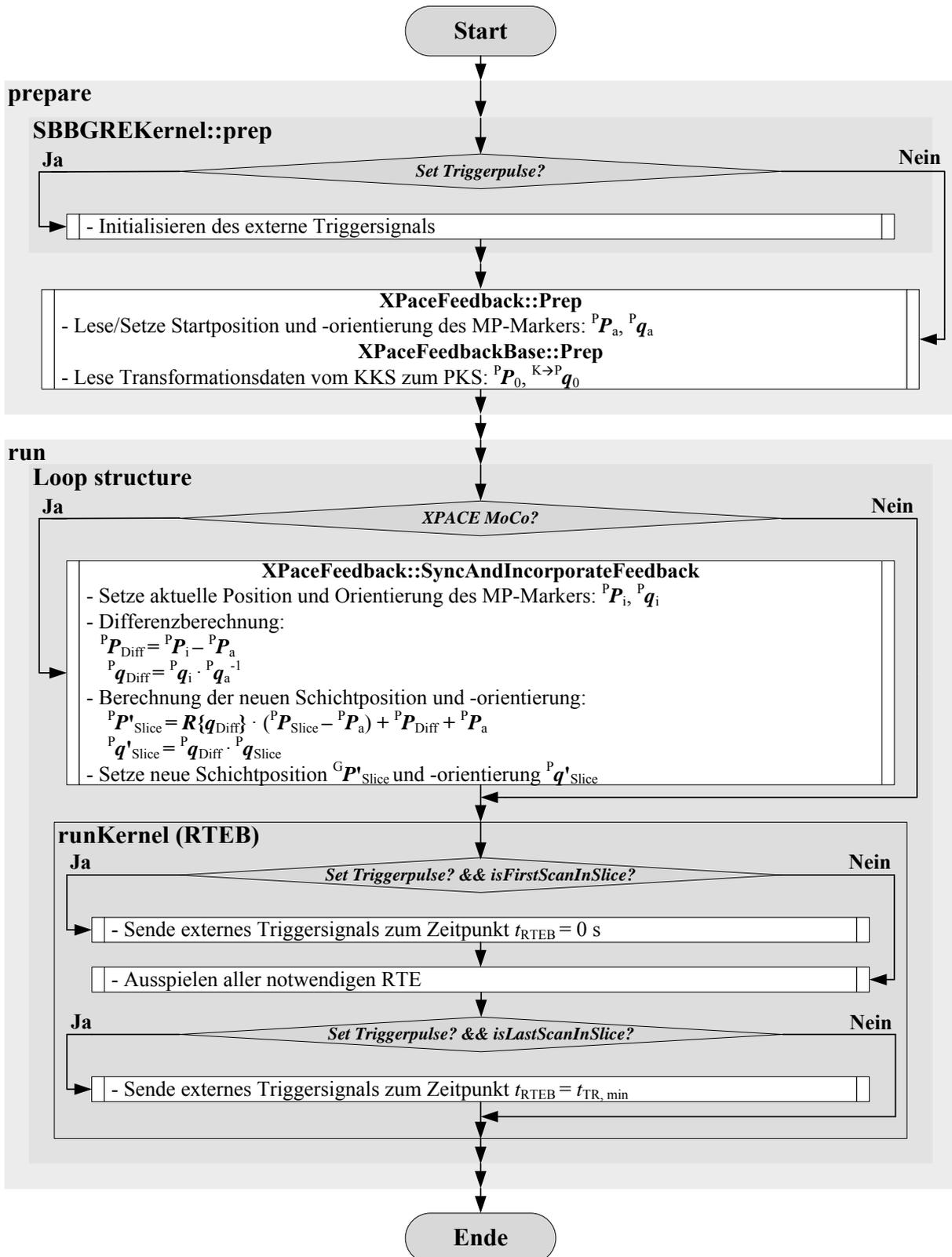


Abbildung 7.5: Programmablaufplan der implementierten Pulssequenz uk_BEAT_xpace bei Verwendung zur prospektiven Bewegungskorrektur mit Erzeugung eines Triggersignales.

7.2 Materialien und Methoden

Die Evaluierung der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie pro k-Raum Zeile mit Hilfe des MPT erfolgte im Rahmen einer ex vivo Leberstudie.

Messaufbau

Die Studie fand am wide-bore 3 T MAGENTOM Skyra unter Verwendung der VL Kamera statt. Durch ihre höhere Bildrate ermöglichte es die VL Kamera im Gegensatz zur IR Kamera, die benötigten Trackinginformationen des MP-Markers pro k-Raum Zeile zur Verfügung zu stellen. Die Belichtungszeit der VL Kamera betrug $500 \mu\text{s}$ mit einer Bildrate von 80 fps. Nach mehr als 80-minütiger Erwärmung der Kamera erfolgte ein Update der Transformation zwischen KKS und PKS mit Hilfe des sich im MRT befindlichen $65 \text{ mm} \times 65 \text{ mm}$ großen MP-Referenzmarkers. Als zu abladierendes Objekt wurden ex vivo Leberproben vom Schwein verwendet, die in einem entsprechenden Behälter zusammen mit der Ablationsnadel (Länge 15,6 cm, Durchmesser 2,1 cm) der Firma Medwaves, Inc. fixiert waren (siehe Abb. 7.6). Sieben mit Butter gefüllte Reagenzgläser wurden um die Leberprobe herum platziert. Dies diente der Korrektur des statischen Hauptmagnetfelddriftes. Der MP-Marker (S:1011/M:200) wurde am vorderen Ende der Ablationsnadel befestigt.

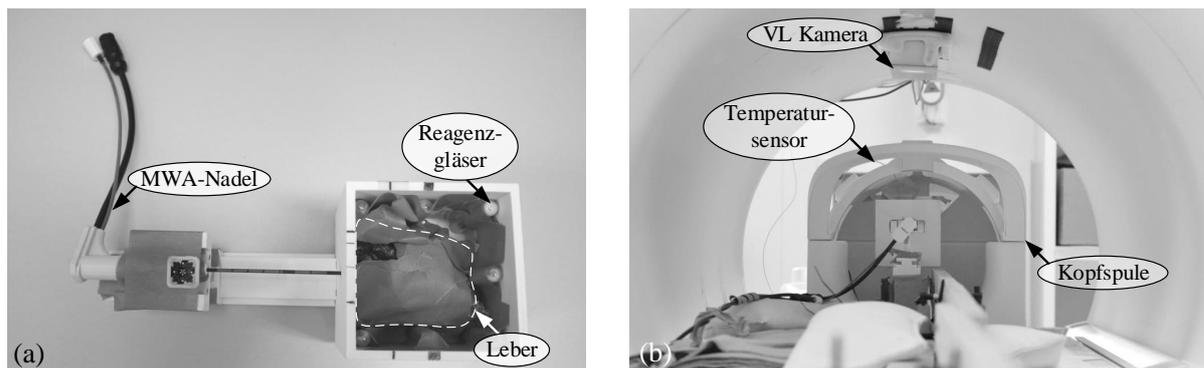


Abbildung 7.6: Messbehälter zur Untersuchung der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie. **a**| Aufnahme des Behälters von oben. **b**| Position des Behälters auf der sich bewegenden Plattform in der Kopfspule.

Der Messbehälter wurde auf einer sich periodisch bewegenden Plattform fixiert. Die Plattform bewegte sich durch einen Lego Motor (Lego A/S, Billund, Dänemark), der sich auf Grund seiner ferromagnetischen Eigenschaften am Ende des Patiententisches befand. Die Übersetzung von Motor auf die Plattform erfolgte mit Hilfe von zwei ineinandergreifenden Holzstangen und weiteren Legoelementen¹. Die Periodendauer der Bewegung belief sich ähnlich zum menschlichen Atemzyklus auf 6 s. Die Plattform samt Messbehälter befand sich in einer 20-Kanal Kopf-/Nackenspule (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland). Oberflächenspulen

¹Die Herstellung des Bewegungsapparates erfolgte durch Dr. Axel Boese (Institut für Medizintechnik, Otto-von-Guericke Universität, Magdeburg, Deutschland).

bzw. Rückenspulen als Empfangsspule, wie für eine Ablation von Lebertumoren üblich, konnten auf Grund des Messaufbaus nicht verwendet werden. In der Leberprobe auf Höhe der Ablationsnadel befand sich zusätzlich ein faseroptischer Temperatursensor (Präzession $\pm 0,2^\circ\text{C}$), der die dort vorhandene Temperatur kontinuierlich mit Hilfe eines im Kontrollraum befindlichen FOTEMP Messgerätes (Optocon AG, Dresden, Deutschland) in Zeitabständen von 1 s protokollierte. Die Abb. 7.7 veranschaulicht den Messaufbau.

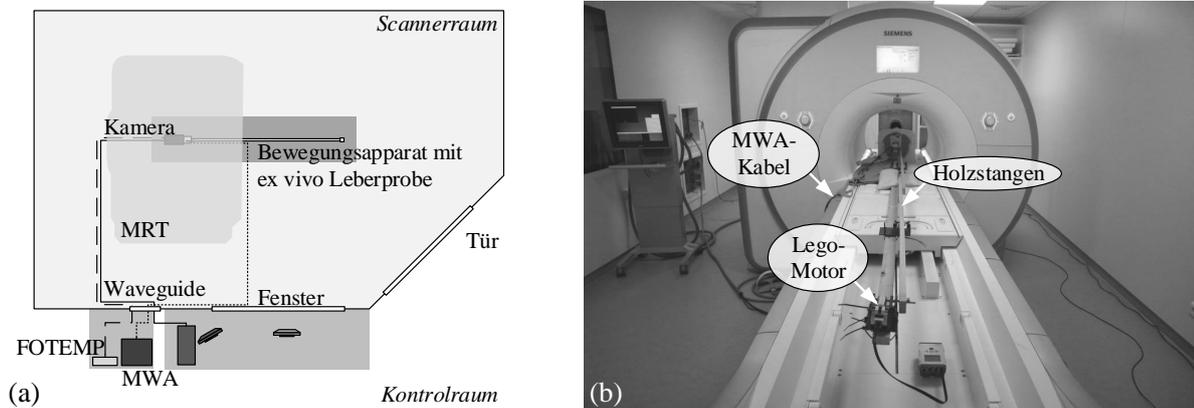


Abbildung 7.7: Messaufbau zur Evaluierung der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie. **a** | Schematische Ansicht des Messaufbaus von oben. **b** | Frontale Aufnahme des Messaufbaus.

Experimentablauf

Die Untersuchung der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie pro k-Raum Zeile erfolgte innerhalb von elf verschiedenen Experimenten. Eine Übersicht der Experimente ist in der Tab. 7.1 auf Seite 115 ersichtlich. Die Aufnahmezeit pro Bild betrug 1,28 s. Auf Grund des geringen TR von 20 ms wurde ein TE von 4,64 ms gewählt. In den Experimenten wurden jeweils 40 Wiederholungen einer 2D-Schicht aufgenommen. Die 2D-Schicht enthielt neben der ex vivo Leberprobe und den mit Butter gefüllten Reagenzgläsern, die Ablationsnadel und den Temperatursensor. Alle weiteren Protokolleinstellungen sind im Anhang A.4 in der Tab. A.12 auf Seite 166 zu finden. Die elf verschiedenen Experimente können in vier Teilbereiche gebündelt werden. Die ersten drei Experimente untersuchten die prospektiv bewegungskorrigierte Thermometrie bei ausgeschaltetem Ablationsgerät während einer kontinuierlichen Bildaufnahme und Bewegung. Die zweite Gruppe der Experimente betrachtete die Thermometrie in Zusammenhang mit einer Pause zwischen den Bildaufnahmen von 4,7 s. In beiden Fällen wurde eine zusätzliche Referenzmessung ohne Bewegung durchgeführt. Das siebte bis neunte Experiment untersuchte den Einfluss des MWA-Gerätes auf die Bildqualität und Genauigkeit der Thermometrie ohne zusätzliche Bewegungen. Es wurde der Standby-Zustand, die kontinuierliche Ablation und die Ablation mit externer Triggerung betrachtet. Die letzte Gruppe der Experimente evaluierte die prospektive Bewegungskorrektur während einer Ablation mit kontinuierlicher Bewegung. Das vom MRT generierte Triggersignal führte im Experiment neun bis elf dazu, dass das MWA-Gerät in den Pausen abladieren konnte. Die Ablationsdauer betrug ohne Triggersignal 240 s und mit 188 s bei einer maximalen Temperatur von 100°C .

Tabelle 7.1: Experimentablauf zur Untersuchung der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie pro k-Raum Zeile an ex vivo Leberproben.

Experiment i	Bewegung	Korrektur	Pausen	Triggersignal	Standby	Ablation
1	X	X	X	X	X	X
2	✓	X	X	X	X	X
3	✓	✓	X	X	X	X
4	X	X	✓	X	X	X
5	✓	X	✓	X	X	X
6	✓	✓	✓	X	X	X
7	X	X	✓	X	✓	X
8	X	X	✓	X	✓	✓
9	X	X	✓	✓	✓	✓
10	✓	X	✓	✓	✓	✓
11	✓	✓	✓	✓	✓	✓

Datenanalyse

Die Rohdaten wurden im Anschluss der Messung innerhalb eines selbstgeschriebenen Programms in Matlab R2014a mit dem Ziel einer phasensensitiven Rekonstruktion ausgewertet. Der dazugehörige Programmablaufplan befindet sich in der Abb. 7.8 auf Seite 116. Zunächst war es erforderlich die Rohdaten pro Experiment i mit der Funktion `mapVBVD` von Philip Ehses (Universitätsklinikum Tübingen, Tübingen, Deutschland) einzulesen, um die komplexe Signalintensität $\underline{I}_{j,k,i}(x, y)$ pro Spulenkanal j zu erhalten. Anschließend erfolgte die Berechnung der Phasendifferenz $\Delta\phi_{j,k-1,i}(x, y)$ relativ zum Referenzbild $\underline{I}_{j,1,i}(x, y)$:

$$\Delta\phi_{j,k-1,i}(x, y) = \arctan2 \left(\Im \left(\frac{|\underline{I}_{j,k,i}(x, y)| e^{j\phi_{j,k,i}(x, y)}}{|\underline{I}_{j,1,i}(x, y)| e^{j\phi_{j,1,i}(x, y)}} \right), \Re \left(\frac{|\underline{I}_{j,k,i}(x, y)| e^{j\phi_{j,k,i}(x, y)}}{|\underline{I}_{j,1,i}(x, y)| e^{j\phi_{j,1,i}(x, y)}} \right) \right) \quad (7.1)$$

Die Phasendifferenz wurde mit der zur Wiederholung k vorliegenden Magnitude $|\underline{I}_{j,k,i}(x, y)|$ verwendet, um eine adaptierte Signalintensität $\underline{I}'_{j,k-1,i}(x, y)$ für jedes Experiment i wie folgt zu berechnen:

$$\underline{I}'_{j,k-1,i}(x, y) = |\underline{I}_{j,k,i}(x, y)| e^{j\Delta\phi_{j,k-1,i}(x, y)} \quad (7.2)$$

Die Kombination der Signalintensität $\underline{I}'_{j,k-1,i}(x, y)$ der einzelnen Spulenkanäle erfolgte mit der Funktion `adaptOrig` von Mark Griswold (Case Western Reserve University, Cleveland, Vereinigte Staaten) [152, 153]. Die kombinierte Phasendifferenz $\Delta\phi_{k-1,i}(x, y)$ ergab sich wie folgt:

$$\Delta\phi_{k-1,i}(x, y) = \arctan2 \left(\Im \left(\underline{I}'_{k-1,i}(x, y) \right), \Re \left(\underline{I}'_{k-1,i}(x, y) \right) \right) \quad (7.3)$$

Die ursprüngliche Signalintensität $\underline{I}_{j,k,i}(x, y)$ der einzelnen Spulenelemente wurde ebenfalls kombiniert, um die später benötigte Magnitude $|\underline{I}_{k,i}(x, y)|$ zu erhalten.

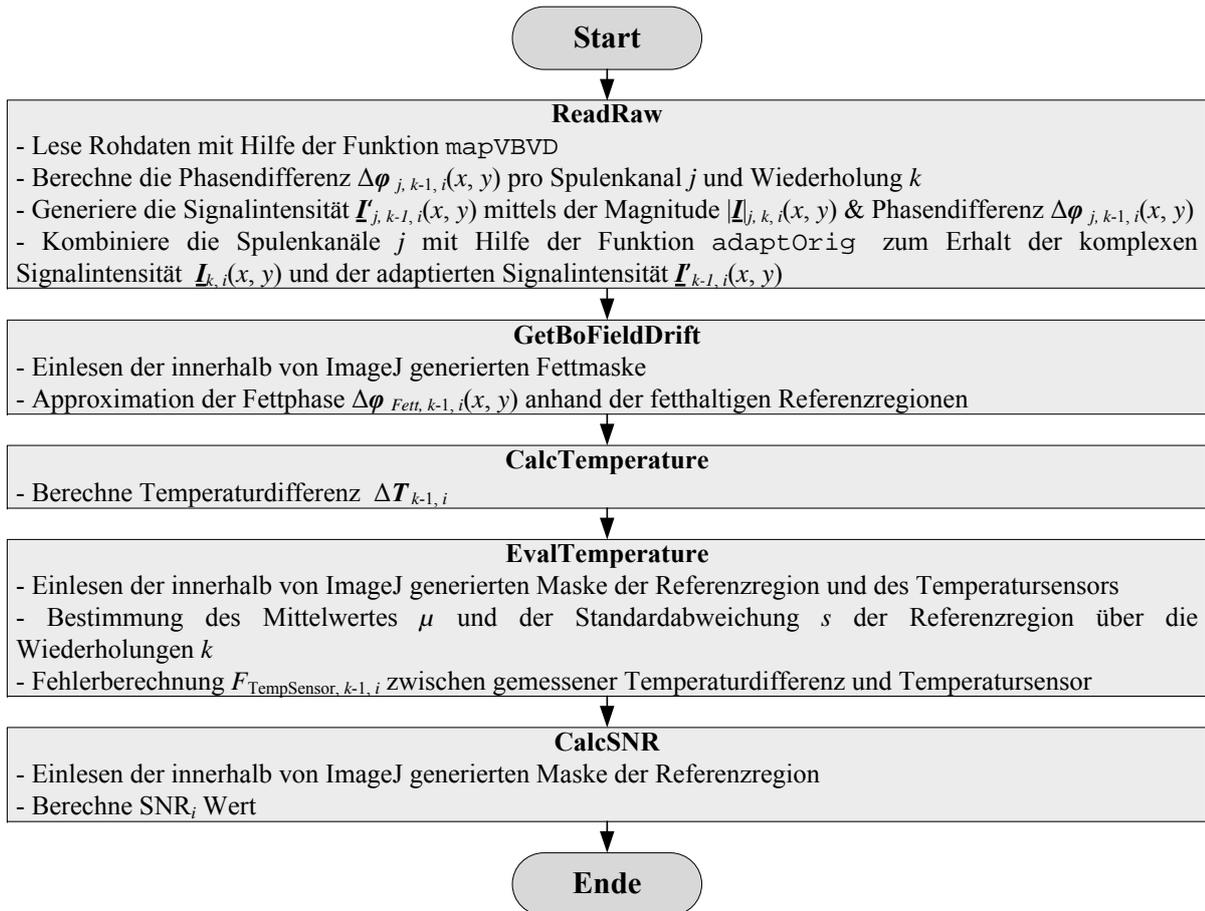


Abbildung 7.8: Programmablaufplan zur Ermittlung der korrigierten Temperaturdifferenz, des Fehlers zum Temperatursensor und des vorliegenden SNR-Verhältnis in der MRT-Messung.

Im Anschluss extrahiert die Funktion `GetBoFieldDrift` die Phasendifferenz $\Delta\phi_{k-1, i}(x, y)$ innerhalb der fetthaltigen Reagenzgläser, um den Drift $\Delta B_{k-1, i}(x, y)$ des statischen Hauptmagnetfeldes über die Zeit anhand der Fettphase im Bild zu korrigieren. Die Approximation der Fettphase $\Delta\phi_{Fett_{k-1, i}}(x, y)$ pro Wiederholung k erfolgte mit einem Polynom ersten Grades anhand der extrahierten Phasendifferenzen der Reagenzgläser und mit Hilfe der in Matlab zur Verfügung stehenden Optimierungsfunktion `fit`:

$$\Delta\phi_{Fett_{k-1, i}}(x, y) = a_{0_{k-1, i}} + x \cdot a_{1_{k-1, i}} + y \cdot a_{2_{k-1, i}} \quad (7.4)$$

Die Funktion `CalcTemperature` verwendete die Phase $\Delta\phi_{Fett_{k-1, i}}(x, y)$ anschließend, um die korrigierte Temperaturdifferenz $\Delta T_{k-1, i}(x, y)$ wie folgt zu berechnen (vgl. Anhang A.7 ab Seite 180):

$$\Delta T_{k-1, i}(x, y) = \frac{\Delta\phi_{Fett_{k-1, i}}(x, y) - \Delta\phi_{k-1, i}(x, y)}{2\pi\gamma t_{TE}\alpha B_0} \quad (7.5)$$

Die Funktion `EvalTemperature` diente als Grundlage der Evaluierung der gewonnenen Temperaturdifferenzen für jedes Experiment i . Dort erfolgte die Ermittlung des Mittelwertes μ und der Standardabweichung s einer Temperaturdifferenz $\Delta\bar{T}_{\text{ROI}_{k-1,i}}$, die die mittlere Temperaturdifferenz pro Wiederholung k einer sich nicht-erhitzten Referenzregion (ROI) darstellt:

$$\Delta\bar{T}_{\text{ROI}_{k-1,i}} = \frac{1}{N} \sum_{(x,y) \in \text{ROI}} \Delta T_{k-1,i}(x,y) \quad (7.6)$$

Anschließend wurde der Fehler zwischen dem Temperatursensor $\Delta T_{\text{TempSensor}_{k-1,i}}$ und der MRT-Messung $\Delta\bar{T}_{\text{MRT}_{k-1,i}}$ bestimmt:

$$F_{\text{Sensor}_{k-1,i}} = |\Delta T_{\text{TempSensor}_{k-1,i}} - \Delta\bar{T}_{\text{MRT}_{k-1,i}}| \quad (7.7)$$

Die Temperaturdifferenz $\Delta\bar{T}_{\text{MRT}_{k-1,i}}$ basierte auf einer Mittelung von Pixelwerten, die in direkter Umgebung kreisförmig um das Bildartefakt des Temperatursensors angeordnet waren:

$$\Delta\bar{T}_{\text{MRT}_{k-1,i}} = \frac{1}{O} \sum_{(x,y) \in \text{MRT}} \Delta T_{k-1,i}(x,y) \quad (7.8)$$

Die finale Funktion `CalcSNR` berechnete den im Experiment i vorliegenden Mittelwert μ und die Standardabweichung s des $\text{SNR}_{\text{ROI}_{k-1,i}}$ in der nicht-erhitzten ROI unter Verwendung der Magnitude $|\underline{I}_{k,i}(x,y)|$ wie folgt [154]:

$$\text{SNR}_{\text{ROI}_{k-1,i}} = \frac{1}{\sqrt{2}} \frac{\frac{1}{N} \sum_{(x,y) \in \text{ROI}} M_{\text{add}_{k-1,i}}(x,y)}{\sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{(x,y) \in \text{ROI}} \left(M_{\text{diff}_{k-1,i}}(x,y) - \left(\frac{1}{N} \sum_{(x,y) \in \text{ROI}} M_{\text{diff}_{k-1,i}}(x,y) \right) \right)^2}} \quad (7.9)$$

$$M_{\text{add}_{k-1,i}}(x,y) = |\underline{I}_{k-1,i}(x,y)| + |\underline{I}_{k,i}(x,y)| \quad (7.10)$$

$$M_{\text{diff}_{k-1,i}}(x,y) = |\underline{I}_{k-1,i}(x,y)| - |\underline{I}_{k,i}(x,y)| \quad (7.11)$$

Statistische Auswertung

Der durchschnittliche Fehler $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ wurde unter Verwendung aller Wiederholungen für verschiedene Experimente im Rahmen von Hypothesentests in Matlab R2014a weiterführend untersucht. In der Tab. 7.2 auf Seite 118 sind die verschiedenen Tests aufgelistet. In allen Fällen erfolgte ein zweiseitiger Zweistichproben-t-Test für zwei unabhängige Stichproben auf einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$. Mit Hilfe des Kolmogorow-Smirnow-Tests und dem F -Test nach Fisher wurden die Stichproben vorab auf Normalverteilung und Varianzhomogenität

geprüft. Weiterführende Erläuterungen zu den genutzten Tests sind im Anhang A.6 ab Seite 172 zu finden.

Tabelle 7.2: Aufgestellte Hypothesen zur statischen Untersuchung des durchschnittlichen Fehlers $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ zwischen externem Temperatursensor und MRT-Messung für verschiedene Experimente i .

Test	Nullhypothese	Alternativhypothese
1	$H_0 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,1}}) = \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,3}})$	$H_1 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,1}}) \neq \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,3}})$
2	$H_0 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,3}}) \geq \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,2}})$	$H_1 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,3}}) < \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,2}})$
3	$H_0 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,4}}) = \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,6}})$	$H_1 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,4}}) \neq \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,6}})$
4	$H_0 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,6}}) \geq \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,5}})$	$H_1 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,6}}) < \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,5}})$
5	$H_0 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,4}}) = \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,7}})$	$H_1 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,4}}) \neq \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,7}})$
6	$H_0 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,9}}) \geq \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,8}})$	$H_1 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,9}}) < \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,8}})$
7	$H_0 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,9}}) = \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,11}})$	$H_1 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,9}}) \neq \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,11}})$
8	$H_0 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,11}}) \geq \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,10}})$	$H_1 : \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,11}}) < \mu (F_{\text{Sensor}_{k-1,10}})$

7.3 Ergebnisse

Experimentablauf

Alle elf Experimente konnten erfolgreich durchgeführt werden. Die Ergebnisse der Ablationen sind in der Abb. 7.9 ersichtlich. Die maximale Ausdehnung der sichtbaren Nekrosezone betrug 7,9 mm für das achte Experiment bei einer Ablationsdauer von 240 s.

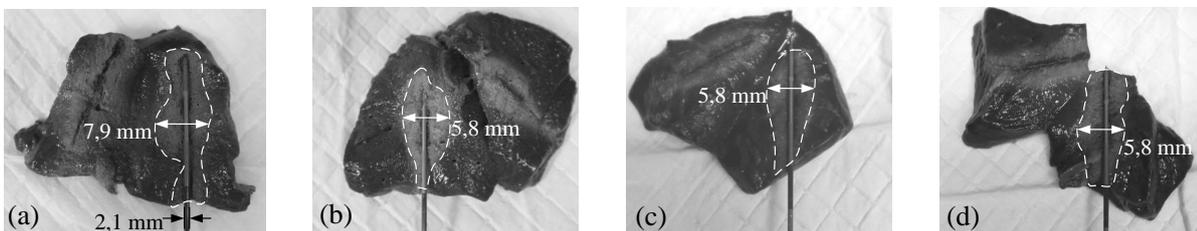


Abbildung 7.9: Schnittbild der ex vivo Leberproben parallel zur Ablationsnadel. **a|** Experiment 8. **b|** Experiment $i=9$. **c|** Experiment $i=10$. **d|** Experiment $i=11$.

Der Verlauf der Trackingdaten des angebrachten MP-Markers für das zweite Experiment ist in der Abb. 7.11 und Abb. 7.12 auf Seite 120 dargestellt. Es ist deutlich eine periodische Bewegung zu erkennen.

In der Tab. 7.3 befindet sich eine Zusammenfassung der maximalen Auslenkungen während der Experimente mit Bewegung. Die maximale Auslenkung in ${}^P x$ -, ${}^P y$ - und ${}^P z$ -Richtung betrug 4,47 mm, 6,44 mm und 4,35 mm. Die maximale Rotationsabweichung in Euler-Winkeln ergab $1,77^\circ$ um die ${}^P x$ -Ache, $3,03^\circ$ um die ${}^P y$ -Achse und 360° um die ${}^P z$ -Achse.

Tabelle 7.3: Maximal detektierte Auslenkung des MP-Markers für die sechs Experimente mit Bewegung.

Experiment i	$\Delta^P P_{MP_{max}}$			$\Delta^P q_{MP_{max}}$ in Euler-Winkel		
	x in mm	y in mm	z in mm	Φ in $^\circ$	Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$
2	3,61	3,99	2,95	1,77	1,86	360,00
3	3,58	4,04	2,94	1,75	1,86	360,00
5	3,61	4,10	2,95	1,73	1,86	360,00
6	3,64	4,16	2,96	1,72	1,87	360,00
10	4,47	6,44	3,79	1,25	2,75	0,46
11	2,20	7,20	4,35	1,33	3,03	0,41

Datenanalyse

Nach Einlesen der Rohdaten, Rekonstruktion, Berechnung der Phasendifferenz $\Delta\phi_{j,k-1,i}(x,y)$ und Kombination der einzelnen Spulenkanäle zum Erhalt der kombinierten Phasendifferenz $\Delta\phi_{k-1,i}(x,y)$ wurden die Masken für den Fettbereich, die Referenzregion und den Temperatursensor für die verschiedenen Experimente i mit Hilfe von ImageJ gewonnen. In der Abb. 7.10 befinden sich die verwendeten Masken für die Experimente eins bis sechs sowie Beispiele für ein Magnituden- und Phasendifferenzbild des ersten Experimentes. Im Magnitudenbild in der Abb. 7.10.a ist deutlich das Bildartefakt der Ablationsnadel und des Temperatursensors zu erkennen (weißer Pfeil). Um die ex vivo Leberprobe herum befinden sich die sieben mit Butter gefüllten Reagenzgläser.

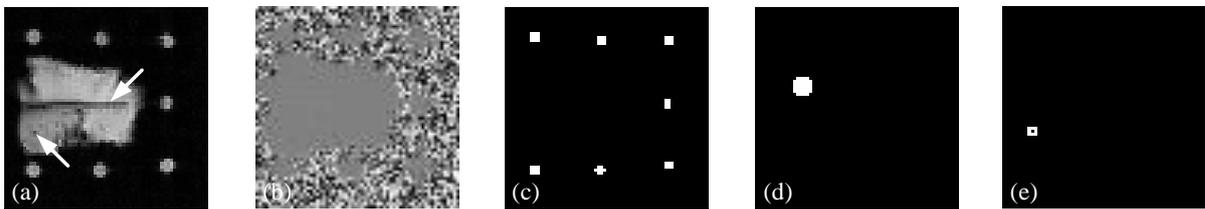


Abbildung 7.10: Magnituden- und Phasendifferenzbild sowie verwendete Masken für das Experiment eins bis sechs mit Hervorhebung der Ablationsnadel und des Temperatursensors (weißer Pfeil). **a**| Magnitudenbild $|L_{40,1}(x,y)|$. **b**| Kombinierte Phasendifferenz $\Delta\phi_{39,1}(x,y)$. **c**| Maske der fetthaltigen Regionen. **d**| Maske der nicht-erhitzten Referenzregion. **e**| Maske um den Temperatursensor.

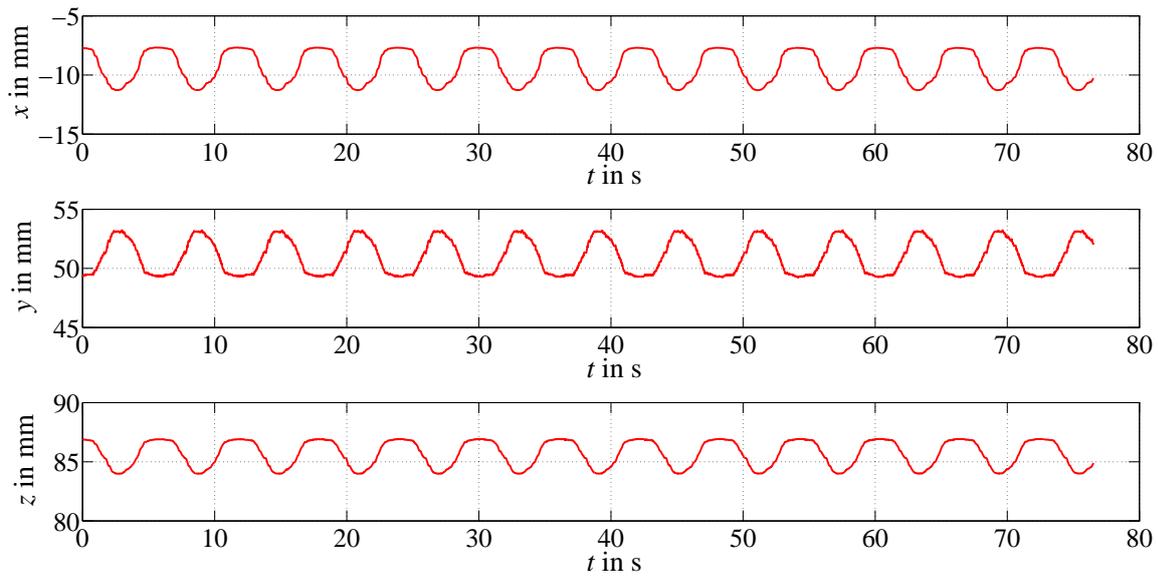


Abbildung 7.11: Verlauf der Koordinaten x , y und z der Position ${}^P\mathbf{P}_{\text{MP}}$ (rot) des an der Ablationsnadel angebrachten MP-Markers während des zweiten Experimentes.

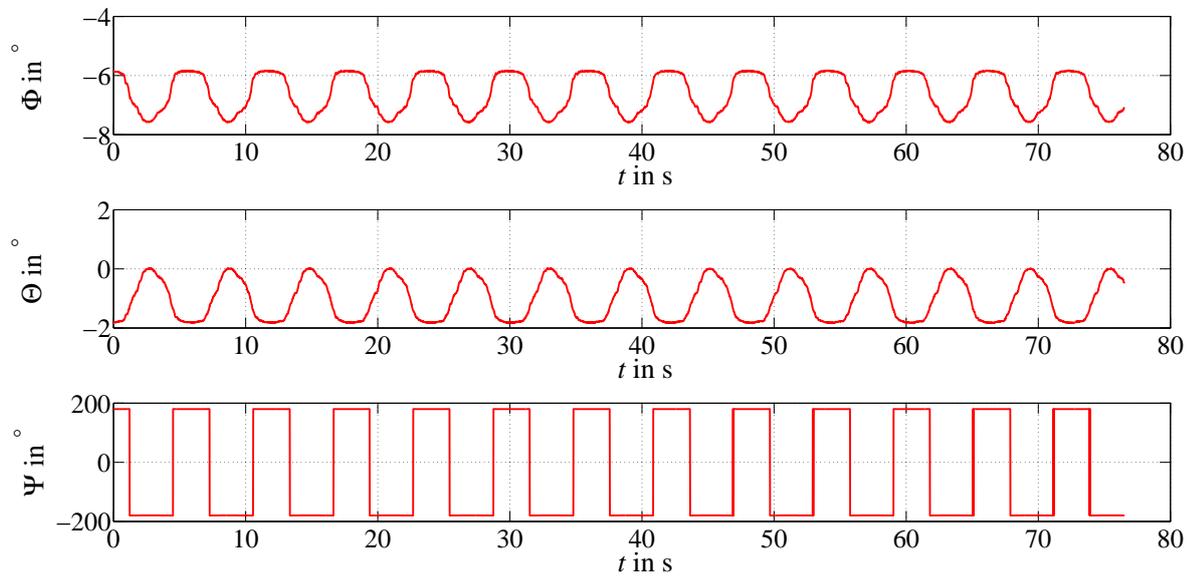


Abbildung 7.12: Verlauf der aufgenommenen Orientierung ${}^P\mathbf{q}_{\text{MP}}$ (rot) des an der Ablationsnadel angebrachten MP-Markers während des zweiten Experimentes.

Die in den fettthaltigen Referenzregionen vorliegende Phasendifferenz wurde zu Erstellung der Fettphase $\Delta\phi_{\text{Fett}_{k-1,i}}(x, y)$ erfolgreich verwendet, um den statischen Hauptmagnetfeldrift zu korrigieren. In der Abb. 7.13 ist beispielhaft der Verlauf der korrigierten und unkorrigierten Temperaturdifferenz $\Delta\bar{T}_{\text{ROI}_{k-1,1}}$ in der nicht-erhitzten ROI für das erste Experiment zu sehen. Im letzteren Fall belief sich $\Delta\phi_{\text{Fett}_{k-1,1}}(x, y)$ auf den Wert null. Es ist deutlich zu erkennen, dass die unkorrigierte Temperaturdifferenz über den Verlauf der Zeit einen kontinuierlichen Drift aufweist, der durch die Fettphase korrigiert werden konnte.

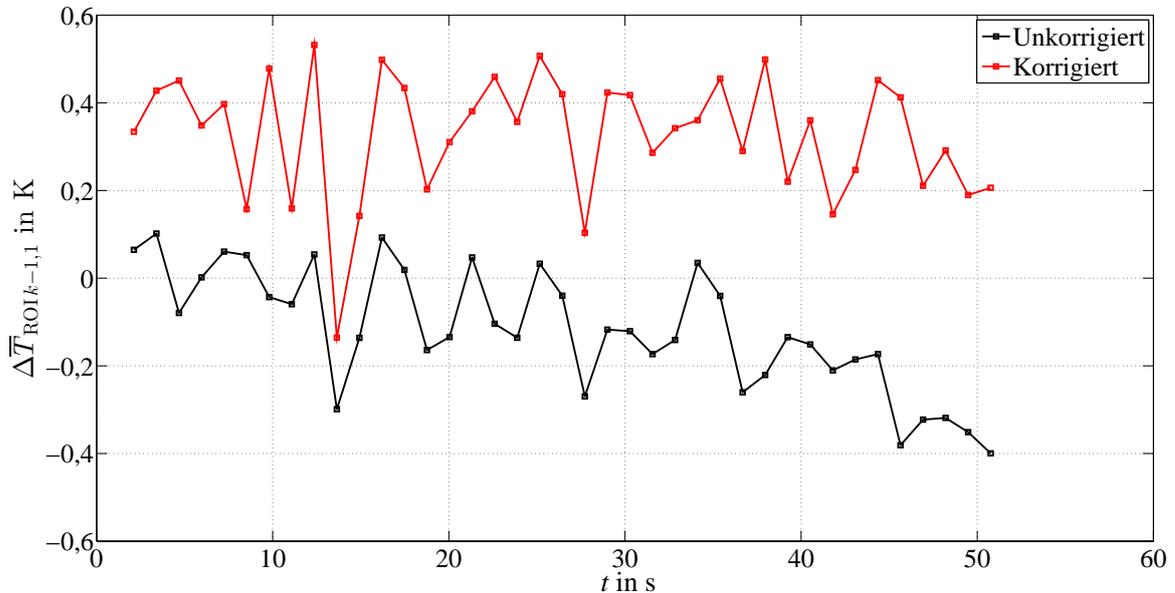


Abbildung 7.13: Mit Hilfe der Fettphase korrigierte (rot) und unkorrigierte (schwarz) Temperaturdifferenz $\Delta\bar{T}_{\text{ROI}_{k-1,1}}$ in der nicht-erhitzten ROI für das erste Experiment.

Eine Übersicht der Evaluierung der gewonnenen korrigierten Temperaturdifferenzen für die verschiedenen Experimente i ist in der Tab. 7.4 auf Seite 122 dargestellt. Diese beinhaltet neben der Temperaturdifferenz $\Delta\bar{T}_{\text{ROI}_{k-1,i}}$ in der nicht-erhitzten Referenzregion, den Fehler $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ zwischen dem Temperatursensor und der MRT-Messung, sowie das bestimmte $\text{SNR}_{\text{ROI}_{k-1,i}}$. Die gewonnenen Messdaten liegen als Mittelwert μ und Standardabweichung s vor. Auf Grund der relativ geringen Größe der verwendeten Leberproben existierte, während der Experimente acht bis elf mit Ablation, kein adäquater Referenzbereich ohne Erhitzung, um die Temperaturdifferenz $\Delta\bar{T}_{\text{ROI}_{k-1,i}}$ unabhängig von der Erwärmung bestimmen zu können.

Tabelle 7.4: Ermittelte Temperaturdifferenz $\Delta\bar{T}_{\text{ROI}_{k-1,i}}$ in einer nicht-erhitzten ROI in der Leber, Fehler $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ der Temperaturmessung sowie berechneter $\text{SNR}_{\text{ROI}_{k-1,i}}$ für die elf verschiedenen Experimente in $\mu (\pm s)$.

Experiment i	$\Delta\bar{T}_{\text{ROI}_{k-1,i}}$ in K	$F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ in K	$\text{SNR}_{\text{ROI}_i}$
1	0,33 ($\pm 00,14$)	0,19 ($\pm 00,15$)	92,72 ($\pm 09,93$)
2	-4,12 ($\pm 08,56$)	14,18 ($\pm 14,20$)	53,24 ($\pm 18,49$)
3	1,50 ($\pm 01,46$)	1,24 ($\pm 00,86$)	70,12 ($\pm 11,55$)
4	-0,03 ($\pm 00,17$)	0,18 ($\pm 00,14$)	95,26 ($\pm 12,60$)
5	-8,40 ($\pm 10,54$)	22,41 ($\pm 16,11$)	81,29 ($\pm 11,18$)
6	1,77 ($\pm 01,77$)	1,00 ($\pm 00,81$)	76,86 ($\pm 12,17$)
7	0,10 ($\pm 00,33$)	0,36 ($\pm 00,30$)	54,23 ($\pm 28,77$)
8	-	2,30 ($\pm 02,21$)	11,11 ($\pm 06,95$)
9	-	0,92 ($\pm 00,90$)	44,43 ($\pm 05,64$)
10	-	7,51 ($\pm 04,76$)	24,05 ($\pm 04,14$)
11	-	1,32 ($\pm 00,81$)	30,22 ($\pm 05,43$)

Datenanalyse - Experiment 1 bis 3 (MWA-Gerät aus, kontinuierliche Bildaufnahme ohne Pause)

Die mittlere Temperaturdifferenz $\Delta\bar{T}_{\text{ROI}_{k-1,1}}$ in der nicht-erhitzten ROI war für das Experiment eins ohne Bewegung mit $0,33 \text{ K} \pm 0,14 \text{ K}$ relativ gering. Sobald Bewegung auftrat, erhöhte sich im zweiten Experiment die Temperaturdifferenz trotz der Abwesenheit von Wärme auf $-4,12 \text{ K} \pm 8,56 \text{ K}$. Mit Hilfe der prospektiven Bewegungskorrektur pro k-Raum Zeile konnte dieser Fehler auf $1,50 \text{ K} \pm 1,46 \text{ K}$ reduziert werden.

Eine Visualisierung der Standardabweichung für jeden einzelnen Pixel der Temperaturdifferenz $\Delta T_{k-1,i}(x, y)$ über alle Wiederholungen ist in der Abb. 7.14 dargestellt. Die Standardabweichung spiegelt die Präzision der Temperaturmessung wider. Es ist zu erkennen, dass die Präzision vom zweiten auf das dritte Experiment durch die Verwendung der prospektiven Bewegungskorrektur deutlich verbessert werden konnte, jedoch mit sichtbarem Unterschied zu den Referenzwerten verbleibt.

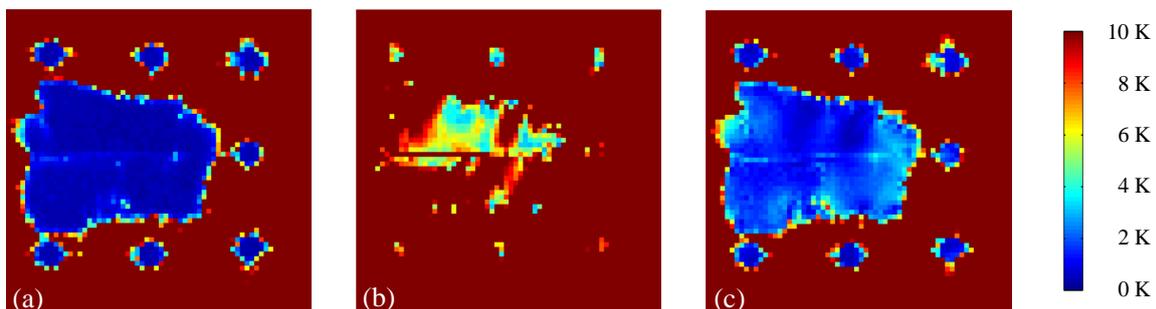


Abbildung 7.14: Standardabweichung der Temperaturdifferenz $\Delta T_{k-1,i}(x, y)$ über alle Wiederholungen für die Experimente eins bis drei mit Farbcodierung (rechts). **a|** Experiment $i=1$. **b|** Experiment $i=2$. **c|** Experiment $i=3$.

Der $\text{SNR}_{\text{ROI}_{k-1,1}}$ -Wert der Referenzmessung war mit $92,72 \pm 9,93$ höher im Vergleich zum zweiten bzw. dritten Experiment, wobei es deutliche Unterschiede zwischen mit ($70,12 \pm 11,55$) und ohne Korrektur ($53,24 \pm 18,49$) gab.

In der Abb. 7.15 sind die Ergebnisse des Fehlers $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ zwischen dem Temperatursensor und der MRT-Messung für die Experimente eins bis drei gegenübergestellt. Die Ergebnisse zeigen, dass die prospektive Bewegungskorrektur während einer kontinuierlichen Bildaufnahme den vorliegenden Fehler der Bewegung von $14,18 \text{ K} \pm 14,20 \text{ K}$ auf $1,24 \text{ K} \pm 0,86 \text{ K}$ minimieren konnte. Auf Grund der kontinuierlichen Bildaufnahme wies der Fehler im unkorrigiertem Fall deutliche periodische Schwankungen ähnlich zur vorliegenden Bewegung auf (vgl. Abb. 7.11 auf Seite 120). Aus diesem Grund war der Fehler $F_{\text{Sensor}_{k-1,2}}$ nicht normalverteilt und somit kein statistischer Vergleich zwischen dem Fehler ohne Korrektur und dem mit Korrektur möglich (siehe Anhang A.6 in der Tab. A.15 auf Seite 177). Der Mittelwert des Fehlers während der Bewegungskorrektur wies jedoch unter einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ einen signifikanten Unterschied zum Mittelwert des Fehlers der Referenzmessung auf ($t_{\text{Stichprobe}(76)} = -7,53, p = 0,00$, siehe Anhang A.6 in der Tab. A.15 auf Seite 177).

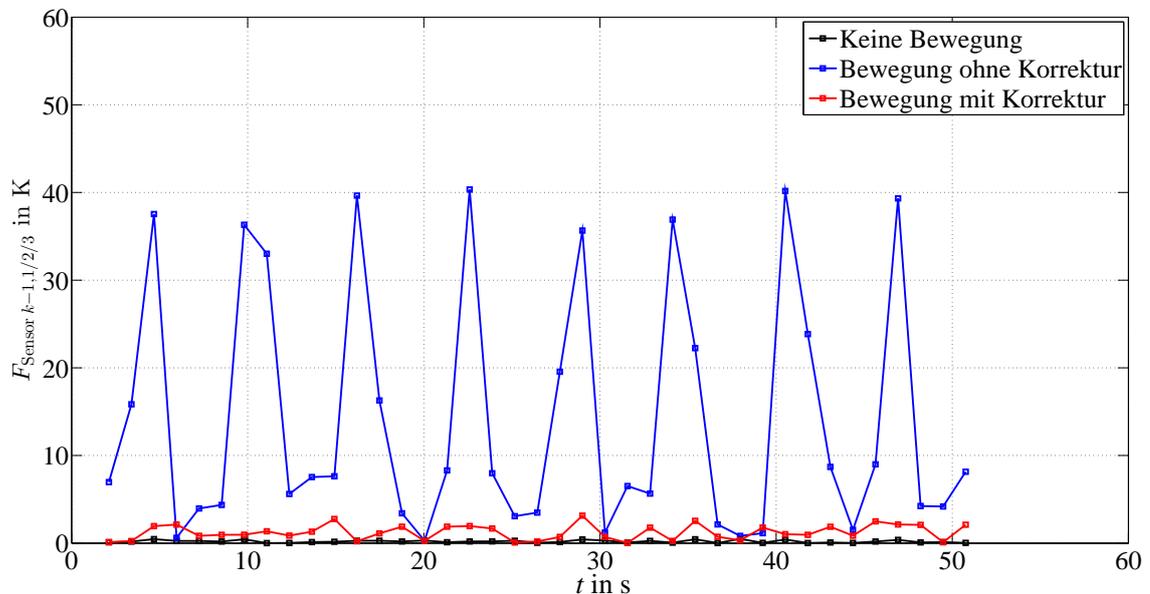


Abbildung 7.15: Verlauf des Fehlers $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ für das erste (schwarz), zweite (blau) und dritte (rot) Experiment.

In der Abb. 7.16 auf Seite 124 sind Auszüge der Magnitudenbilder für die Experimente eins bis drei ersichtlich. Während der kontinuierlichen Bildaufnahme waren für das zweite Experiment ohne Bewegungskorrektur deutliche periodische Verschiebungen erkennbar (siehe weißer Pfeil in der Abb. 7.16.b). Auf Grund der geringen Aufnahmezeit pro Bild konnten jedoch keine intrascan Bildartefakte festgestellt werden. Mit Einschaltung der prospektiven Bewegungskorrektur waren ähnlich zum Referenzfall keine inter-scan Verschiebungen mehr vorhanden.

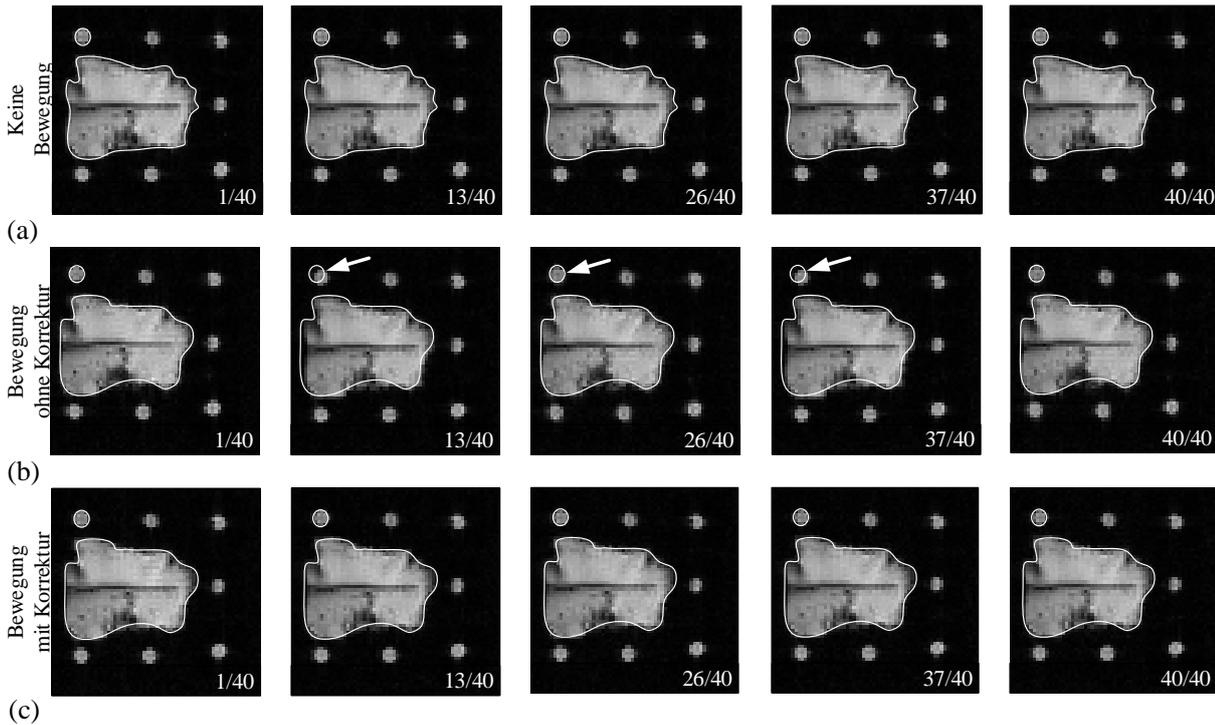


Abbildung 7.16: Auszug der Magnitudenbilder während der kontinuierlichen Bildaufnahme mit Hervorhebung der Leberandbereiche und eines mit Butter gefüllten Reagenzglases (weiß) sowie der vorliegenden inter-scan Verschiebungen (weißer Pfeil). **a**| Experiment $i=1$. **b**| Experiment $i=2$. **c**| Experiment $i=3$.

Datenanalyse - Experiment 4 bis 6 (MWA-Gerät aus, Bildaufnahme mit Pause)

Für das vierte Experiment ohne Bewegung und mit einer Pause von 4,7s zwischen den Bildaufnahmen wies die mittlere Temperaturdifferenz $\Delta\bar{T}_{\text{ROI}_{k-1,i}}$ im Vergleich zu dem ersten Experiment ebenfalls einen relativ geringen Wert von $-0,03\text{ K} \pm 0,17\text{ K}$ auf. Mit dem Auftreten von Bewegung erhöhte sich, wie bereits in den vorangegangenen Experimenten, die Temperaturdifferenz auf $-8,40\text{ K} \pm 10,53\text{ K}$. Durch die Verwendung der prospektiven Bewegungskorrektur konnte der Wert auf $1,77\text{ K} \pm 1,77\text{ K}$ reduziert werden.

Die Abb. 7.17 auf Seite 125 visualisiert die Standardabweichung $\Delta T_{k-1,i}(x, y)$ für jeden einzelnen Pixel der Temperaturdifferenz über alle Wiederholungen. Die Präzision der Temperaturmessung konnte ebenfalls vom fünften auf das sechste Experiment durch die Verwendung der prospektiven Bewegungskorrektur verbessert werden. Die Referenz in Abb. 7.17.a wies jedoch eine höhere Präzision auf.

Der $\text{SNR}_{\text{ROI}_{k-1,4}}$ -Wert der Referenzmessungen lag bei $95,26 \pm 12,60$. Im fünften Experiment mit Bewegung reduzierte sich dieser Wert auf $81,29 \pm 11,18$. Sobald Bewegungskorrektur eingesetzt wurde, verringerte sich der $\text{SNR}_{\text{ROI}_{k-1,6}}$ -Wert weiter auf $76,86 \pm 12,17$.

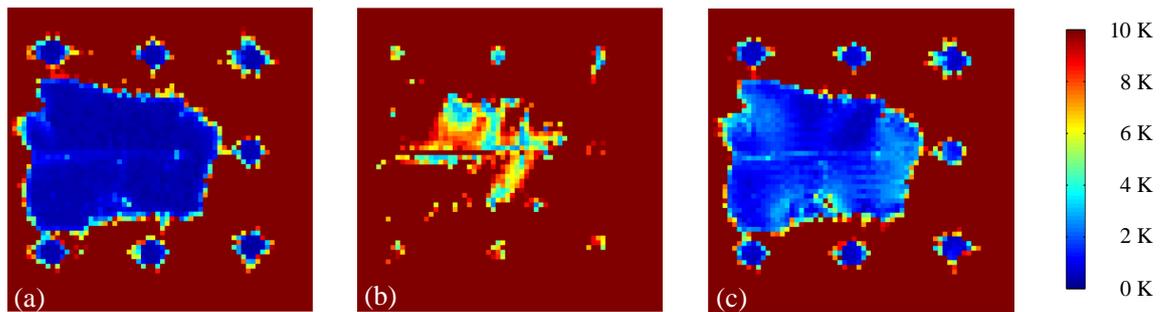


Abbildung 7.17: Standardabweichung der Temperaturdifferenz $\Delta T_{k-1,i}(x,y)$ über alle Wiederholungen für die Experimente vier bis sechs mit Farbcodierung (rechts). **a)** Experiment $i=4$. **b)** Experiment $i=5$. **c)** Experiment $i=6$.

Die Abb. 7.18 zeigt den Fehler $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ zwischen dem Temperatursensor und dem MRT für die Experimente vier bis sechs. Durch die Bewegungskorrektur verringerte sich der Fehler von $22,41 \text{ K} \pm 16,11 \text{ K}$ auf $1,00 \text{ K} \pm 0,81 \text{ K}$. Der Mittelwert des Fehlers mit Bewegungskorrektur war signifikant kleiner als der ohne Bewegungskorrektur ($t_{\text{Stichprobe}}(76) = -8,29, p = 0,00$, siehe Anhang A.6 in der Tab. A.15 auf Seite 177). Im Unterschied zum zweiten bzw. dritten Experiment, bei denen keine Pause zwischen den Bildaufnahmen bestand, führte die Einhaltung der Pause zu einer kontinuierlichen Verschiebung der Bilder zueinander und somit zu einem höheren Fehler. Zwischen dem Mittelwert des Fehlers der Referenzmessung und dem der Bewegungskorrektur lag weiterhin ein signifikanter Unterschied vor ($t_{\text{Stichprobe}}(76) = -6,23, p = 0,00$, siehe Anhang A.6 in der Tab. A.15 auf Seite 177).

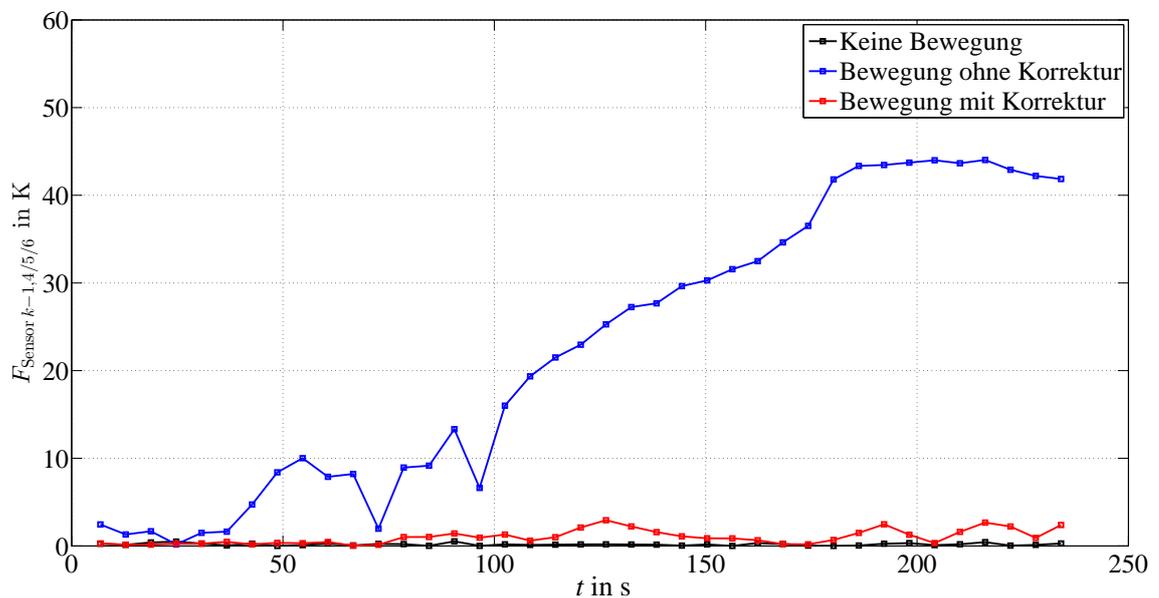


Abbildung 7.18: Verlauf des Fehlers $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ für das vierte (schwarz), fünfte (blau) und sechste (rot) Experiment.

Die Abb. 7.19 präsentiert Auszüge der Magnitudenbilder für das vierte bis sechste Experiment. Durch die Einhaltung von Pausen im fünften Experiment waren die detektierbaren inter-scan Verschiebungen nicht mehr periodisch sondern kontinuierlich (siehe weißer Pfeil in der Abb. 7.19.b). Erneut führte die prospektive Bewegungskorrektur im sechsten Experiment zu einer sichtbaren Verbesserung. Intra-scan Bildartefakte waren nicht feststellbar.

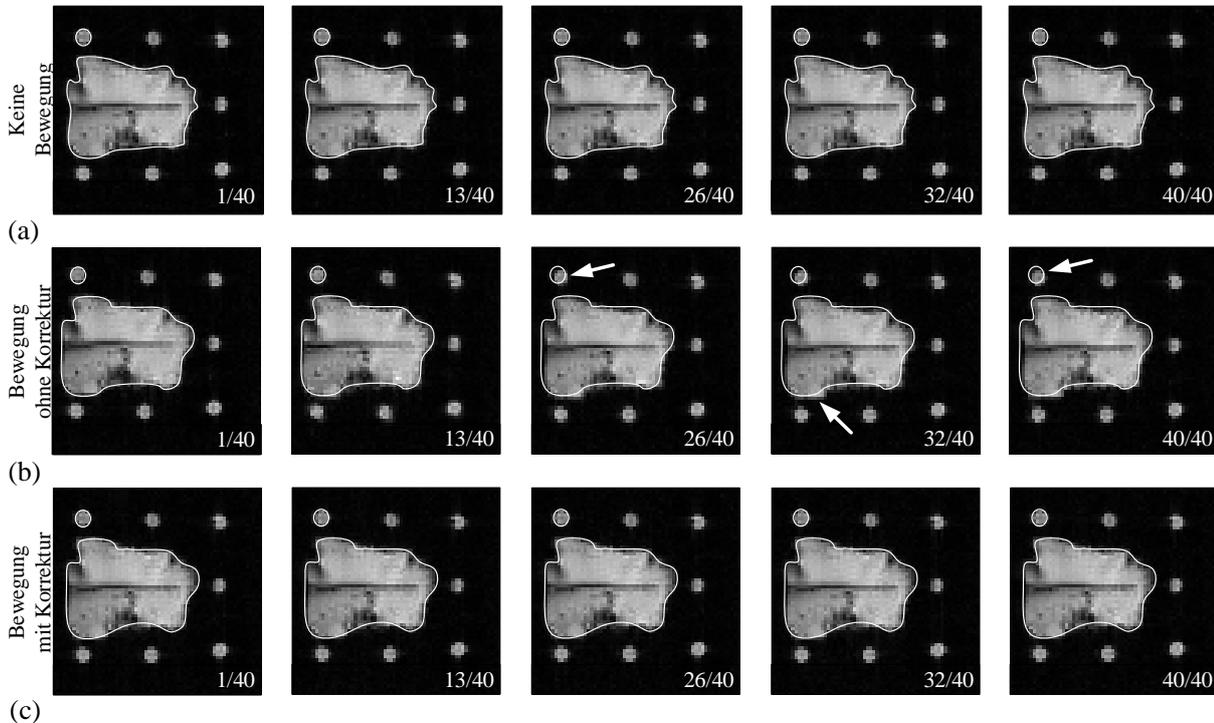


Abbildung 7.19: Auszug der Magnitudenbilder während der Bildaufnahme mit Pause mit Hervorhebung der Randbereiche der ex vivo Leberprobe und eines mit Butter gefüllten Reagenzglases (weiß) sowie der vorliegenden inter-scan Verschiebungen (weißer Pfeil). a| Experiment $i=4$. b| Experiment $i=5$. c| Experiment $i=6$.

Datenanalyse - Experiment 7 bis 9 (MWA-Gerät an, Bildaufnahme mit Pause, keine Bewegung)

Mit Einschaltung des MWA-Gerätes ab dem siebten Experiment reduzierte sich durch den Rauscheintrag des Gerätes im Standby-Zustand das $\text{SNR}_{\text{ROI}_{k-1,7}}$ um 40 % auf $54,23 \pm 28,77$ gegenüber der Referenzmessung im vierten Experiment. In der Abb. 7.20.b auf Seite 127 ist das erhöhte Hintergrundrauschen gegenüber dem Referenzbild in der Abb. 7.20.a zu erkennen. Dies führte wiederum trotz Abwesenheit von Bewegung sowohl zu einer Erhöhung der mittleren Temperaturdifferenz ($0,10 \text{ K} \pm 00,33 \text{ K}$) in der nicht-erhitzten ROI als auch dem Fehler zwischen dem Temperatursensor und der MRT-Messung ($0,36 \text{ K} \pm 0,30 \text{ K}$). Entsprechend war ein signifikanter Unterschied im Mittelwert des Fehlers zwischen der Referenz $F_{\text{Sensor}_{k-1,4}}$ und dem Standby-Zustand $F_{\text{Sensor}_{k-1,7}}$ feststellbar ($t_{\text{Stichprobe}}(76) = -3,40, p = 0,0011$, siehe Anhang A.6 in der Tab. A.16 auf Seite 178). Die Abb. 7.20.d veranschaulicht die Reduzierung der Präzision im Standby-Zustand gegenüber der Referenz.

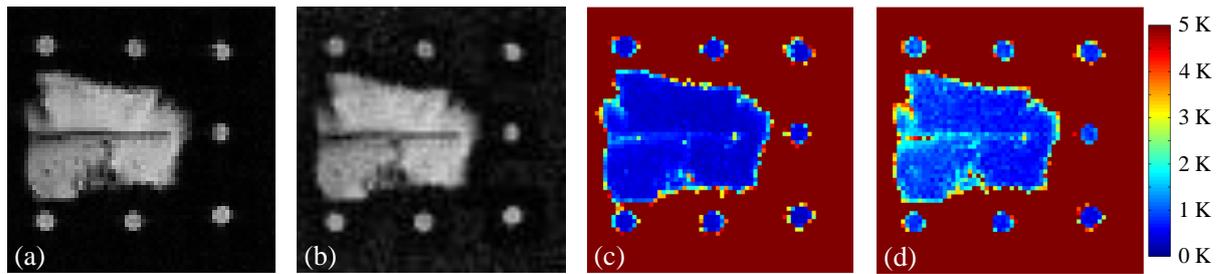


Abbildung 7.20: Magnitudenbild und Standardabweichung der korrigierten Temperaturdifferenz $\Delta T_{k-1,i}(x,y)$ über alle Wiederholungen in jedem Bildpixel für das zweite und siebte Experimente mit entsprechender Farbcodierung (rechts). **a**) Magnitudenbild $|I_{40,2}(x,y)|$. **b**) Magnitudenbild $|I_{40,7}(x,y)|$. **c**) Standardabweichung Experiment $i=2$. **d**) Standardabweichung Experiment $i=7$.

Mit Start der Ablation und paralleler Bildaufnahme im achten Experiment verringerte sich durch den gestiegenen Rauscheintrag das $\text{SNR}_{\text{ROI}_{k-1,8}}$ um weitere 21 % auf $11,11 \pm 6,95$ gegenüber dem Standby-Zustand. Durch die Verwendung des Triggersignales und entsprechender Pausierung der Ablation während der Bildaufnahme konnte der Wert des $\text{SNR}_{\text{ROI}_{k-1,9}}$ auf $44,43 \pm 5,64$ angehoben werden.

Die Abb. 7.21 zeigt Auszüge der Magnitudenbilder des achten und neunten Experimentes sowie der jeweiligen finalen Temperaturkarten $\Delta T_{39,i}(x,y)$. Im direkten Vergleich der Bilder ist deutlich zu erkennen, dass die Verwendung des Triggersignales das vorliegende Rauschen vom achten auf das neunte Experiment verringerte. In den Magnitudenbildern beider Experimente ist die sich über die Zeit ausbreitende Ablationszone gut ersichtlich (siehe weißer Pfeil in der Abb. 7.21). Die finalen Temperaturkarten zeigen die maximale Temperaturdifferenz des Gewebes in direkter Umgebung um die Nadel von bis zu 80 K im achten und bis zu 95 K im neunten Experiment.

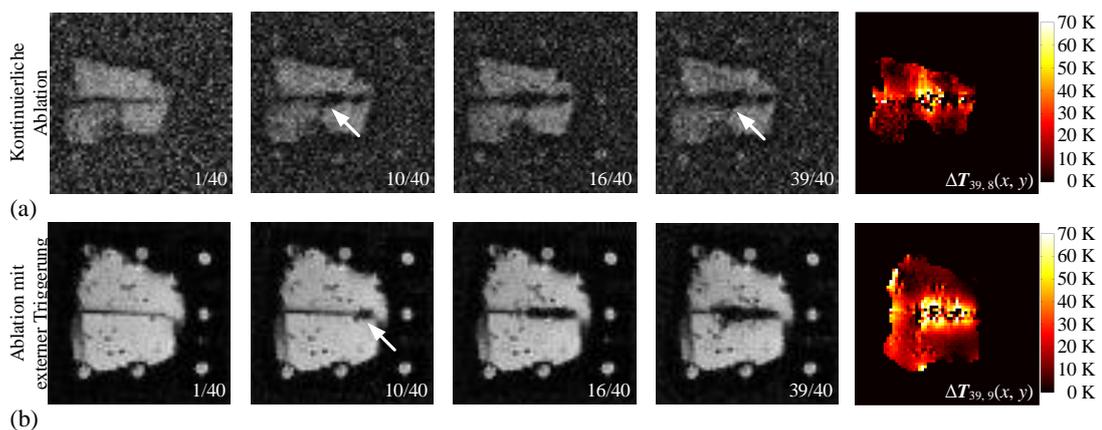


Abbildung 7.21: Magnitudenbilder während der Ablation und finale Temperaturkarte $\Delta T_{39,i}(x,y)$ mit Farbcodierung (rechts) und Hervorhebung des ablatierten Bereiches (weißer Pfeil). **a**) Experiment $i=8$. **b**) Experiment $i=9$.

In der Abb. 7.22 ist der Fehler $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ zwischen dem Temperatursensor und der MRT-Messung für das siebte bis neunte Experiment mit eingeschalteten MWA-Gerät dargestellt. Es ist ersichtlich, dass der Fehler bei Bildaufnahme parallel zur Ablation von $2,30 \text{ K} \pm 2,21 \text{ K}$ durch die Verwendung des Triggersignales auf $0,92 \text{ K} \pm 0,90 \text{ K}$ reduziert werden konnte. Der durchgeführte Hypothesentest zeigte, dass der durchschnittliche Fehler bei Verwendung des Triggersignales signifikant kleiner im Vergleich zu parallelen Bildaufnahme war ($t_{\text{Stichprobe}(76)} = -3,61, p = 0,0003$, siehe Anhang A.6 in der Tab. A.16 auf Seite 178). Der Fehler im Standby-Zustand ohne Erwärmung belief sich auf einen noch geringeren Wert von $0,36 \text{ K} \pm 0,30 \text{ K}$.

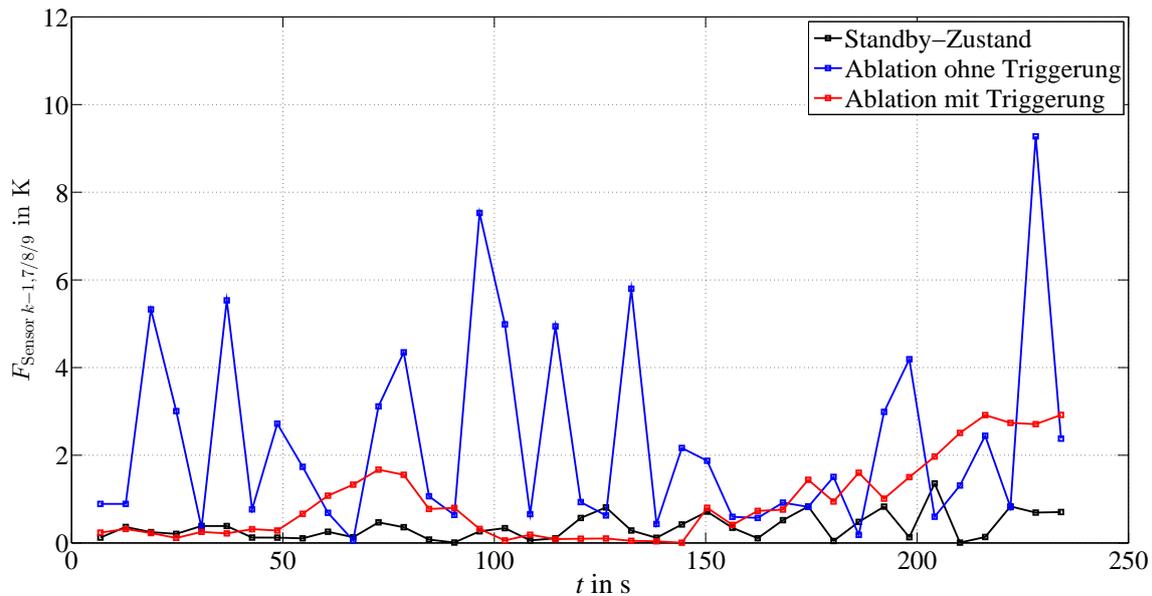


Abbildung 7.22: Verlauf des Fehlers $F_{\text{Temp}_{k-1,i}}$ für das siebte (schwarz), achte (blau) und neunte (rot) Experiment.

Die Abb. 7.23 auf Seite 129 stellt die Aufnahmen des Temperatursensors des achten und neunten Experimentes der jeweiligen MRT-Messung gegenüber. Im Falle der kontinuierlichen Ablation ohne ein externes Triggersignal schwankten die Messdaten aus dem MRT im Zuge des erhöhten Rauschpegels stärker im Vergleich zum neunten Experiment. Ab 150 s wird der Fehler zwischen Temperatursensor und MRT-Messung im neunten Experiment kontinuierlich größer.

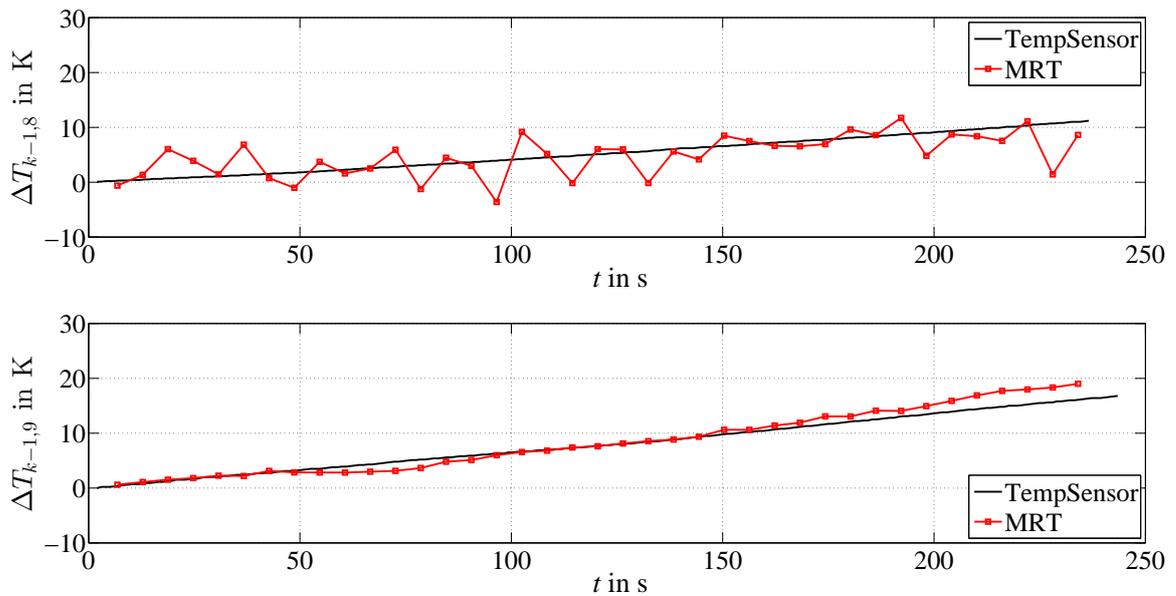


Abbildung 7.23: Verlauf der Temperaturdifferenz des Temperatursensors $\Delta T_{\text{TempSensor}_{k-1,i}}$ (schwarz) und der MRT-Messung $\Delta \bar{T}_{\text{MRT}_{k-1,i}}$ (rot) für das achte (oben) und neunte (unten) Experiment.

Datenanalyse - Experiment 10 bis 11 (MWA-Gerät an, Bildaufnahme mit Pause, Bewegung)

Mit Auftreten von Bewegung ab dem zehnten Experiment während der Ablation verringerte sich der Wert des $\text{SNR}_{\text{ROI}_{k-1,i}}$ auf $23,05 \pm 4,14$ im unkorrigierten und auf $30,22 \pm 5,43$ im korrigierten Fall. Dennoch waren diese Werte höher im Vergleich zum achten Experiment mit paralleler Bildaufnahme zur Ablation.

In der Abb. 7.24 auf Seite 130 sind Auszüge der Magnitudenbilder für das zehnte und elfte Experiment sowie die jeweilige finale Temperaturkarte $\Delta T_{39,i}(x,y)$ ersichtlich. Ähnlich zum fünften Experiment war während des zehnten Experimentes ohne Korrektur eine kontinuierliche inter-scan Verschiebung über die Zeit ersichtlich (siehe weißer Pfeil in der Abb. 7.24.a auf Seite 130). Die prospektive Bewegungskorrektur führte im elften Experiment zu einer sichtbaren Verbesserung. Intra-scan Bildartefakte lagen nicht vor. In beiden Experimenten ist deutlich die sich entwickelnde Ablationszone erkennbar. Die kontinuierliche Verschiebung während des zehnten Experimentes verursachte eine maximal gemessene Temperaturdifferenz in der finalen Temperaturkarte $\Delta T_{39,10}(x,y)$ von 126 K trotz maximal eingestellter Ablationstemperatur des MWA-Gerätes von 100°C . Im elften Experiment verringerte sich dieser Wert auf 87 K. Zusätzlich waren im zehnten Experiment höhere Temperaturen über einen größeren Bereich vorhanden, was rein theoretisch zu einer größeren Nekrosezone im Vergleich zum elften Experimente geführt haben sollte. Ein qualitativer Vergleich mit den real erzielten Nekrosezonen in der Abb. 7.9.c und Abb. 7.9.d auf Seite 118 für beide Experimente offenbarte jedoch, dass es durch die vorliegende Bewegung zu einer Fehleinschätzung kam.

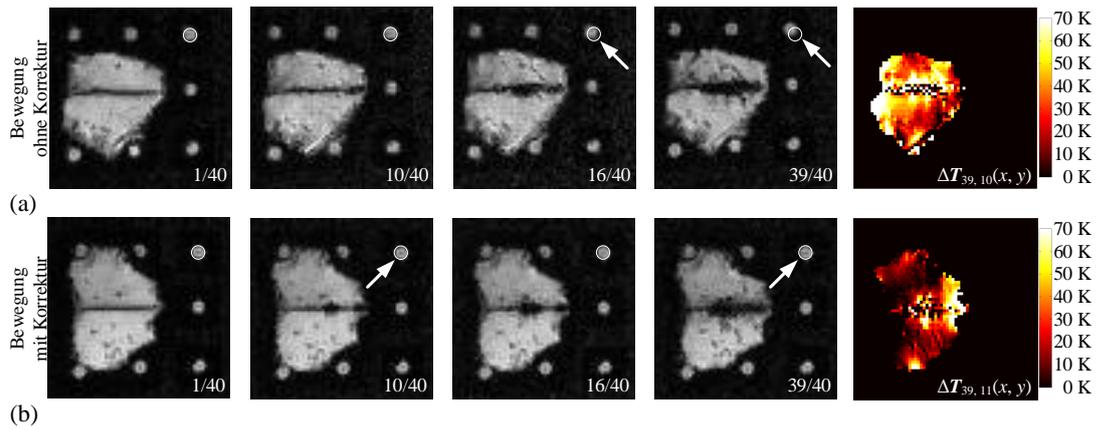


Abbildung 7.24: Magnitudenbilder während der Ablation mit Hervorhebung eines mit Butter gefüllten Reagenzglases (weiß) sowie der vorliegenden inter-scan Verschiebung (weißer Pfeil) und finale Temperaturkarte $\Delta T_{39,i}(x,y)$ mit Farbcodierung (rechts). **a|** Experiment $i=10$. **b|** Experiment $i=11$.

Die Abb. 7.25 veranschaulicht den Fehler $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ zwischen dem Temperatursensor und der MRT-Messung, wobei das neunte Experiment als Referenz angesehen wurde.

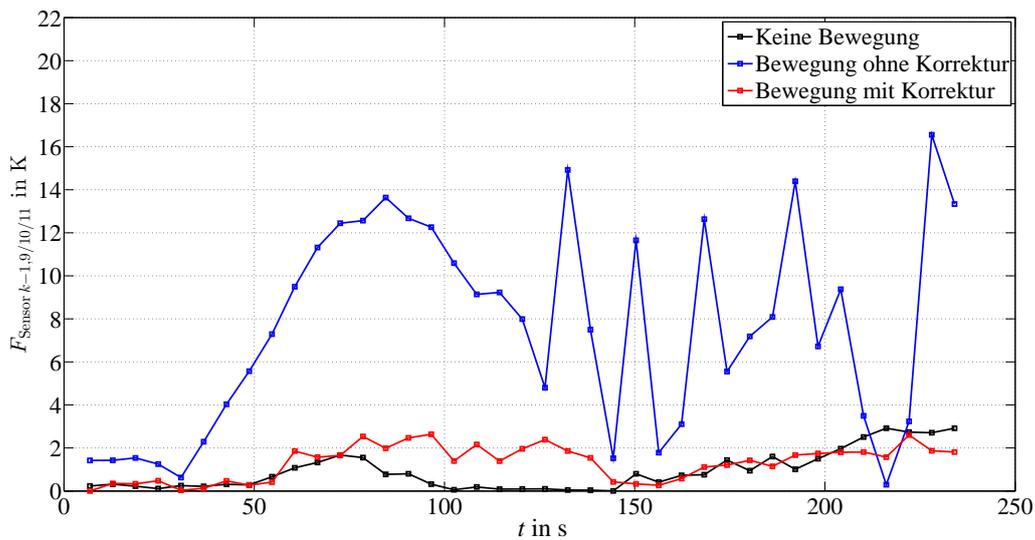


Abbildung 7.25: Verlauf des Fehlers $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ für das neunte (schwarz), zehnte (blau) und elfte (rot) Experiment.

Mit Verwendung der Bewegungskorrektur im elften Experiment konnte der vorliegende Fehler während der Bewegung von $7,51 \text{ K} \pm 4,76 \text{ K}$ auf $1,32 \text{ K} \pm 0,81 \text{ K}$ verringert werden. Der mittlere Fehler der Bewegungskorrektur war erneut signifikant kleiner im Vergleich zum unkorrigierten Fall ($t_{\text{Stichprobe}(76)} = -8,02, p = 0,00$, siehe Anhang A.6 in der Tab. A.16 auf Seite 178). Im direkten Vergleich zur Referenzmessung existierte jedoch ein signifikanter Unterschied im mittleren Fehler ($t_{\text{Stichprobe}(76)} = -2,01, p = 0,0478$, siehe Anhang A.6 in der Tab. A.16 auf Seite 178).

Die Aufnahmen des Temperatursensors des zehnten und elften Experimentes sind der jeweiligen MRT-Messung in der Abb. 7.26 gegenübergestellt. Durch die Bewegungskorrektur konnte der Fehler der MRT-Messung im elften Experiment deutlich in Richtung des Temperatursensors korrigiert werden.

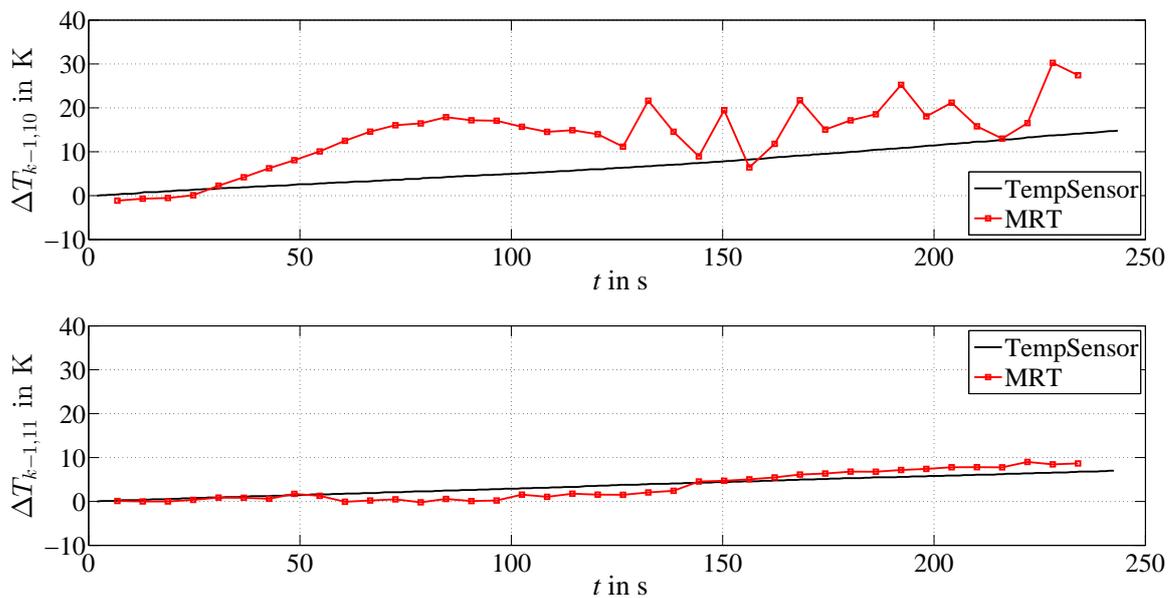


Abbildung 7.26: Verlauf der Temperaturdifferenz des Temperatursensors $\Delta T_{\text{TempSensor}_{k-1,i}}$ (schwarz) und der MRT-Messung $\Delta \bar{T}_{\text{MRT}_{k-1,i}}$ (rot) für das zehnte (oben) und elfte (unten) Experiment.

8 Diskussion

Die vorliegende Dissertation untersuchte die Integration des neuartigen optischen MPT in eine MRT-geführte Intervention an einem geschlossenen wide-bore System. Wie die Ergebnisse im Kapitel 6 ab Seite 73 zeigen, ist einerseits eine genaue, intuitive und interaktive Echtzeitnadelführung mit dem MPT möglich. Andererseits ist das MPT geeignet eine artefaktfreie, bewegungskorrigierte und präzise Thermometrie zu gewährleisten (siehe Kapitel 7 ab Seite 109). Somit könnte eine Ablationsnadel mit Hilfe des MPT anhand einer adäquaten Planung nicht nur schnell und sicher platziert, sondern auch der Arbeitsablauf effektiv und effizient inklusive einer vollständigen A0-Ablation durch eine adäquate Temperaturüberwachung durchgeführt werden. Die Ergebnisse beider Kapitel sind im Folgenden näher gehend diskutiert.

8.1 Echtzeitnadelführung

Genauigkeit

Die Fehleranalysen für das Finden des Eintrittspunktes und des Zielpunktes mit Hilfe des MPT zeigen den wissenschaftlichen Nachweis für eine genaue Echtzeitnadelführung. Für den Eintrittspunkt beläuft sich der durchschnittliche Gesamtfehler $\bar{F}_{\text{Eintritt}}$ auf $2,04 \text{ mm} \pm 0,65 \text{ mm}$. Im Vergleich zum aufgestellten Referenzwert mit Hilfe des IFE von $3,17 \text{ mm} \pm 1,18 \text{ mm}$ ist dieser Wert signifikant kleiner. Dies ist dadurch begründet, dass das Finden des Eintrittspunktes mit dem neu konzipierten MPT-Verfahren die Rundung des Phantoms mitberücksichtigt. Ähnliches gilt für das Finden des Zielpunktes mit dem MPT. Der durchschnittliche Gesamtfehler \bar{F}_{Gesamt} von $0,99 \text{ mm} \pm 0,47 \text{ mm}$, sowie dessen euklidische Distanz d von $2,00 \text{ mm} \pm 0,97 \text{ mm}$ für alle Probanden, ist vergleichsweise kleiner als die bisher publizierten Werte in der Tab. 8.1 auf Seite 134. Darüber hinaus liegt dieser Wert unterhalb des von den Teilnehmern der Nutzerstudie angegebenen minimal vertretbare Gesamtfehlers $\bar{F}_{\text{Gesamt}_{\text{min}}}$ ($1,11 \text{ mm} \pm 1,10 \text{ mm}$). Im Vergleich dazu, liegt laut Literatur der durchschnittliche Gesamtfehler der Freihandtechnik mit der interventionellen Plattform IFE bei $1,8 \text{ mm} \pm 1,5 \text{ mm}$ [15], während das von *Moche et al.* vorgestellte Manipulatorsystem eine euklidische Distanz d von $2,2 \text{ mm} \pm 0,7 \text{ mm}$ aufweist [11]. Die mit dem MPT erreichte Genauigkeit in dieser Arbeit ist ebenfalls höher im Vergleich zum passiven Markertracking im MRT ($1,5 \text{ mm} \pm 1,1 \text{ mm}$) und einem aktiven optischen Trackingverfahren außerhalb des MRT ($\bar{\Delta}_{2D} = 3,1 \text{ mm}$) [12,93]. Das von *Wacker et al.* vorgestellte Augmented

Reality System liegt mit einem durchschnittlichen Fehler von $1,1 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$ ebenfalls darüber. Im Gegensatz zu den bisher publizierten Genauigkeiten von Verfahren zur Echtzeitnadelführung für perkutane MRT-gestützte Interventionen, zeigt die vorliegende Dissertation, dass mit MPT-gestützter Navigation eine höhere Genauigkeit erzielt werden kann. Dies ermöglicht letztendlich ein genaueres Positionieren eines Interventionsinstrumentes.

Tabelle 8.1: Punktionsfehler und -zeiten für das Finden des Zielpunktes an Phantomen am geschlossenen MRT-System unter Verwendung diverser Verfahren für Echtzeitnadelführungen in $\mu \pm s$.

Autor	Personen	Exp. p. P.	Punktionsfehler	Punktionszeit
Freihand-Technik mit dem IFE				
[15]	2 Ärzte 2 Nicht-Ärzte	12	$\bar{F}_{\text{Gesamt}} = 1,8 \text{ mm} \pm 1,5 \text{ mm}$	100 s \pm 50 s
[80]	2 Ärzte	10	$\bar{F}_{\text{Gesamt}} = 4,0 \text{ mm} \pm 1,2 \text{ mm}$	37 s \pm 14 s
Manipulatoren				
[18]	-	-	$d = 3,2 \text{ mm}$	-
[11]	-	25	$d = 2,2 \text{ mm} \pm 0,7 \text{ mm}$	-
Passives Markertracking				
[93]	-	15	$\bar{F}_{\text{Gesamt}} = 1,5 \text{ mm} \pm 1,1 \text{ mm}$	-
[29]	-	6	$d = 4 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$	120 s \pm 36 s
Aktives optisches Markertracking				
[12]	-	20	$\Delta_{2D} = 3,1 \text{ mm}$ $y = 4,5 \text{ mm}$	- -
Augmented Reality				
[22]	1 Arzt	50	$\bar{F}_{\text{Gesamt}} = 1,1 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$	-
[10]	-	3	$\bar{F}_{\text{Gesamt}} = 2,0 \text{ mm} \pm 1,7 \text{ mm}$	-

Eine weitere Neuerung der Dissertation liegt in der Verifizierung der Echtzeitnadelführung. Die in der Tab. 8.1 vorgestellten Verfahren benutzten bisher eine MRT-kompatible metallische Nadel zur Evaluierung der Punktionsgenauigkeit. Auf Grund des metallischen Anteils rufen diese jedoch Bildverzerrungen hervor, die eine genaue Bestimmung der Nadelspitze und somit die letztendliche Verifizierung enorm beeinträchtigen und verfälschen können. Daher verwendete die vorliegende Dissertation eine Keramiknadel, deren vernachlässigbares Nadelartefakt eine genaue bildbasierte Detektion der Nadelspitze ermöglicht.

Der Gesamtfehler für das Finden des Eintrittspunktes und des Zielpunktes mit Hilfe des MPT wird maßgeblich von einer adäquaten Instrumentenkalibrierung beeinflusst. In den Kapiteln 5.2 und 5.3 wurden zwei Verfahren einer Instrumentenkalibrierung vorgestellt, wobei die Methode unter Nutzung eines Kalibrierkörpers einen geringeren durchschnittlichen euklidischen Distanzfehler d von $1,02 \text{ mm} \pm 0,37 \text{ mm}$ aufweist als die Verwendung eines Kalibrierbrettes mit $1,58 \text{ mm} \pm 0,47 \text{ mm}$. Aus diesem Grund verwendete die Dissertation für die Evaluierung der Echtzeitnadelführung die Kalibrierparameter, die mit Hilfe des Kalibrierkörpers ermittelt wurden. Die Methode des Kalibrierbrettes weist insbesondere in Gx -Richtung verstärkte Abweichungen auf (siehe Tab. 5.5 auf Seite 66). Der Grund dafür kann das verwendete Kunstholz sein, das empfindlich gegenüber zu starken Druckeinflüssen ist. Während der Kalibrierung können durch die Spitze der Keramiknadel zusätzlich geringfügige Vertiefungen entstanden sein, die sich jedoch mit der verwendeten Auflösung des C-Arm CT-Datensatzes nicht nachweisen lassen. Des Weiteren führt interessanterweise die Verwendung von lediglich zehn Referenzpositionen für die seitlich angebrachten Marker zu keiner deutlichen Verschlechterung gegenüber dem hinten angebrachten Marker, obwohl der Restfehler R der Optimierung höher war. Eine Verbesserung des Verfahrens könnte durch mehrere Wiederholungen erreicht werden. Erste Experimente, wie sie im Anhang A.3 auf Seite 162 dargestellt sind, zeigten jedoch keine Verbesserung. Dies kann darin begründet sein, dass der Fehlereinfluss durch den Faktor Mensch bei mehreren Wiederholungen größer wird, z. B. durch das unvollständige Einbringen der Keramiknadel in das Referenzloch. In Zukunft sollte statt des Kunstholzes ein Metallblock angewendet werden, womit der Kalibrierprozess unter Verwendung von ferromagnetischen Materialien außerhalb des MRT stattfinden muss. Zusätzlich würden Robotersysteme zur Einführung der Nadel in die einzelnen Referenzlöcher das Verfahren durch ein präziseres, automatisiertes Einführen in die Referenzlöcher weiter verbessern. Dadurch könnte die individuelle Fehleranfälligkeit beim Kalibrierprozess umgangen werden. Für den zukünftigen, praktischen Einsatz in der Klinik ist die Verwendung des Kalibrierkörpers anstelle des Kalibrierbrettes jedoch besser geeignet. Der Kalibrierkörper lässt sich leichter handhaben, da die Nadel nur einmal in das Referenzloch eingeführt wird und somit mögliche Fehleranfälligkeiten durch den Menschen reduziert werden. Dadurch ist das Verfahren wiederum vergleichsweise schneller durchführbar.

Die Fehleranalyse erfolgte bildbasiert, wodurch die letztendlich detektierte Genauigkeit durch die Voxelgröße limitiert wird. Jedoch sollte in diesem Zusammenhang in Betracht gezogen werden, dass im alltäglichen klinischen Ablauf die Lokalisierung des Tumors oder der Ablationsnadel derzeit ebenfalls nur bildbasiert stattfindet.

Trotz der bereits erzielten Genauigkeiten scheint eine weitere Reduzierung des Gesamtfehlers möglich und ist erstrebenswert. Der durchschnittliche erzielte Fehler während des Findens des Eintrittspunktes ist mit $2,04 \text{ mm} \pm 0,65 \text{ mm}$ doppelt so groß wie der erreichte Gesamtfehler während des Findens des Zielpunktes ($0,99 \text{ mm} \pm 0,47 \text{ mm}$). Obwohl der Systemfehler und der Nutzerfehler während des Findens des Eintrittspunktes nicht untersucht wurde, beeinflussen diese, genauso wie beim Finden des Zielpunktes, den letztendlichen Gesamtfehler.

Ein Grund für den erhöhten Gesamtfehler könnte der Systemfehler während des Findens des Eintrittspunktes sein. Neben der Instrumentenkalibrierung, die in beiden Fällen gleich ablief, beeinflusst die Transformation $K \rightarrow P T$ vom KKS zum PKS das Ergebnis. Je weiter sich die Nadel vom Isozentrum befindet, umso verstärkt führen Inhomogenitäten im Hauptmagnetfeld und Nichtlinearitäten der Gradientenfelder zu Bildverzerrungen, die durch die Transformation $K \rightarrow P T$ nicht mehr abgedeckt werden können. Somit vergrößert sich der Kalibrierfehler. Wie in der Tab. 6.3 auf Seite 91 ersichtlich ist, reichen die geplanten Eintrittspunkte ${}^P a P_{\text{Eintritt}_i}$ während der Evaluierung der Echtzeitnadelführung für das Finden des Eintrittspunktes von $-72,34$ mm bis zu $98,99$ mm in ${}^P a x$ -Richtung. Während der Experimente zum Finden des Zielpunktes mit dem MPT lagen die geplanten Zielpunkte lediglich innerhalb von $-25,20$ mm bis zu $32,35$ mm in ${}^P a x$ -Richtung. Neben dem Systemfehler spielt beim Finden des Eintrittspunktes auch der Nutzerfehler eine Rolle. Im Gegensatz zum Finden des Zielpunktes mit dem MPT wurde keine zusätzliche graduelle Farbabstufung verwendet, um dem Nutzer zu zeigen, dass die 3D-Distanz Δ_{3D} der Nadelspitze zum Ziel kleiner als 1 mm ist. Das könnte zu einer zusätzlichen Verschlechterung des Gesamtfehlers geführt haben. Im Kontext einer realen klinischen Echtzeitnadelführung ist die Punktionsgenauigkeit beim Finden des Zielpunktes jedoch wahrscheinlich von größerer Bedeutung als vergleichsweise beim Finden des Eintrittspunktes.

Die im Zuge der Evaluierung der Echtzeitnadelführung zum Finden des Zielpunktes erreichten Genauigkeiten zeigen, dass der durchschnittliche Nutzerfehler mit $0,91 \text{ mm} \pm 0,43 \text{ mm}$ für alle Probanden fast doppelt so groß war, als der erzielte durchschnittliche Systemfehler von $0,53 \text{ mm} \pm 0,27 \text{ mm}$. Somit scheint der menschliche Faktor den Gesamtfehler stärker zu beeinflussen als die technischen Limitationen. Der Nutzerfehler könnte durch eine sensitivere Farbanpassung der Verlängerung der Nadel und des Ziels verringert werden. Eventuell würden die Nutzer bei einer Farbgenze von $\Delta_{2D/3D} \leq 0,5 \text{ mm}$, anstatt von $\Delta_{2D/3D} \leq 1,0 \text{ mm}$ für grün, die Nadelspitze noch näher an das geplante Ziel bringen. Um dies erreichen zu können, müssten entweder mehr Parameter in Echtzeit an das ICE-Programm übertragbar sein oder eine höhere Bitzahl zur Verfügung stehen. Mit einer verfeinerten Farbabstufung sollte jedoch ein Korrekturfaktor zwischen den Kalibrierungen der einzelnen MP-Marker verwendet werden. Dies garantiert, dass die Farbe nicht bei Drehung der Nadel und somit zwischen den verschiedenen MP-Markern wechselt. Dies könnte die effiziente, präzise Durchführung der Echtzeitnadelführung behindern. Der Systemfehler könnte sowohl mittels einer verbesserten Instrumentenkalibrierung als auch einer genaueren Cross-Kalibrierung optimiert werden. Letzteres kann jedoch nur bis zu einem bestimmten Maß erfolgen, da das Verfahren ebenfalls bildbasiert abläuft. Zusätzliche entstehende Inhomogenitäten bedürfen dann einer Korrektur mit entsprechenden Algorithmen in der Rekonstruktion.

Im gesamten Kontext der Genauigkeit der Echtzeitnadelführung soll erwähnt werden, dass lediglich das distale Ende der Nadel mit den dort angebrachten MP-Markern detektiert wird. Nicht registrierbare Biegungen der Nadel führen zwangsläufig zu einer Erhöhung des Gesamtfehlers. Zur Lösungsfindung können einerseits rigide Ablationsnadeln oder entsprechend rigide Führungskanülen dienlich sein. Andererseits ist auch eine Kombination des MPT Systems

mit passiven, bildbasierten Trackingverfahren denkbar. Dieses detektiert das Artefakt des Interventionsinstrumentes automatisch in den Bildebenen, womit Verbiegungen feststellbar wären. Eine weitere Möglichkeit ist die Verwendung von eingebetteten, aktiven faseroptischen Sensoren im Nadelschaft [98]. In wie fern dies in Kombination mit einer Ablationsnadel möglich ist und wie kostenintensiv sich dies gestaltet, wäre dann zu prüfen.

Punktionszeit

Im direkten Vergleich zum aufgestellten Referenzwert mit Hilfe des IFE von $81\text{ s} \pm 1\text{ s}$ konnte der Eintrittspunkt mit dem konzipierten MPT-Verfahren signifikant schneller, innerhalb von $66\text{ s} \pm 9\text{ s}$, gefunden werden. Die benötigte Zeit zum Finden des Zielpunktes war im Durchschnitt mit $155\text{ s} \pm 62\text{ s}$ für alle Probanden höher als die in der Tab. 8.1 auf Seite 134 dargestellten Literaturwerte. Ein Grund für die im direkten Vergleich zu *Rothgang et al.* niedrigere Punktionszeit von $100\text{ s} \pm 50\text{ s}$ könnte die verwendete Bildaufnahmezeit der GRE-Sequenz sein. Diese lag bei 1 s pro Bild, anstatt bei $0,5\text{ s}$ pro Bild wie bei *Rothgang et al.* [15]. Eine höhere Bildwiederholungsrate könnte z. B. durch die Integration der Echtzeitnadelführung ähnlich zu [15] in eine TrueFISP, anstatt einer FLASH-Sequenz, erzielt werden. Darüber hinaus besitzt das MPT selbst eine viel höhere Bildrate von 9 fps. Entsprechend könnten die aktuellen Informationen über die Nadel, deren Verlängerung, sowie der aktuellen Distanz Nadelspitze zum Ziel, innerhalb der graphischen Visualisierung viel häufiger zur Verfügung stehen als das eigentliche MRT-Bild. Somit würden beide Navigationsquellen (MRT-Bild und graphische Visualisierung) unterschiedlich aktualisiert werden. In diesem Zusammenhang wäre es sinnvoll, die aufgenommenen MRT-Bilder über das sogenannte Scanner-Remote-Control (Work-in-Progress Paket, Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) in Echtzeit an eine externe Plattform zu senden, um dort mit einer höheren Wiederholungsrate die aktuellen Trackinginformationen einzublenden. Dies bietet zusätzlich die Möglichkeit, ausgereifere Visualisierungskonzepte umzusetzen, wodurch sowohl der Zielpunkt als auch der Eintrittspunkt in kürzerer Zeit erzielt werden. Eine Idee wäre es beispielsweise, die aktuelle Nadeltrajektorie im Kontext zu dem präinterventionell aufgenommenen Planungsdatensatz zusätzlich zu den Echtzeitbildern zu visualisieren.

Obwohl *Meyer et al.* (Freihand-Technik) und *Maier* (passives Markertracking) die Zielpunkte innerhalb einer geringeren Punktionszeit als das MPT gefunden haben, war deren erreichter Punktionsfehler um ein Vielfaches höher (siehe Tab. 8.1 auf Seite 134) [80, 125]. An diesen Beispielen ist die gegenläufige Abhängigkeit zwischen der Punktionszeit und dem zu erreichenden Punktionsfehler sehr gut ersichtlich. Letztendlich muss der Interventionalist, in Bezug auf die zu punktierende Zielstruktur, darüber entscheiden, ob die Punktionszeit geringfügig höher sein darf, jedoch eine viel höhere Genauigkeit erzielt werden soll.

Interaktion

Durch die direkte Kontrolle der Bildebenen durch das Interventionsinstrument wird bei der Nutzung des MPT zur Echtzeitnadelführung die Interaktion mit dem MRT stark vereinfacht. Die Bildebene muss im Gegensatz zur Freihandtechnik während des Findens des Zielpunktes

nicht mehr manuell angepasst werden, was den Prozess einfacher gestaltet, insbesondere bei komplexen Trajektorien. Dies wird zusätzlich anhand der vorliegenden Nutzerstudie untermauert, welche keinen signifikanten Unterschied in der Punktionszeit und dem Punktionsfehler zwischen der Ärzte-Gruppe und den Nicht-Ärzten zeigt. Das lässt den Schluss zu, dass die entwickelte Echtzeitnadelführung zum Finden des Zielpunktes so einfach und intuitiv gestaltet ist, dass Expertenwissen nicht zwangsläufig erforderlich ist. Das macht das System insbesondere für Anfänger attraktiv, weil ein spezieller Erfahrungsschatz bisher maßgeblich die Punktionszeit beeinflusste [8]. In diesem Zusammenhang ist zu erwähnen, dass die im Durchschnitt subjektiv verspürte Arbeitsbelastung anhand des NASA-TLX Fragebogens für die Nicht-Ärzte ($10,30 \pm 2,74$) höher als für die Ärzte war ($6,59 \pm 1,16$). Das lässt den Schluss zu, dass die Nicht-Ärzte vergleichsweise eine fast um ein Drittel erhöhte Arbeitsbelastung bei der Durchführung der Aufgabe wahrgenommen haben.

Der Navigationsprozess mit Hilfe des MPT ist durch den zuvor durchgeführten Kalibrierprozess unabhängig vom Bildartefakt des verwendeten Interventionsinstrumentes und ebenfalls u. a. von der Pulssequenz, der Feldstärke des Hauptmagnetfeldes und der Orientierung der Nadel relativ zum Hauptmagnetfeld. Im Gegensatz zur Freihand-Technik [82] oder dem passiven bildbasierten Tracking [93, 94] kann sich der Interventionalist bei der Verwendung des MPT-Verfahrens anhand der rein graphischen Visualisierung der Nadel, dessen Verlängerung und dem geplanten Ziel genau navigieren. Die zur Verfügung stehenden Echtzeitbilder des MRT unterstützen den Navigationsprozess zusätzlich. Da das Nadelartefakt zum Navigieren nicht benötigt wird, lässt sich im Patienten durch die reine Verwendung der graphischen Visualisierung ähnlich zum AR-System von *Wacker et al.*, die optimale Nadeltrajektorie bereits zu Beginn des Navigationsprozesses intuitiv einstellen, während sich die Nadel noch im perkutanen Fettgewebe befindet [22].

In der eigens konzipierten Implementierung der Echtzeitnadelführung ist die Position des Zielpunktes statisch. Die Zielposition kann einer vorliegenden Bewegung z. B. in der Leber durch die Atmung nicht folgen. Dennoch erlauben die parallel zur grafischen Visualisierung vorhandenen Echtzeitbilder des MRT ein kontinuierliches Feedback über den sich bewegenden Zielpunkt. Die zusätzliche grafische Visualisierung ermöglicht eine bessere Einschätzung des vorliegenden Atemzyklus des Patienten, um die Nadel im geeigneten Zeitpunkt vorzuschieben. Atemanhaltetechniken werden nun nicht mehr benötigt. Studien am C-Arm CT belegen die Nützlichkeit dieser Herangehensweise [80, 155]. Die Echtzeitnadelführung mit dem MPT gestattet es somit, im Gegensatz zu bisher verfügbaren Manipulatoren [11, 85, 86], optischen Trackingsystemen an geschlossenen MRT-Systemen [12, 23, 103] oder AR-Systemen [10, 104, 105] dem Interventionalisten die Nadel intuitiv und interaktiv, mit einem kontinuierlichen haptischen sowie visuellen Feedback zu einer Zielregion in einem bewegten Organ, wie z. B. der Leber, vorzubringen.

Optisches Trackingsystem

Die IR Kamera des MPT befindet sich im Inneren des MRT nahe dem Isozentrum. Das hat im Vergleich zu bisher genutzten Stereokameras wie z. B. durch *Busse et al.* [12], die sich am Eingang des Patiententunnels befinden, mehrere Vorteile. Zunächst bietet sich dadurch überhaupt erst die Möglichkeit einer navigierten Echtzeitnadelführung im Inneren des MRT. Des Weiteren konnte der MP-Marker durch das neu konstruierte, vergrößerte FOV der IR Kamera fast kontinuierlich detektiert werden. Durch die zusätzliche Verwendung eines einzelnen Objektivs ist das mögliche Blockieren der Sichtlinie reduziert. Im Gegensatz zum gradientenbasierten Tracking [96, 97] kann das Instrument somit beliebig im Patiententunnel positioniert werden. Das MPT ermöglicht neben einer beliebigen Nadelposition auch das wunschgemäße Anbringen der IR Kamera selbst. Die zusätzliche Neigung der IR Kamera würde sogar zu einem noch größeren FOV führen. Darüber hinaus ist das optische MPT vollständig in die klinische Nutzeroberfläche eines MRT integriert. Durch die hohe Bildrate des Trackingsystems sind Verzögerungen bei der Bildaufnahme im Vergleich zu einem z. B. bildbasierten Tracking von passiven Markern [29] vernachlässigbar. Obwohl zusätzliche Hardware benötigt wird, kann es nahezu in jede Bildsequenz implementiert und auf jedes andere MRT-Modell übertragen werden.

Ausblick

Neben den bereits beschriebenen Verbesserungsmöglichkeiten sollten insbesondere bei der Implementierung der Echtzeitnadelführungssequenz noch weitere Aspekte genannt sein. Zunächst ist es erforderlich, dass der Hersteller mehr in Echtzeit an das ICE-Programm übertragbare Parameter zur Verfügung stellt. Die Echtzeitnadelführungssequenz könnte somit u. a. auch negative Werte der Distanz Nadelspitze zum Ziel in ${}^{GUI}y$ -Richtung übertragen. Dies ist wiederum für eine bessere Kontrolle des Nadelüberstechens notwendig. Zusätzlich könnte die Einbindung einer dritten Schicht orthogonal zu den beiden anderen Bildebenen sowohl beim Finden des Eintrittspunktes als auch des Zielpunktes hilfreich sein. Eine erhöhte Anzahl der Bildebenen geht jedoch einher mit einer Reduzierung der Bildwiederholungsrate. Des Weiteren unterstützt die aktuelle Implementierung, in Bezug auf die Angabe der Patientenorientierung und der Zielposition, primär die in der Syngo-Oberfläche eingestellte Schichtorientierung *Sagittal* sowie eine primäre Nadelführungsrichtung parallel zur ${}^P y$ -Achse. Um beliebige Punktionen zu ermöglichen, sollte dies zukünftig flexibler gestaltet werden. In Bezug auf die Sequenz an sich würde die Echtzeitnadelführung neben der Einbindung einer TrueFISP-Sequenz, zur Erhöhung der Bildwiederholungsrate, von einer T_2 -gewichteten TSE-Sequenz profitieren. Dies führt zu einer verbesserten Erkennung der Zielstruktur und einer Reduzierung des Nadelartefaktes [80].

Die in der vorliegenden Dissertation verwendeten Phantome sowie die durchgeführte Nutzerstudie eröffnet die Möglichkeit grundlegende Parameter, wie z. B. Punktionsfehler und Punktionszeit für das Finden des Eintrittspunktes und des Zielpunktes mit dem MPT, an repräsentativen Trajektorien zu untersuchen. Die Anzahl der Punktionen und Probanden wurde jedoch nicht a-priori festgelegt, sondern ergaben sich aus dem entsprechend zur Verfügung stehenden

Personal und der zur Verfügung stehenden Zeit. Zukünftige Untersuchungen sollten sowohl mehr Probanden für einen höheren Stichprobenumfang als auch eine größere Vielfalt an Trajektorien einschließen. Des Weiteren müssten zum Vergleich weitere Verfahren zur Echtzeitnadelführung (z. B. Freihand-Technik mit dem IFE) durch eine Referenzgruppe ausgeführt werden, um insbesondere im Hinblick auf beispielsweise den NASA-TLX Fragebogen, Verbesserungen durch das MPT in Bezug auf *Geistige Anforderung* oder *Frustration* klarer herausstellen zu können.

Des Weiteren sollte das MPT zukünftig klinisch evaluiert werden. Dies beinhaltet, neben der Sterilisierung der MP-Marker, auch die Entwicklung einer flexiblen Halterung. Mit einem Patienten steht jedoch auch weniger Platz im MRT zur Verfügung, wodurch sowohl die IR Kamera als auch die MP-Marker relativ zur Nadel sorgfältig positioniert werden müssen, um etwaige Sichtlinienprobleme zu minimieren. In diesem Zusammenhang wäre eine Evaluation des verfügbaren FOV der Kamera unter realistischen klinischen Rahmenbedingungen zielführend.

8.2 Bewegungskorrigierte Thermometrie

Genauigkeit und Präzision

Die in der vorliegenden Dissertation durchgeführten Experimente an sich periodisch bewegenden ex vivo Leberproben haben gezeigt, dass das MPT eine artefaktfreie und bewegungskorrigierte Thermometrie ermöglicht. Die Genauigkeit des MPT gestützten Thermometrieverfahrens, die anhand des Fehlers zwischen einem Temperatursensor und der MRT-Messung evaluiert wurde, zeigte eine signifikante Verbesserung gegenüber dem unkorrigiertem Fall. Bei kontinuierlicher Bildaufnahme reduzierte sich der gemessene Fehler von $14,18 \text{ K} \pm 14,20 \text{ K}$ auf $1,24 \text{ K} \pm 0,86 \text{ K}$. Experimente mit einer nicht-periodischen inter-scan Verschiebung der Bilder durch das Einhalten von Pausen offenbarten eine signifikante Minimierung des Fehlers von $22,41 \text{ K} \pm 16,11 \text{ K}$ auf $1,00 \text{ K} \pm 0,81 \text{ K}$. Ähnliches war während der Ablation mit dem MWA-Gerät mit einer signifikanten Reduzierung von $7,51 \text{ K} \pm 4,76 \text{ K}$ auf $1,32 \text{ K} \pm 0,81 \text{ K}$ feststellbar. In diesem Zusammenhang muss jedoch erwähnt werden, dass die Lokalisation der Pixelwerte, aus denen die mittlere Temperaturdifferenz $\Delta \bar{T}_{\text{MRT}_{k-1,i}}$ im MRT berechnet wurde, Fehler aufweisen kann. Das führt wiederum zu einer Fehleinschätzung der vorliegenden Temperatur.

Die Präzision der Temperaturmessung in einer nicht-erhitzten ROI während periodischer Bewegungen konnte ebenfalls verbessert werden. Diese reduzierte sich von $8,56 \text{ K}$ auf $1,46 \text{ K}$ bei kontinuierlicher Bildaufnahmen und von $10,54 \text{ K}$ auf $1,77 \text{ K}$ bei der Einhaltung von Pausen zwischen den Bildaufnahmen. Diese Werte liegen in ähnlichen Bereichen wie bisher publizierte Präzisionen der Thermometrie bei Verwendung diverser weiterer Bewegungskorrekturverfahren, wie es in der Tab. 8.2 auf Seite 143 und der Tab. 8.3 auf Seite 144 dargestellt ist. Beim Vergleich sollte berücksichtigt werden, dass die verschiedenen Publikationen unterschiedlichste Bewegungsmuster mit diversen Amplituden verwendeten.

Im Vergleich zu den generellen Methoden zur Bewegungskompensation mit Hilfe von z. B. Atemanhaltetechniken, Atemtriggerung oder Triggerung mit Navigator-Echo ist zu erkennen, dass die bewegungskorrigierte Thermometrie mit dem MPT höhere Präzisionen bezüglich der Temperaturmessung aufweist [41, 120, 125]. Lediglich die von *Weidensteiner et al.* vorgestellte Atemtriggerung mit einer EPI-Sequenz offenbart eine minimal geringere Präzision von 1,38 K [25]. Die prospektive Bewegungskorrektur mit dem MPT hat jedoch gegenüber der Atemtriggerung den Vorteil, dass sich auch nicht-periodische Änderungen korrigieren lassen. Des Weiteren wird, durch die rigide Ablationsnadel mit dem distal angebrachten MP-Marker, die lokal im Ablationsareal vorliegende Leberbewegung direkt eingeschätzt. Im Gegensatz dazu konnte dies bisher z. B. bei der Atemtriggerung mit einem Atemgurt oder einer externen Kamera nur indirekt erfolgen [17]. Im Kontrast zum Navigator-Echo ermöglicht das MPT die Korrektur von sechs Freiheitsgraden, wobei sich die Aufnahmezeit durch die notwendigen Berechnungen zur Justierung der Gradienten sowie HF-Pulse nicht maßgeblich verlängert [123, 127].

Die weiterentwickelten, bibliotheksbasierten Ansätze von *Ries et al.* und *Roujoul et al.* weisen mit 0,85 K und 0,98 K eine höhere Präzision der Temperaturmessung auf [66, 131], wohingegen die restlichen Verfahren in der Tab. 8.2 auf Seite 143 schlechter als die prospektive Bewegungskorrektur abschneiden [116, 132]. Im Gegensatz zu den bibliotheksbasierten Ansätzen benötigt die prospektive Bewegungskorrektur jedoch keine zusätzliche Zeit zum Generieren der Bibliothek. Des Weiteren wird die Korrektur von spontanen Bewegungsmustern ermöglicht [40, 110, 128, 132].

Die Methoden der referenzlosen Thermometrie in der Tab. 8.3 auf Seite 144 zeigen ebenfalls ähnliche Werte bzgl. der Präzision der Thermometrie [106, 126, 140–142]. Diese lässt sich allerdings, im Gegensatz zum MPT-Verfahren, nur bedingt mit der MWA oder RFA kombinieren (siehe Kapitel 3.2.2 auf Seite 36) [40, 43]. Der primäre Anwendungsbereich der referenzlosen Thermometrie ist daher HIFU [142] oder LITT [135]. Die in der vorliegenden Dissertation entwickelte Methode hingegen lässt sich wiederum nicht mit HIFU oder LITT kombinieren, weil Letztere keine rigiden Ablationsnadeln zur Einbringung der Ablationsenergie verwenden.

In allen Messreihen konnte ein signifikanter Unterschied in Bezug auf den durchschnittlichen Fehler und eine Abweichung der Präzision der Bewegungskorrektur gegenüber der Referenz ohne Bewegung festgestellt werden. Der Grund liegt einerseits in der Bewegung der leitfähigen Leberproben an sich, die zu induzierten zeitabhängigen Feldveränderungen führt. Andererseits existieren lokale Inhomogenitäten des Hauptmagnetfeldes B_0 , die in Abhängigkeit von der Bewegung und Korrektur unterschiedlich vorliegen. Des Weiteren ändern sich die Sensitivitäten der einzelnen Spulenkanäle relativ zum sich bewegenden Objekt [113]. All diese Komponenten beeinflussen den ursprünglich konstanten Phasenanteil ϕ_0 in der Gleichung (2.21) auf Seite 13 dahingehend, dass der Phasenanteil lokal zeitabhängig wird und nicht mehr durch Differenzbildung entfällt. Dies führt wiederum zu einer Erhöhung der Temperaturdifferenz trotz des Nichtvorhandenseins von Wärme. Darüber hinaus verursachen die lokalen Feldveränderungen, wie die Ergebnisse im Kapitel 7.3 ab Seite 118 gezeigt haben, ebenfalls eine Veränderung des SNR. Diese Probleme existieren jedoch nicht nur für die in dieser Dissertation

vorgestellte prospektive bewegungskorrigierte Thermometrie. Sowohl die generellen Methoden zur Bewegungskompensation bzw. die bibliotheksbasierten Ansätze als auch die referenzlose Thermometrie und die hybriden Konzepte sind unterschiedlich stark davon beeinflusst. Eine Möglichkeit der prospektiven Reduzierung von lokalen Variationen des Hauptmagnetfeldes B_0 stellt das dynamische Shimmen während der Bildgebung dar [113]. Dazu produzieren im MRT verbaute Shimspulen Magnetfelder geringer Amplitude, die sich dem Hauptmagnetfeld B_0 homogenisierend überlagern. Der Strom der Shimspulen muss in Echtzeit an die Bewegung angepasst werden, weshalb entsprechende dynamische Feldinformationen vorliegen müssen [113]. Ein retrospektiver Korrekturalgorithmus für die variierenden Spulensensitivitäten wurde von *Yarach et al.* vorgestellt [156].

Eine Erhöhung der Genauigkeit und Präzision der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie kann überdies durch eine Verbesserung der Transformation $^{K \rightarrow P}T$ vom KKS zum PKS erzielt werden. Je weiter sich die Bildschicht jedoch vom Isozentrum des MRT-Scanners entfernt, desto verstärkt führen lokale Inhomogenitäten des Hauptmagnetfeldes und Nichtlinearitäten der Gradientenfelder zu Bildverzerrungen, die durch die Bewegung verstärkt werden. Dies kann die Transformation $^{K \rightarrow P}T$ nicht abdecken, weshalb erneut entsprechende Korrekturalgorithmen angewendet werden müssten [113].

Die vorgeschlagenen Methoden zur Verbesserung der Thermometrie sind jedoch nur dann wirksam, wenn der Rauscheintrag des verwendeten Ablationsgerätes so gering wie möglich gehalten wird. In der vorliegenden Dissertation konnte der infolge des Rauscheintrages entstandene Fehler der Thermometrie signifikant von $2,30 \text{ K} \pm 2,21 \text{ K}$ auf $0,92 \text{ K} \pm 0,90 \text{ K}$ durch die Triggerung des MWA-Gerätes reduziert werden. Dennoch existierte ein signifikanter Unterschied im durchschnittlichen Fehler zwischen dem Standby-Zustand und dem ausgeschalteten MWA-Gerät. Eine weiterführende Optimierung der Schirmung des MWA-Gerätes würde somit mit einer weiteren Verbesserung der Genauigkeit der Thermometrie einhergehen.

Nicht-rigide Bewegungen infolge von z. B. Deformationen durch die Ausbildung der Nekrosezone, können ähnlich zu den bisher publizierten Bewegungskorrekturverfahren weiterhin nicht kompensiert werden. Bereits in der vorliegenden Dissertation führten Deformationen sowohl im neunten Experiment ohne Bewegung als auch im elften Experiment mit Bewegungskorrektur ab circa 150 s zu einer kontinuierlichen Verschlechterung des Fehlers zwischen dem Temperatursensor und der MRT-Messung (siehe Abb. 7.25 auf Seite 130). In der Abb. 8.1 auf der Seite 145 ist die sichtbare Verschiebung des Bildartefaktes des Temperatursensors um fast 2 mm für beide Experimente zu erkennen. Die Maske des Temperatursensors für die Berechnung der mittleren Temperaturdifferenz $\Delta \bar{T}_{\text{MRT}_{k-1,i}}$ im MRT blieb jedoch konstant, weshalb es zu einer entsprechenden Fehlervergrößerung kam.

Tabelle 8.2: Präzision der Temperaturdifferenz mit der PRF-Thermometriemethode in einer nicht-erhitzten Referenzregion an sich bewegendem Objekten unter Verwendung verschiedener Verfahren zur Bewegungskorrektur - Teil 1.

Autor	Sequenz	Verfahren	Objekt	Erwärmung	Präzision
Generelle Methoden zur Bewegungskompensation					
[41]	FLASH mit paralleler Bildgebung	Atemtriggerung	Leber	×	1 K - 2 K
			Lebertumor	LITT	1 K - 8 K
[125]	EPI	Triggerung mit Navigator-Echo	Leber	×	2,70 K
[120]	FLASH	Atem anhalten	Leber	×	4,00 K
		Atemtriggerung			2,20 K
		Triggerung mit Navigator-Echo			2,10 K
[25]	EPI EPI mit paralleler Bildgebung	Atemtriggerung	Leber	×	1,38 K
			Leber		2,03 K
			Zirrhotische Leber		2,34 K
Bibliotheksbasierte Ansätze					
[116]	FLASH	Atemtriggerung	Ex vivo Rinderleber	LITT	6,00 K
		Atemtriggerung, Navigator-Echo			8,00 K
		Atemtriggerung, Navigator-Echo, bibl. Ansatz			3,00 K
[66]	EPI	Weiterentwickelter bibl. Ansatz	In vivo Schweineniere	HIFU	0,85 K
[131]	EPI	Bibl. Ansatz	Leber	×	1,05 K
		Weiterentwickelter bibl. Ansatz			0,98 K
[132]	EPI	Weiterentwickelter bibl. Ansatz	Leber	×	2,70 K

Tabelle 8.3: Präzision der Temperaturdifferenz mit der PRF-Thermometriemethode in einer nicht-erhitzten Referenzregion an sich bewegendem Objekten unter Verwendung verschiedener Verfahren zur Bewegungskorrektur - Teil 2.

Autor	Sequenz	Verfahren	Objekt	Erwärmung	Präzision
Referenzlose Thermometrie					
[106]	FLASH	Referenzlose Thermometrie	Phantom	LITT	1,10 K
	FLASH ohne Flusskompensation		Leber	×	1,43 K - 2,50 K
	FLASH mit Flusskompensation				1,02 K - 1,42 K
[140]	EPI	Referenzlose Thermometrie	Ex vivo Lebergewebe	HIFU	0,70 K
[126]	EPI	Referenzlose Thermometrie	Leber	×	0,65 K
[141]	FLASH	Referenzlose Thermometrie	Lebertumor	LITT	1,20 K - 1,70 K
[142]	EPI	Referenzlose Thermometrie	Leber	×	1,48 K

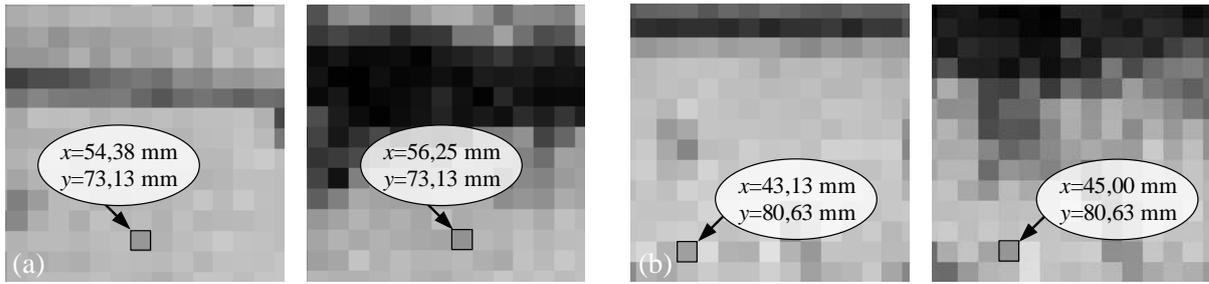


Abbildung 8.1: Ausschnitt der Magnitudenbilder $|I_{1,i}(x,y)|$ und $|I_{40,i}(x,y)|$ für das neunte und elfte Experiment mit Hervorhebung des sich über die Zeit bewegenden Bildartefaktes des Temperatursensors. **a)** Experiment $i=9$. **b)** Experiment $i=11$.

Des Weiteren wird nur das distale Ende der Nadel mit dem dort angebrachten MP-Markern detektiert. Biegungen der Nadel führen zwangsläufig zu einer Verringerung der Genauigkeit und Präzision der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie. Lösungsansätze dazu könnten die bereits im vorherigen Kapitel 8.1 vorgestellten Methoden darstellen.

Einschätzung der Nekrosezone

Es existieren diverse Modelle zur Einschätzung der letztendlich erzielten Nekrosezone anhand der in Echtzeit zur Verfügung stehenden bewegungskorrigierten Thermometrie. Die erhaltenen Temperaturdifferenzen werden dafür zunächst mit einer gemessenen oder angenommenen Referenztemperatur (z. B. $37,2^\circ\text{C}$ in der Leber) verrechnet, um die Temperatur im Gewebe zu erhalten. Die Methode der kritischen Temperatur geht dann davon aus, dass Koagulationen mit einhergehenden irreversiblen Zellschäden auftreten, sobald die Temperatur einen bestimmten gewebeabhängigen Schwellwert überschreitet. Laut *Kickhefel et al.* beläuft sich dieser Wert auf 52°C in der Leber [41]. Die Dauer der Erhitzung wird nicht berücksichtigt [157]. Andere Methoden verwenden die thermische Dosis, die sowohl die Temperatur, als auch deren Dauer berücksichtigt. Ein Beispiel ist das auf der Arrhenius-Gleichung basierende isoeffektive Dosismodell (CEM_{43}). Die vorliegende Dosis CEM_{43} wird unter Berücksichtigung der Temperatur T_i über das Zeitintervall Δt_i wie folgt berechnet:

$$\text{CEM}_{43} = \sum_{i=1}^N R^{43^\circ\text{C}-T_i} \Delta t_i \quad (8.1)$$

Die Konstante R beläuft sich auf 0,25 für Temperaturen kleiner als 43°C und auf 0,5 für höhere Werte [158]. In Abhängigkeit vom Gewebe können irreversible Zellschäden anhand der vorliegenden Dosis CEM_{43} eingeschätzt werden [159]. Aktuelle Studien von *Mertyna et al.* haben jedoch gezeigt, dass die Ergebnisse der vorgestellten Modelle stark von der jeweiligen Ablationsmethode beeinflusst werden. Die Forscher vermuten, dass zur einer adäquaten Einschätzung der Nekrosezone neben einer genauen und präzisen Thermometrie über die Zeit auch der Wärmetransport an sich im Gewebe mit berücksichtigt werden müsste [157,160]. Zur vollständigen Therapieüberwachung müssten die Modelle entsprechend weiterentwickelt werden.

Ausblick

Zusätzlich zu den bereits vorgestellten Verbesserungsmöglichkeiten zur Erhöhung der Genauigkeit und Präzision der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie im MRT sollten weitere ex vivo wie in vivo Bewegungsstudien zur Analyse der inter-scan und intra-scan Korrekturen durchgeführt werden. Der Erfolg der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie in vivo wird dabei wahrscheinlich von der Lage der Ablationsnadel in der Leber und dem dort herrschenden Bewegungsmuster abhängen. Dazu ist es erforderlich zu evaluieren, welche Bewegungen über die Nadel übertragbar und entsprechend durch das MPT korrigierbar sind. Die Betrachtung von kontinuierlichen Korrekturen während der Ablation wäre jedoch nur mit einem verbesserten MWA-Gerät mit deutlich reduzierten Rauscheinträgen möglich.

Auf Grund der geringen Aufnahmezeit der Bilder konnten keine intra-scan Bildartefakte während der Experimente mit Bewegung und ohne Korrektur festgestellt werden. Bei der späteren Anwendung am Patienten wird das FOV des Bildes jedoch größer sein. Mit einer entsprechenden Anpassung der Auflösung erhöht sich somit die Aufnahmezeit pro Bild. Durch die prospektive Bewegungskorrektur pro k-Raum Zeile können intra-scan Bildartefakte minimiert werden. Trotzdem sollte zusätzlich entsprechende parallele Bildgebung zum Einsatz kommen. Des Weiteren könnte am Patienten die prospektive Bewegungskorrektur mit der Atemtriggung gekoppelt werden. Auf Grund des geringeren Bewegungsbereiches wären somit automatisch Inhomogenitäten des Hauptmagnetfeldes B_0 und Variationen der Spulensensitivitäten minimiert.

In Zukunft könnte eine entsprechende Softwareoberfläche die vorgestellten Methoden zur prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie sowie der Echtzeitnadelführung mit einer adäquaten Therapieplanung und zusätzlichen Informationen, wie z. B. die Durchblutung des Tumors, fusionieren. Störende Faktoren, wie z. B. Abkühlungseffekte infolge des Abtransportes der Wärme durch die Gefäße, könnten frühzeitig erkannt und entsprechende Lösungsmöglichkeiten individuell angeboten werden. Das würde die Interaktion und den Erfolg der Therapie nachhaltig verbessern. Mit diesem integrierten Softwareansatz könnte sich die A0-Ablation im MRT als primäre Behandlungsoption durchsetzen und einem breiten Anwendungsspektrum zur Verfügung gestellt werden.

Veröffentlichungen

Im Laufe der vorliegenden Dissertation sind folgende Veröffentlichungen entstanden.

Journalbeiträge

- [GKS⁺16] Godenschweger, Frank; **Kägebein, Urte**; Stucht, Daniel; Yarach, Uten; Sciarra, Alessandro; Yakupov, Renat; Lüsebrink, Falk; Schulze, Peter; und Speck, Oliver: MOTION CORRECTION IN MRI OF THE BRAIN. *Physics in Medicine and Biology*, 61(5):R32–56, **2016**.
- [HKG⁺18a] Hensen, Bennet; **Kägebein, Urte**; Gutberlet, Marcel; Ringe, Kristina I.; Vo-Chieu, Van Dai; Stucht, Daniel; Speck, Oliver; Vick, Ralf; Wacker, Frank; und Pannicke, Enrico: WIRELESS VIDEO TRANSMISSION INTO THE MRI MAGNET ROOM: IMPLEMENTATION AND EVALUATION AT 1.5T, 3T AND 7T. *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, [Epub ahead of print], **2018**.
- [KGA⁺18] **Kägebein, Urte**; Godenschweger, Frank; Armstrong, Brian S. R.; Rose, Georg; Wacker, Frank; Speck, Oliver; und Hensen, Bennet: PERCUTANEOUS MR-GUIDED INTERVENTIONS USING AN OPTICAL MOIRÉ PHASE TRACKING SYSTEM: INITIAL RESULTS. *PlosOne*, 13(10):e0205394, **2018**.
- [KSW⁺18] **Kägebein, Urte**; Speck, Oliver; Wacker, Frank; und Hensen, Bennet: MOTION CORRECTION IN PRF-BASED THERMOMETRY IN THE LIVER. *Topics in Magnetic Resonance Imaging*, 27(1):53-61, **2018**.
- [MHK⁺18] Mewes, André; Heinrich, Florian; **Kägebein, Urte**; Hensen, Bennet; Wacker, Frank; und Hansen, Christian: PROJECTOR-BASED AUGMENTED REALITY SYSTEM FOR INTERVENTIONAL VISUALIZATION INSIDE MRI SCANNERS. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, e1950 [Epub ahead of print], **2018**.

Konferenzbeiträge

- [GPK⁺17] Gerlach, Thomas; Pannicke, Enrico; **Kägebein, Urte**; Speck, Oliver; und Vick, Ralf: PROOF CONCEPT OF A HYBRID MRI-ABLATION SYSTEM. *Proceedings of the 3rd Conference on Image-guided Intervention & Fokus Neuroradiologie*, Magdeburg, Deutschland, **2017**.
- [GSP⁺18] Gerlach, Thomas; Seifert, Frank; Pannicke, Enrico; **Kägebein, Urte**; Speck, Oliver; und Vick, Ralf: A MEASUREMENT SETUP FOR ABLATION AT THE LARMORFREQUENCY. *Proceedings of the 12th Interventional MRI Symposium*, Boston, USA, **2018**.

- [HBK⁺14] Hoffmann, Thomas; Boese, Axel; Kaiser, Mandy; **Kägebein, Urte**; Serowy, Steffen; und Skalej, Martin: BESTIMMUNG UND VERGLEICH GEOMETRISCHER GEFÄSSPARAMETER AUS CT-, MRT- UND IVUS-DATENSÄTZEN. Proceedings of the 1st Conference on Image-guided Intervention, Magdeburg, Deutschland, **2014**.
- [HGK⁺16] Hensen, Bennet; Gutberlet, Marcel; **Kägebein, Urte**; Stucht, Daniel; Speck, Oliver; und Wacker, Frank: IMPLEMENTATION AND EVALUATION OF WIRELESS VIDEO TRANSMISSION AT 1.5T, 3T AND 7T. Proceedings of the 11th Interventional MRI Symposium, Baltimore, USA, **2016**.
- [HHP⁺17] Hatscher, Benjamin; Hansen, Christian; Pannicke, Enrico; **Kägebein, Urte**; Wacker, Frank; und Hensen, Bennet: TOWARDS TOUCHLESS CONTROL OF MR SCANNERS DURING MR-GUIDED INTERVENTIONS. Proceedings of the 3rd Conference on Image-guided Intervention & Fokus Neuroradiologie, Magdeburg, Deutschland, **2017**.
- [HKG⁺18b] Hensen, Bennet; **Kägebein, Urte**; Gutberlet, Marcel; Speck, Oliver; und Wacker, Frank: DRAHTLOSE VIDEOÜBERTRAGUNG FÜR 1.5T, 3T UND 7T MRT SYSTEME. Proceedings 99. Deutscher Röntgenkongress, Leipzig, Deutschland, **2018**.
- [HKGR⁺18] Hensen, Bennet; **Kägebein, Urte**; Godenschweger, Frank; Ringe, Kristina; Speck, Oliver; und Wacker, Frank: MR-GEFÜHRTE INTERVENTION MIT HILFE DES OPTISCHEN MOIRÉ PHASE TRACKINGSYSTEMS. Proceedings 99. Deutscher Röntgenkongress, Leipzig, Deutschland, **2018**.
- [HPK⁺17] Hensen, Bennet; Pannicke, Enrico; **Kägebein, Urte**; Speck, Oliver; und Wacker, Frank: CLINICAL INTERVENTIONAL MAGNETIC RESONANCE MICROWAVE ABLATIONS IN THE LIVER. Proceedings of the 3rd Conference on Image-guided Intervention & Fokus Neuroradiologie, Magdeburg, Deutschland, **2017**.
- [HKP⁺18a] Hensen, Bennet; **Kägebein, Urte**; Pannicke, Enrico; Speck, Oliver; und Wacker, Frank: CLINICAL WORKFLOW FOR MRI-GUIDED MICROWAVE ABLATION AND THERMOMETRY IN THE LIVER. Proceedings of the 12th Interventional MRI Symposium, Boston, USA, **2018**.
- [HKP⁺18b] Hensen, Bennet; **Kägebein, Urte**; Pannicke, Enrico; Speck, Oliver; und Wacker, Frank: INTERVENTIONAL MRI AT RESEARCH CAMPUS STIMULATE. Proceedings of the 52nd Annual Conference of the German Society for Biomedical Engineering, Aachen, Deutschland, **2018**.
- [HKW⁺15] Hensen, Bennet; **Kägebein, Urte**; Wacker, Frank; und Speck, Oliver: AUTOMATISCHE SCHICHTFÜHRUNG MITTELS OPTISCHEM MOIRÉ-PHASE-TRACKING SYSTEM BEI PERKUTANEN INTERVENTIONEN AM MRT. Proceedings of the 2nd Conference on Image-guided Intervention, Mannheim, Deutschland, **2015**.

- [KGB⁺15] **Kägebein, Urte**; Godenschweger, Frank; Boese, Axel; und Speck, Oliver: AUTOMATIC IMAGE PLANE ALIGNMENT FOR PERCUTANEOUS MR-GUIDED INTERVENTIONS USING AN OPTICAL MOIRÉ PHASE TRACKING SYSTEM. Proceedings of the 32nd Annual Meeting of ESMRMB, Edinburgh, Vereinigtes Königreich, **2015**.
- [KGS⁺13a] **Kägebein, Urte**; Godenschweger, Frank; Stucht, Daniel; Danishad, K. A.; Zaitsev, Maxim; und Speck, Oliver: DEVELOPMENT OF NEEDLE GUIDANCE USING AN OPTICAL TRACKING SYSTEM ON THE SKYRA 3.0T WIDE-BORE SYSTEM. Proceedings of the 30th Annual Meeting of ESMRMB, Toulouse, Frankreich, **2013**.
- [KGS⁺13b] **Kägebein, Urte**; Godenschweger, Frank; Stucht, Daniel; Danishad, K. A.; Zaitsev, Maxim; und Speck, Oliver: ENTWICKLUNG EINER ECHTZEITNADELFÜHRUNG UNTER NUTZUNG DES OPTISCHEN MOIRÉ PHASE TRACKINGSYSTEMS AM 3T WIDE-BORE SYSTEM. Proceedings der 12. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V., Innsbruck, Österreich, **2013**.
- [KGW⁺18] **Kägebein, Urte**; Godenschweger, Frank; Wacker, Frank; Speck, Oliver; und Hensen, Bennet: PERCUTANEOUS MR-GUIDED INTERVENTIONS USING AN OPTICAL MOIRÉ PHASE TRACKING SYSTEM. Proceedings of the Joint Annual Meeting ISMRM-ESMRMB, Paris, Frankreich, **2018**.
- [KHW⁺16] **Kägebein, Urte**; Hensen, Bennet; Wacker, Frank; und Speck, Oliver: IMPROVED NEEDLE GUIDANCE FOR PERCUTANEOUS MR-GUIDED INTERVENTIONS USING AN OPTICAL MOIRÉ PHASE TRACKING SYSTEM. Proceedings of the 11th Interventional MRI Symposium, Baltimore, USA, **2016**.
- [KKP⁺15] **Kägebein, Urte**; Kaiser, Mandy; Pannicke, Enrico; und Speck, Oliver: OPTIMIERUNGSBASIERTE INSTRUMENTENKALIBRIERUNG FÜR DIE AUTOMATISCHE SCHICHTFÜHRUNG MITTELS OPTISCHEN MOIRÉ PHASE TRACKING SYSTEMS BEI MR-GEFÜHRTEN INTERVENTIONEN. Proceedings of the 2nd Conference on Image-guided Intervention, Mannheim, Deutschland, **2015**.
- [KKPR15] Kaiser, Mandy; **Kägebein, Urte**; Pannicke, Enrico; und Rose, Georg: PROTOTYPE OF A NEEDLE SLEEVE WITH RESONANT SWISS ROLL STRUCTURES FOR INSTRUMENT VISUALIZATION DURING MINIMALLY INVASIVE INTERVENTIONS. Proceedings of the 32nd Annual Meeting of ESMRMB, Edinburgh, Vereinigtes Königreich, **2015**.
- [KO14a] **Kägebein, Urte**; und Speck, Oliver: INSTRUMENT CALIBRATION FOR AN ACCURATE NEEDLE GUIDANCE USING THE OPTICAL MOIRÉ PHASE TRACKING SYSTEM ON A 3T WIDE-BORE SYSTEM. Proceedings of the 10th Interventional MRI Symposium, Leipzig, Deutschland, **2014**.
- [KO14b] **Kägebein, Urte**; und Speck, Oliver: PROSPECTIVE REGISTRATION OF X-RAY AND MRI USING AN OPTICAL TRACKING SYSTEM. Proceedings of the 1st Conference on Image-guided Intervention, Magdeburg, Deutschland, **2014**.

- [KPH⁺17] **Kägebein, Urte**; Pannicke, Enrico; Hoffmann, Thomas; Hensen, Bennet; und Speck, Oliver: PROSPECTIVE MOTION CORRECTION OF MR-THERMOMETRY USING AN OPTICAL TRACKING SYSTEM. Proceedings of the 25th Annual Meeting of ISMRM, Honolulu, USA, **2017**.
- [KPP⁺18a] **Kägebein, Urte**; Prier, Marcus; Pannicke, Enrico; Speck, Oliver; Wacker, Frank; und Hensen, Bennet: MOTION CORRECTION FOR PRF-BASED THERMOMETRY DURING TUMOR ABLATION. Proceedings of the 12th Interventional MRI Symposium, Boston, USA, 2018.
- [KPP⁺18b] **Kägebein, Urte**; Prier, Marcus; Pannicke, Enrico; Speck, Oliver; Wacker, Frank; und Hensen, Bennet: MR-IMAGING DURING SYNCHRONIZED MICROWAVE ABLATION. Proceedings of the 12th Interventional MRI Symposium, Boston, USA, 2018.
- [KPW⁺17] **Kägebein, Urte**; Pannicke, Enrico; Wacker, Frank; Speck, Oliver; und Hensen, Bennet: INTUITIVE INSTRUMENT NAVIGATION FOR MR GUIDED PERCUTANEOUS PROCEDURES. Proceedings of the 3rd Conference on Image-guided Intervention & Fokus Neuroradiologie, Magdeburg, Deutschland, **2017**.
- [OJH⁺17] Opfermann, Klemens; Junge, Lars; Hensen, Bennet; Pannicke, Enrico; **Kägebein, Urte**; Wacker, Frank; und Rose, Georg: PATIENT ACCESS 4.0: CONCEPT FOR A SUITABLE PATIENT TABLE FOR INTERVENTIONAL MRI. Proceedings of the 3rd Conference on Image-guided Intervention & Fokus Neuroradiologie, Magdeburg, Deutschland, **2017**.
- [PKV18] Pannicke, Enrico; **Kägebein, Urte**; und Vick, Ralf: INTERVENTIONAL COIL DESIGN. Proceedings of the 12th Interventional MRI Symposium, Boston, USA, 2018.
- [PLK⁺17] Pannicke, Enrico; Lüsebrink, Falk; **Kägebein, Urte**; Hensen, Bennet; Wacker, Frank; Speck, Oliver; und Vick, Ralf: OFFCENTER IMAGING DURING MAGNETIC RESONANCE INTERVENTIONS TO IMPROVE PATIENT ACCESS. Proceedings of the 3rd Conference on Image-guided Intervention & Fokus Neuroradiologie, Magdeburg, Deutschland, **2017**.
- [POK⁺16] Pannicke, Enrico; Opfermann, Klemens; **Kägebein, Urte**; Hensen, Bennet; Wacker, Frank; und Vick, Ralf: NOVEL CONCEPT FOR VERSATILE ACTUATORS INSIDE A MRI SCANNER. Proceedings of the 11th Interventional MRI Symposium, Baltimore, USA, **2016**.
- [PPK⁺17] Prier, Marcus; Pannicke, Enrico; **Kägebein, Urte**; Hensen, Bennet; Rose, Georg; und Speck, Oliver: NOISE REDUCTION IN MAGNETIC RESONANCE IMAGES FOR THERMOMETRY BY TRIGGERED CONTROL OF THE MICROWAVE ABLATION SYSTEM. Proceedings of the 3rd Conference on Image-guided Intervention & Fokus Neuroradiologie, Magdeburg, Deutschland, **2017**.

A Anhang

A.1 Mathematische Grundlagen zur Rotation

Zur Beschreibung von Orientierung und Transformationen spielt die Rotation eine zentrale Rolle. Die Darstellung einer Rotation erfolgt innerhalb der vorliegenden Dissertation in Form einer Rotationsmatrix, mit Hilfe der Euler-Winkel oder als Quaternion. Die vorliegende Beschreibung der drei Komponenten basiert auf den Büchern von *Vince* [45,46].

Rotation

Bei Betrachtung des kartesischen Koordinatensystems beschreibt eine Rotationsmatrix eine Drehung um den Winkel β relativ zu einer der Hauptachsen x , y und z :

$$\mathbf{R}_x(\beta) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\beta) & -\sin(\beta) \\ 0 & \sin(\beta) & \cos(\beta) \end{pmatrix} \quad (\text{A.1})$$

$$\mathbf{R}_y(\beta) = \begin{pmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{pmatrix} \quad (\text{A.2})$$

$$\mathbf{R}_z(\beta) = \begin{pmatrix} \cos(\beta) & -\sin(\beta) & 0 \\ \sin(\beta) & \cos(\beta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{A.3})$$

Der Drehsinn basiert im Rechtssystem auf der Rechten-Hand Regel, bei derer der Daumen in Richtung der Drehachse zeigt. Die Abb. A.1.a auf Seite 156 zeigt exemplarisch den Zusammenhang. Durch Multiplikation der verschiedenen Matrizen können unterschiedliche Rotationen um mehrere Hauptachsen realisiert werden:

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}_z \cdot \mathbf{R}_y \cdot \mathbf{R}_x \quad (\text{A.4})$$

Vermehrte Matrix-Multiplikationen bergen den Nachteil, dass durch die begrenzte Bit Größe geringfügige Rechenfehler auftreten können. Bei Nichtkorrektur der Rechenfehler mit Hilfe von Orthogonalisierungsverfahren entstehen verzerrte Darstellungen.

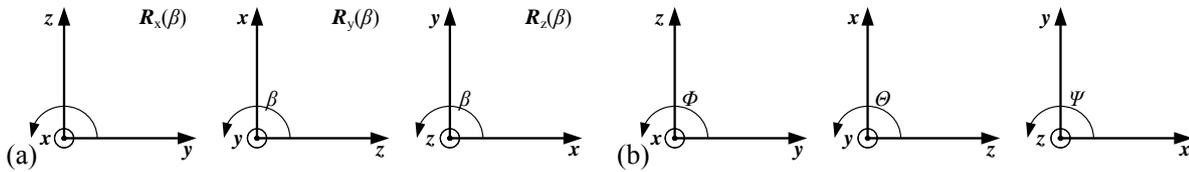


Abbildung A.1: Visualisierung der Rotationsmatrix und der Euler-Winkel. **a**| Drehung um den Winkel β um die verschiedenen Hauptachsen des kartesischen Koordinatensystems. **b**| Die drei Euler-Winkel relativ zu den Hauptachsen.

Euler-Winkel

Die Euler-Winkel beschreiben, wie in der Abb. A.1.b dargestellt, die eindeutigen Winkelbeziehungen zu den jeweiligen Hauptachsen. Der Rollwinkel Φ beschreibt die Drehung um die x -Achse und kann zwischen $-\pi$ und π liegen. Die Drehung um die y -Achse ist durch den Nickwinkel Θ definiert, der einen Wertebereich von $-\frac{\pi}{2}$ bis $\frac{\pi}{2}$ hat. Der Gierwinkel Ψ kennzeichnet die Rotation um die z -Achse und kann zwischen $-\pi$ und π variieren. Unter Berücksichtigung der Gleichung (A.1) bis (A.4) auf Seite 155 kann somit aus den Euler-Winkeln direkt die Rotationsmatrix im Rechtssystem wie folgt ermittelt werden:

$$R = \begin{pmatrix} \cos(\Theta)\cos(\Psi) & -\cos(\Theta)\sin(\Psi) & \sin(\Theta) \\ \sin(\Phi)\sin(\Theta)\cos(\Psi) + \cos(\Phi)\sin(\Psi) & -\sin(\Phi)\sin(\Theta)\sin(\Psi) + \cos(\Phi)\cos(\Psi) & -\sin(\Phi)\cos(\Theta) \\ -\cos(\Phi)\sin(\Theta)\cos(\Psi) + \sin(\Phi)\sin(\Psi) & \cos(\Phi)\sin(\Theta)\sin(\Psi) + \sin(\Phi)\cos(\Psi) & \cos(\Phi)\cos(\Theta) \end{pmatrix} \quad (\text{A.5})$$

Ein bekanntes Problem, das bei der Verwendung von Euler-Winkeln auftreten kann, ist die sogenannte kardianische Blockade. Bei der Betrachtung der Gleichung (A.4) auf Seite 155 ist deutlich, dass die aktuelle Drehachse jeweils von der vorherigen Drehung abhängt. Wenn z. B. die erste und dritte Drehachse übereinstimmen, beeinflusst die zweite Drehung das Ergebnis nicht mehr. Somit geht ein Freiheitsgrad verloren.

Quaternion

Die Verwendung von Quaternionen hebt sowohl den Nachteil der Matrix-Multiplikationen bei der Verwendung von Rotationsmatrizen als auch die kardianische Blockade der Euler-Winkel auf. Mit einem Quaternion wird die Drehung um eine Achse $\mathbf{r} = x\mathbf{x} + y\mathbf{y} + z\mathbf{z}$ um einen Winkel β wie folgt beschrieben:

$$\mathbf{q} = \begin{pmatrix} \cos\left(\frac{\beta}{2}\right) \\ x \cdot \sin\left(\frac{\beta}{2}\right) \\ y \cdot \sin\left(\frac{\beta}{2}\right) \\ z \cdot \sin\left(\frac{\beta}{2}\right) \end{pmatrix} \quad (\text{A.6})$$

Um ein Quaternion wiederum in eine orthonormale Rotationsmatrix umzuwandeln, wird ein Einheitsquaternion q_e benötigt:

$$q_e = \frac{1}{\sqrt{q(1)^2 + q(2)^2 + q(3)^2 + q(4)^2}} \cdot q \quad (\text{A.7})$$

Aus dem Einheitsquaternion kann die orthonormale Rotationsmatrix wie folgt abgeleitet werden:

$$R(q_e) = \begin{pmatrix} 1 - 2(q_e(3)^2 + q_e(4)^2) & 2(q_e(2)q_e(3) - q_e(1)q_e(4)) & 2(q_e(2)q_e(4) + q_e(1)q_e(3)) \\ 2(q_e(2)q_e(3) + q_e(1)q_e(4)) & 1 - 2(q_e(4)^2 + q_e(2)^2) & 2(q_e(3)q_e(4) - q_e(1)q_e(2)) \\ 2(q_e(2)q_e(4) - q_e(1)q_e(3)) & 2(q_e(3)q_e(4) + q_e(1)q_e(2)) & 1 - 2(q_e(2)^2 + q_e(3)^2) \end{pmatrix} \quad (\text{A.8})$$

A.2 Differential Evolution Optimierung

Die DE Methode ist eine stochastische Optimierungsmethode, die eine Vektorpopulation nutzt. Optimierung bedeutet in diesem Zusammenhang, eine Gleichung zu minimieren ohne Beschränkung der Allgemeinheit. Das vorliegende Kapitel beschreibt das Verfahren basierend auf dem Buch von *Kacprzyk et al.* [144].

Der Ausgangspunkt ist eine Vektorpopulation $V_{p,g}$ von N_p Populationsvektoren $p_{i,g}$ der Dimensionalität A und dem Generationszähler g :

$$V_{p,g} = (p_{i,g}), \quad i = 0, 1, \dots, N_p - 1, \quad g = 0, 1, \dots, g_{\max}, \quad (\text{A.9})$$

$$p_{i,g} = (p_{j,i,g}), \quad j = 0, 1, \dots, A - 1. \quad (\text{A.10})$$

Zum Startzeitpunkt $g = 0$ wird jeder Zeileneintrag der Population $p_{i,0}$ unter Nutzung der oberen b_u und unteren Grenzen b_o wie folgt initialisiert:

$$p_{j,i,0} = \text{rand}_j[0, 1] \cdot (b_{j,o} - b_{j,u}) + b_{j,u} \quad (\text{A.11})$$

In den darauf folgenden Iterationsschritten bildet der Algorithmus innerhalb der klassischen DE Methode neue sogenannte Mutationsvektoren $v_{i,g}$:

$$v_{i,g} = p_{i_1,g} + S(p_{i_2,g} - p_{i_3,g}) \quad (\text{A.12})$$

Die Auswahl der Indizes i_1 , i_2 und i_3 verläuft zufällig. Um die Vielfältigkeit zu erhöhen, können die Populationsvektoren $p_{i,g}$ mit den Mutationsvektoren $v_{i,g}$ gemischt werden. Das Ergebnis sind so genannte Studienvektoren $s_{i,g}$. Hierbei kommt, wie in der Gleichung (A.13) auf Seite 158 ersichtlich, der Parameter C_r ins Spiel.

$$\mathbf{s}_{i,g} = s_{j,i,g} = \begin{cases} v_{j,i,g} & \text{if } (\text{rand}_j[0, 1] \leq C_r) \\ p_{j,i,g} & \text{otherwise} \end{cases} \quad (\text{A.13})$$

Innerhalb jedes Iterationsschrittes werden die Studienvektoren $\mathbf{s}_{i,g}$ und die Populationsvektoren $\mathbf{p}_{i,g}$ miteinander verglichen. Der Vektor, der den geringsten Funktionswert innerhalb der Kostenfunktion widerspiegelt, kommt in die nächste Generation $g + 1$.

$$\mathbf{p}_{i,g+1} = \begin{cases} \mathbf{u}_{i,g} & \text{if } f(\mathbf{s}_{i,g}) \leq f(\mathbf{p}_{i,g}) \\ \mathbf{p}_{i,g} & \text{otherwise} \end{cases} \quad (\text{A.14})$$

Als Abbruchkriterium kann entweder eine maximale Anzahl an Iterationsschritten I_{\max} oder ein zu erreichender Restfehler R verwendet werden. Für die drei Hauptkontrollvariablen S , C_r und N_p gibt es laut *Storn et al.* [161] folgende Faustregel:

1. $S \in [0.5, 1.0]$
2. $C_r \in [0.8, 1.0]$
3. $N_p = 10 \cdot A$

Es existieren weitere Publikationen, bei denen die Hauptkontrollvariablen S , C_r und N_p automatisch gefunden werden oder zusätzlich in die Population mit eingehen [144].

A.3 Instrumentenkalibrierung mit Hilfe eines Kalibrierbrettes

Nutzung eines C-Arm CT-Datensatzes

In der Tab. A.1 sind die anhand des C-Arm CT-Datensatzes gewonnen Positions- und Orientierungsdaten der einzelnen Löcher im Kalibrierbrett zusammengefasst.

Tabelle A.1: Ermittelte Position ${}^{\text{Ka}}\mathbf{P}_{\text{Ref}_i}$ und Orientierung ${}^{\text{Ka}}\mathbf{q}_{\text{Ref}_i}$ der Referenzlöcher für hinten und seitlich angebrachte MP-Marker.

Lochnummer	${}^{\text{Ka}}\mathbf{P}_{\text{Ref}_i}$			${}^{\text{Ka}}\mathbf{q}_{\text{Ref}_i}$ in Euler-Winkel	
	x in mm	y in mm	z in mm	Φ in $^\circ$	Θ in $^\circ$
<i>Referenzlöcher für hinten angebrachte MP-Marker</i>					
1	-45,15	37,10	14,70	-0,20	5,99
2	-31,17	27,70	22,54	-0,04	15,71
3	-20,99	18,09	18,13	-0,42	11,33
4	-7,00	18,51	23,03	-0,56	-4,10
5	26,31	-0,61	18,62	-0,68	-14,48
6	45,63	9,42	12,74	-0,63	-9,66
7	-17,39	-18,70	14,70	-5,96	0,67
8	-7,27	-4,82	22,54	-15,47	0,16
9	-27,81	5,05	18,13	-11,41	0,65
10	1,88	19,47	23,03	3,77	0,93
11	10,81	52,98	18,13	14,30	0,88
12	20,38	72,41	11,27	9,69	0,76
<i>Referenzlöcher für seitlich angebrachte MP-Marker</i>					
1	-103,02	36,22	18,62	-0,54	30,60
2	-80,85	26,88	20,01	-1,45	52,20
3	-64,92	17,08	14,70	-1,05	31,25
4	45,81	-0,51	19,11	-0,14	-29,30
5	64,34	19,57	12,74	-0,16	-39,61
6	95,55	10,34	22,05	-0,04	-51,41
7	13,86	-76,55	17,15	-30,62	0,18
8	3,12	-53,47	20,09	-50,29	-0,17
9	-7,29	-38,29	15,19	-30,97	-0,08
10	-9,15	79,05	15,19	29,60	0,74

Nutzung eines hochaufgelösten CT-Datensatzes

Zur Ermittlung der Position und Orientierung der Referenzpunkte im Kalibrierbrett wurde neben dem C-Arm CT-Datensatz zusätzlich ein hochaufgelöster CT-Datensatz ausgetestet. Die gewonnenen Positions- und Orientierungsdaten befinden sich in der Tab. A.2.

Tabelle A.2: Position und Orientierung der Referenzlöcher für hinten und seitlich angebrachte MP-Marker mit Hilfe eines CT-Datensatzes.

Lochnummer	${}^{\text{Ka}}\mathbf{P}_{\text{Ref}_i}$			${}^{\text{Ka}}\mathbf{q}_{\text{Ref}_i}$ in Euler-Winkel	
	x in mm	y in mm	z in mm	Φ in $^\circ$	Θ in $^\circ$
<i>Referenzlöcher für hinten angebrachte MP-Marker</i>					
1	-32,28	12,84	-24,711	2,08	4,6
2	-19,90	2,85	-17,85	1,54	13,57
3	-9,56	-6,94	-22,75	0,94	10,70
4	4,24	-6,95	-18,34	0,89	-3,89
5	35,58	-26,78	-22,75	-0,58	-11,21
6	56,49	-16,37	-28,14	2,11	-10,28
7	-6,83	-43,53	-26,18	-2,36	1,85
8	3,77	-30,25	-19,32	-12,62	-1,38
9	-17,28	-19,72	-21,77	-9,21	0,47
10	13,28	-6,17	-17,85	4,33	-1,36
11	22,68	27,93	-21,09	19,71	-1,65
12	31,75	46,30	-21,77	12,92	0,71
<i>Referenzlöcher für seitlich angebrachte MP-Marker</i>					
1	-92,75	12,22	-20,30	-1,77	27,58
2	-69,62	2,74	-20,21	1,12	48,37
3	-54,69	-7,09	-26,67	1,73	36,45
4	56,06	-26,57	-22,26	2,83	-29,30
5	74,69	-6,75	-28,14	-0,31	-34,39
6	106,03	-16,72	-19,81	1,22	-45,96
7	23,49	-102,46	-28,14	-28,30	0,60
8	13,45	-78,89	-23,34	-49,83	0,40
9	3,20	-63,64	-28,14	-28,67	0,10
10	2,72	54,39	-22,75	33,80	0,57
11	-7,39	91,14	-18,05	53,23	0,02
12	-17,64	91,63	-13,32	42,88	1,13

Die Ergebnisse der Optimierung für die vier MP-Marker können der Tab. A.3 entnommen werden.

Tabelle A.3: Ergebnisse der DE Optimierung zur Ermittlung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierbrettes bei der Verwendung des CT-Datensatzes.

M:	${}^T\mathbf{P}_{\text{Trans}}$			${}^T\mathbf{q}_{\text{Trans}}$ in Euler-Winkel			R in mm
	x in mm	y in mm	z in mm	Φ in $^\circ$	Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$	
207	-0,86	-1,73	-173,48	0,43	0,41	88,49	12,83
219	-1,09	134,71	-92,08	57,06	4,35	-99,22	10,72
221	4,81	-135,08	-89,66	-56,99	-5,05	86,22	9,94
223	-1,11	-134,71	-91,44	-56,53	-3,16	85,90	10,22

M:	${}^K\mathbf{P}_{\text{Kal}}$			${}^{Ka \rightarrow K}\mathbf{q}_{\text{Kal}}$ in Euler-Winkel			D in mm
	x in mm	y in mm	z in mm	Φ in $^\circ$	Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$	
207	12,57	-6,21	399,35	178,56	-2,52	0,73	0,62
219	12,90	-6,67	400,86	178,10	-3,06	0,59	0,52
221	12,59	-6,48	400,81	178,06	-3,23	1,02	0,48
223	12,52	-6,40	400,19	178,12	-3,13	1,30	0,49

Die ermittelten Genauigkeiten auf Basis der Verifizierungsdatensätze sind in der Tab. A.4 dargestellt.

Tabelle A.4: Ergebnisse der Überprüfung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierbrettes bei der Verwendung des CT-Datensatzes.

M:	${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}}$			d in mm	${}^G\mathbf{q}_{\text{Nadel}}$	
	x in mm	y in mm	z in mm		Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$
207	-4,22	0,41	-0,71	4,30	-1,02	1,51
219	-1,41	0,68	0,08	1,56	-4,01	4,10
221	-0,47	-0,06	-0,59	0,75	-4,96	4,19
223	-0,94	-0,39	-0,54	1,15	-4,93	4,12
μ in mm	-1,76	0,16	-0,44	1,94	-3,73	3,48
s in mm	1,68	0,48	0,35	1,61	1,86	1,31

Nutzung von mehreren Wiederholungen

Ein weiteres Experiment zur Ermittlung der Kalibrierparameter mit Hilfe eines Kalibrierbrettes bestand im wiederholten Anfahren der Referenzpunkte im Kalibrierbrett. Die Ergebnisse der Optimierung für den hinten angebrachten MP-Marker (S:6019/M:207) bei mehreren Wiederholungen (Wdh) und die ermittelten Genauigkeiten auf Basis der Verifizierungsdatensätze befinden sich in den Tab. A.5 und Tab. A.6 auf Seite 162.

Tabelle A.5: Ergebnisse der DE Optimierung zur Ermittlung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierbrettes bei der Verwendung von mehreren Wiederholungen.

Wdh	${}^T \mathbf{P}_{\text{Trans}}$			${}^T \mathbf{q}_{\text{Trans}}$ in Euler-Winkel			R in mm
	x in mm	y in mm	z in mm	Φ in $^\circ$	Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$	
1	-0,84	-1,72	-175,45	-0,80	1,20	88,15	5,54
2	-0,79	-1,74	-175,41	-0,74	1,28	88,34	11,61
3	-0,80	-1,70	-175,28	-0,73	1,39	88,34	17,51
4	-0,82	-1,69	-175,23	-0,70	1,41	88,32	24,05

Wdh	${}^K \mathbf{P}_{\text{Kal}}$			${}^{K_a \rightarrow K} \mathbf{q}_{\text{Kal}}$ in Euler-Winkel			D in mm
	x in mm	y in mm	z in mm	Φ in $^\circ$	Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$	
1	25,82	18,66	441,18	178,56	-178,47	-2,62	0,27
2	25,91	18,71	441,16	178,10	178,38	2,69	0,28
3	25,91	18,70	440,98	178,06	-178,26	-2,69	0,28
4	25,90	18,67	440,95	178,12	-178,24	-2,72	0,29

Tabelle A.6: Ergebnisse der Überprüfung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierbrettes bei der Verwendung von mehreren Wiederholungen.

Wdh:	${}^G \mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}}$			d in mm	${}^G \mathbf{q}_{\text{Nadel}}$	
	x in mm	y in mm	z in mm		Θ in $^\circ$	Ψ in $^\circ$
1	-1,88	0,27	-0,44	1,94	1,33	0,07
2	-1,88	0,39	-0,60	2,01	0,76	0,90
3	-2,34	0,28	-0,67	2,45	0,91	0,12
4	-2,34	0,36	-0,65	2,46	0,81	0,57
μ in mm	-2,11	0,33	-0,59	2,22	0,95	0,42
s in mm	0,27	0,06	0,10	0,28	0,26	0,39

A.4 Protokolleinstellungen

Überprüfung der Genauigkeit der IR Kamera

Der auf der Seite 163 in der Tab. A.7 dargelegte Ausschnitt des Messprotokolls bezieht sich auf die Experimente im Kapitel 5.1.3 auf Seite 51. Es wurde ein Referenzdatensatz und zehn bewegungskorrigierte Datensätze aufgenommen.

Tabelle A.7: Protokolleinstellungen der Bewegungskorrektursequenz `mz_gre_xpace`.

Parameter	Einstellung	
	Referenz	Experimente 1 bis 10
TR	10,00 ms	10,00 ms
TE	3,94 ms	3,94 ms
FOV	192 mm × 192 mm	192 mm × 192 mm
Matrix	192 × 192	192 × 192
Auflösung	1 mm × 1 mm	1 mm × 1 mm
Schichtdicke	1 mm	1 mm
Anzahl Schichten	160	160
Flipwinkel	25°	25°
Bandweite	260 $\frac{\text{Hz}}{\text{Px}}$	260 $\frac{\text{Hz}}{\text{Px}}$
XPACEMoCo	Disabled	per Slice/Volume
Position Locking	Create New	Use/Create
t_{Akq}	5 min 9 s	5 min 9 s

Planungsdatensatzes für die Evaluation der Echtzeitnadelführung

Das in der Tab. A.8 dargestellte Protokoll beschreibt die Aufnahme eines Planungsdatensatz während der Evaluierung der Echtzeitnadelführung mit dem MPT. Es wurde zwischen dem Finden des Eintrittspunktes und Finden des Zielpunktes mit dem MPT unterschieden. Die dazugehörigen Experimente sind im Kapitel 6.2 auf Seite 88 zu finden.

Tabelle A.8: Protokolleinstellungen der GRE-Sequenz zur Planung der gewünschten Nadeltrajektorie während des Findens des Eintrittspunktes.

Parameter	Einstellung	
	Finden des Eintrittspunktes	Finden des Zielpunktes
TR	4,06 ms	4,06 ms
TE	1,57 ms	1,57 ms
FOV	280 mm × 175 mm	206 mm × 135,136 mm
Matrix	160 × 120	128 × 96
Auflösung	1,75 mm × 1,458 mm	2,15 mm × 1,61 mm
Schichtdicke	2,56 mm	2,56 mm
Orientierung	Transversal	Transversal
PE-Richtung	A»P	A»P
Anzahl Schichten	96	96
Flipwinkel	5°	5°
Bandweite	540 $\frac{\text{Hz}}{\text{Px}}$	540 $\frac{\text{Hz}}{\text{Px}}$
t_{Akq}	12 s	11 s

Echtzeitnadelführungssequenz zum Finden des Eintrittspunktes

Das in der Tab. A.9 dargestellte Protokoll diente zum Finden des Eintrittspunktes mit Hilfe des MPT. Die dazugehörigen Experimente sind im Kapitel 6.2.1 auf Seite 89 zu finden.

Tabelle A.9: Protokolleinstellungen der Echtzeitnadelführungssequenz während des Findens des Eintrittspunktes.

Parameter	Einstellung	Parameter	Einstellung
TR	8 ms	Flipwinkel	25°
TE	3,76 ms	Bandweite	260 $\frac{\text{Hz}}{\text{Px}}$
FOV	200 mm × 200 mm	t_{Akq}	117 s
Matrix	96 × 96	XPACEMoCo	per Slice/Volume
Auflösung	2,08 mm × 2,08 mm	Position Locking	Use/Create
Schichtdicke	5 mm	Enable Entry Point	✓
Orientierung	Sagittal	Accuracy Level	1
PE-Richtung	H»F	Target Diameter	5
Anzahl Schichten	2		

Echtzeitnadelführungssequenz zum Finden des Zielpunktes

Das in der Tab. A.10 dargestellte Protokoll diente zum Finden des Zielpunktes mit Hilfe des MPT. Die dazugehörigen Experimente sind im Kapitel 6.2.2 auf Seite 93 zu finden.

Tabelle A.10: Protokolleinstellungen der Echtzeitnadelführungssequenz während des Findens des Zielpunktes.

Parameter	Einstellung	Parameter	Einstellung
TR	8 ms	Flipwinkel	25°
TE	3,76 ms	Bandweite	260 $\frac{\text{Hz}}{\text{Px}}$
FOV	200 mm × 200 mm	t_{Akq}	117 s
Matrix	96 × 96	XPACEMoCo	per Slice/Volume
Auflösung	2,08 mm × 2,08 mm	Position Locking	Use/Create
Schichtdicke	5 mm	Enable Guidance	✓
Orientierung	Sagittal	Accuracy Level	1
PE-Richtung	H»F	Target Diameter	5
Anzahl Schichten	2		

Überprüfung der Genauigkeit der Instrumentenkalibrierung

Das in der Tab. A.11 dargestellte Protokoll beschreibt die MRT-Messung zur Überprüfung der Genauigkeit der Instrumentenkalibrierung. Die dazugehörigen Experimente sind im Kapitel 5.2.3 auf Seite 60 und 5.3.1 auf Seite 67 zu finden.

Tabelle A.11: Protokolleinstellungen der Echtzeitnadelführungssequenz zur Überprüfung der Genauigkeit der Instrumentenkalibrierung.

Parameter	Einstellung
TR	30 ms
TE	5,91 ms
FOV	150 mm × 98,44 mm
Matrix	320 × 210
Auflösung	0,4688 mm × 0,4688 mm
Schichtdicke	0,5 mm
Orientierung	Sagittal
PE-Richtung	H»F
Anzahl Schichten	16
Flipwinkel	30°
Bandweite	260 $\frac{\text{Hz}}{\text{Px}}$
t_{Akq}	114 s
Distortion Correction (3D)	✓
XPACEMoCo	per Slice/Volume
Position Locking	Use/Create
Verification	✓

Prospektiv bewegungskorrigierte Thermometrie

In der Tab. A.12 befinden sich die Protokollparameter der MRT-Messung zur Evaluierung der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie. Die dazugehörigen Experimente befinden sich im Kapitel 7.2 auf Seite 113.

Tabelle A.12: Protokolleinstellungen zur Evaluierung der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie.

Parameter	Einstellung des Experimentes i					
	1, 2	4, 5, 7, 8	3	6	9, 10	11
TR	20 ms					
TE	4,65 ms					
FOV	120 mm × 120 mm					
Matrix	64 × 64					
Auflösung	1,875 mm × 1,875 mm					
Schichtdicke	4 mm					
PE-Richtung	H»F					
Anzahl Schichten	1					
Wiederholungen	40					
Flipwinkel	18°					
Bandweite	260 $\frac{\text{Hz}}{\text{Px}}$					
Pause	-	4,7 s	-	4,7 s	4,7 s	4,7 s
t_{Akq}	51,4 s	235 s	51,4 s	235 s	235 s	235 s
XPACEMoCo	Disabled	Disabled	per Line	per Line	Disabled	per Line
Position Locking	Use/Create					
Set Triggerpulse	×	×	×	×	✓	✓

A.5 Verwendetes Material zur Durchführung der Nutzerstudie

Im folgenden Kapitel sind die verwendeten Materialien aufgezeigt, die bei der Durchführung der Nutzerstudie zur Evaluierung des Findens des Zielpunktes mit Hilfe des MPT verwendet wurden (siehe Kapitel 6.2.2 auf Seite 93). Die Abb. A.2 zeigt den Fragebogen, den die Nutzer am Beginn der Experimente zur Einführung erhalten hatten.

Nutzereinweisung



Sehr geehrter Nutzer,

zunächst möchte ich Ihnen danken, dass Sie sich die Zeit nehmen an unserer Studie teilzunehmen. Bitte beantworten Sie zunächst die folgenden Fragen zu Ihrer Person:

Vorname, Nachname

Erfahrung (in Jahre) mit radiologischen Bilddaten

Erfahrung (in Jahre) mit Interventionen (allg.)

Erfahrung (in Jahre) mit CT-Interventionen

Erfahrung (in Jahre) mit MRT-Interventionen

In der vorliegenden Studie werden Sie eine Schichtkontrolle für die interventionelle Magnetresonanztomographie ausprobieren. Die Studie ist in eine **Testphase**, **Experimentphase** und **Auswertungsphase** unterteilt. In der Testphase werde ich Ihnen das System erläutern. Sie können sich dann anhand einer Punktion mit der Schichtkontrolle vertraut machen. In der Experimentphase wird es Ihre Aufgabe sein, 10 Punktionen durchzuführen. Hierbei ist es wichtig, dass Sie NICHT über das Ziel hinausstechen, um die Nadel dann wieder zurück zuziehen. Darauf aufbauend werden Sie in der Auswertungsphase einen Fragebogen ausfüllen, wo Sie Ihre Erkenntnisse mit dem System widerspiegeln können.

Sollten Sie Fragen haben, zögern Sie bitte nicht, diese zu stellen.

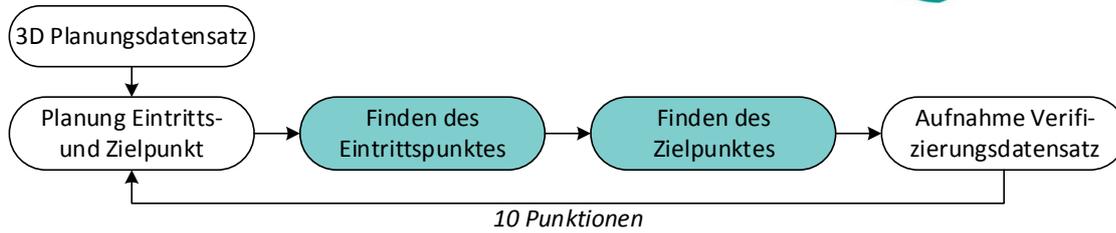
Vielen Dank für Ihre Unterstützung!

Urte Kägebein

Abbildung A.2: Fragebogen zur Erfassung der Erfahrung in Jahren im Bereich der radiologischen Bilddaten, Interventionen, CT-Interventionen und MRT-Interventionen.

In der Abb. A.3 auf Seite 168 ist das Material ersichtlich, das zur Einweisung der Probanden verwendet wurde.

Ablauf



Finden des Eintrittspunktes



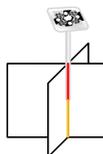
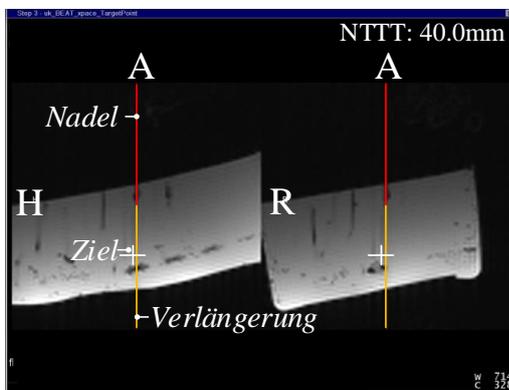
Tisch wird rausgefahren

Sie müssen den Laser anschalten

Nutzen Sie das Maßband um den lateralen Offset in mm ausgehend vom Kreuz des Lasers abzutragen (Orientierung: Patientenrechts und -links)

Warten Sie bis der Laser verschwunden ist und fahren Sie den Tisch rein

Finden des Zielpunktes



Grün: $0\text{mm} \leq \text{Ziel/Verlängerung} < 1\text{mm}$
 Gelb: $1\text{mm} \leq \text{Ziel/Verlängerung} < 3\text{mm}$
 Orange: $3\text{mm} \leq \text{Ziel/Verlängerung} < 5\text{mm}$
 Weiß: $5\text{mm} \leq \text{Ziel/Verlängerung}$

Stecken Sie die Nadel leicht in das Gel

Sequenz wird gestartet

Ändern Sie die Orientierung der Nadel, sodass die Farbe der Verlängerung von weiß → orange → gelb → grün geht
Hinweis: Ändern Sie immer nur eine Orientierung

Schieben Sie die Nadel vor bis zum Ziel
 Achten Sie dabei auf NTTT (needle tip to target)
 → es soll 0mm werden
 → das Kreuz im Ziel wird grün
Wichtig: Überstechen Sie nicht!

Wenn Sie das Ziel erreicht haben, stoppen Sie die Sequenz mit dem Pedal

Abbildung A.3: Verwendete Ablaufdiagramme zur Erläuterung der Durchführung der Experimente.

Die nächsten Abbildungen enthalten die Erläuterungen und Fragebögen zum NASA-TLX. Die Abb. A.4 diente zunächst als kurze Erläuterung des ersten Teils des NASA-TLX. Die Beschreibungen wurden der frei verfügbaren Quelle [150] entnommen. Der zugehörige Fragebogen in deutscher Übersetzung ist in der Abb. A.5 auf der Seite 170 zu finden [151]. Der zweite Teil des NASA-TLX Fragebogens befindet sich in der Abb. A.6 auf Seite 171. Die zugehörige Beschreibung beruht ebenfalls auf der frei verfügbaren Quelle [150].

NASA Task Load Index



We are not only interested in assessing your performance but also the experiences you had during the different task conditions. Right now we are going to describe the technique that will be used to examine your experiences. In the most general sense we are examining the “workload” you experienced. Workload is a difficult concept to define precisely, but a simple one to understand generally. The factors that influence your experience of workload may come from the task itself, your feelings about your own performance how much effort you put in or the stress and frustration you felt. The workload contributed by different task elements may change as you get more familiar with a task, perform easier or harder versions of it, or move from one task to another. Physical components of workload are relatively easy to conceptualize and evaluate. However, the mental components of workload may be more difficult to measure.

Since workload is something that is experienced individually by each person, there are no effective rules that can be used to estimate the workload of different activities. Because workload may be caused by many different factors, we would like you to evaluate several of them individually rather than lumping them into a single global evaluation of overall workload. On the next page you can find a set of six rating scales. This set was developed for you to use in evaluating your experiences during different tasks. Please read the descriptions of the scales carefully. If you have a question about any of the scales in the table, please ask me about it. It is extremely important that they be clear to you.

You will evaluate the task by putting an “X” on each of the six scales at the point which matches your experience. Each line has two endpoint descriptors that describe the scale. Please consider your responses carefully in distinguishing among the different task conditions. Consider each scale individually. Your ratings will play an important role in the evaluation being conducted, thus, your active participation is essential to the success of this experiment and is greatly appreciated by all of us.

Hinweis: Es geht bei der Einschätzung lediglich um das Experiment mit dem Moiré Phase Trackingsystem.

Abbildung A.4: Schriftliche Erläuterung zum Ausfüllen des NASA TLX Fragebogens.

NASA Task Load Index

Name

Date



Geistige Anforderung

Wie viel geistige Anforderung war bei der Informationsaufnahme und bei der Informationsverarbeitung erforderlich (z.B. Denken, Entscheiden, Rechnen, Erinnern, Hinsehen, Suchen ...)? War die Aufgabe leicht oder anspruchsvoll, einfach oder komplex, erfordert sie hohe Genauigkeit oder ist sie fehlertolerant?

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Gering

Hoch

Körperliche Anforderung

Wie viel körperliche Aktivität war erforderlich (z.B. ziehen, drücken, drehen, steuern, aktivieren ...)? War die Aufgabe leicht oder schwer, einfach oder anstrengend, erholsam oder mühselig?

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Gering

Hoch

Zeitliche Anforderung

Wie viel Zeitdruck empfanden Sie hinsichtlich der Häufigkeit oder dem Takt mit dem die Aufgaben oder Aufgabenelemente auftraten? War die Aufgabe langsam und geruhsam oder schnell und hektisch?

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Gering

Hoch

Leistung

Wie erfolgreich haben Sie Ihrer Meinung nach die vom Versuchsleiter (oder Ihnen selbst) gesetzten Ziele erreicht? Wie zufrieden waren Sie mit Ihrer Leistung bei der Verfolgung dieser Ziele?

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Gut

Schlecht

Anstrengung

Wie hart mussten Sie arbeiten, um Ihren Grad an Aufgabenerfüllung zu erreichen?

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Gering

Hoch

Frustration

Wie unsicher, entmutigt, irritiert, gestresst und verärgert (versus sicher, bestätigt, zufrieden, entspannt und zufrieden mit sich selbst) fühlten Sie sich während der Aufgabe?

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Gering

Hoch

Abbildung A.5: Erster Fragebogenteil des NASA TLX.

Sources-of-Workload Comparison Card

Name	Date
------	------



The rating scales are used to assess your experiences in the different task conditions. Scales of this sort are extremely useful, but their utility suffers from the tendency people have to interpret them in individual ways. For example, some people feel that mental or temporal demands are the essential aspects of workload regardless of the effort they expected on a given task or the level of performance they achieved. Others feel that if they performed well the workload must have been low and if they performed badly it must have been high. Yet others feel that effort or feelings of frustration are the most important factors in workload.

The evaluation you are about to perform is a technique that has been developed by NASA to assess the relative importance of six factors in determining how much workload you experienced. The procedure is simple: You will be presented with a series of pairs of rating scale titles (for example ‚Effort vs. Mental Demands‘) and asked to choose, which of the items was more important to your experience of workload in the tasks that you just performed. Each pair of scale titles will appear on a separate card.

Circle the scale title that represents the more important contributor to workload for the specific task you performed in this experiment.

After you have finished the entire series we will be able to use the pattern of your choices to create a weighted combination of the ratings from that task into a summary workload score. Please consider your choices carefully and make them consistent with how you used the rating scales during the particular task you were asked to evaluate. Don't think that there is any correct pattern: we are only interested in your opinions.

If you have any questions, please ask them now. Otherwise, start whenever you are ready. Thank you for your participation.

Anstrengung oder Leistung	Zeitliche Anforderung oder Frustration	Zeitliche Anforderung oder Anstrengung	Körperliche Anforderung oder Frustration
Leistung oder Frustration	Körperliche Anforderung oder Zeitliche Anforderung	Körperliche Anforderung oder Leistung	Zeitliche Anforderung oder Geistige Anforderung
Frustration oder Anstrengung	Leistung oder Geistige Anforderung	Leistung oder Zeitliche Anforderung	Geistige Anforderung oder Anstrengung
Geistige Anforderung oder Körperliche Anforderung	Anstrengung oder Körperliche Anforderung	Frustration oder Geistige Anforderung	

Abbildung A.6: Zweiter Fragebogenteil des NASA TLX inklusiver der Erläuterung zum Ausfüllen.

A.6 Statistische Testverfahren

Das vorliegende Kapitel dient zur Erläuterung der Signifikanztests anhand von *Leonhart* [162].

Kolmogorow-Smirnow-Test

Im ersten Schritt musste überprüft werden, ob die betrachtete Stichprobe X normalverteilt ist $X \sim \mathcal{N}(\mu, s^2)$. Die Normalverteilung $h_0(x)$ mit dem Erwartungswert μ und der Varianz s^2 ist gegeben durch:

$$h_0(x) = \frac{1}{s\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x-\mu}{s}\right)^2} \quad (\text{A.15})$$

Die Verteilungsfunktion der Normalverteilung ergibt sich aus:

$$H_0(x) = \frac{1}{s\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^x e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{l-\mu}{s}\right)^2} dl \quad (\text{A.16})$$

Die vorliegende Dissertation nutzte den Kolmogorow-Smirnow-Test als Prüfverfahren auf Normalverteilung. Die dort verwendete Nullhypothese H_0 besagt, dass die empirische Verteilungsfunktion $H_X(x)$ der Stichprobe X einer Normalverteilung $H_0(x)$ folgt, wobei als Erwartungswert μ der Mittelwert der Stichprobe X und als Varianz s^2 die quadrierte Standardabweichung s der Stichprobe X gewählt wird:

$$H_0 : H_X(x) = H_0(x)|_{\mu(X), s^2(X)} \quad (\text{A.17})$$

Die Alternativhypothese besagt, dass die Zufallsvariable X eine andere Wahrscheinlichkeitsverteilung besitzt.

$$H_1 : H_X(x) \neq H_0(x)|_{\mu(X), s^2(X)} \quad (\text{A.18})$$

Zur Überprüfung benötigt der Test die maximale absolute Differenz ϵ_{\max} aus allen Differenzen ϵ_{o_j} und ϵ_{u_j} , wobei ϵ_{o_j} und ϵ_{u_j} für jeden Beobachtungswert x_j wie folgt definiert sind:

$$\epsilon_{o_j} = |H_X(x_j) - H_0(x_j)|_{\mu(X), s^2(X)} \quad (\text{A.19})$$

$$\epsilon_{u_j} = |H_X(x_{j-1}) - H_0(x_j)|_{\mu(X), s^2(X)} \quad (\text{A.20})$$

mit $i = 1, \dots, J$ und $H_X(x_0) = 0$. Die Nullhypothese H_0 wird signifikant abgelehnt, wenn $\epsilon_{\max} > \epsilon_{\text{kritisch}}$. Der Wert $\epsilon_{\text{kritisch}}$ ist für ein Signifikanzniveaus von $\alpha = 0,05$ und einem Stichprobenumfang m von kleiner als 35 wie folgt festgelegt:

$$\epsilon_{\text{kritisch}} = \frac{1,358}{\sqrt{m}} \quad (\text{A.21})$$

Wenn der Stichprobenumfang m größer als 35 ist, gilt die folgende Formel:

$$\epsilon_{\text{kritisch}} = \frac{\sqrt{-0,5 \ln\left(\frac{\alpha}{2}\right)}}{\sqrt{m}} \quad (\text{A.22})$$

Bei Annahme der Nullhypothese kann davon ausgegangen werden, dass die Stichprobe X unter einem Signifikanzniveau von α normalverteilt ist.

Zweistichproben-t-Test für zwei unabhängig normalverteilte Stichproben

Vor der Durchführung des Zweistichproben-t-Test von zwei unabhängigen Grundgesamtheiten muss die Voraussetzung der Varianzhomogenität mit Hilfe des F -Test nach Fisher anhand der $F(df_1, df_2)$ -Verteilung überprüft werden. Der untersuchte Wert $F_{\text{Stichprobe}}$ hängt in diesem Zusammenhang von der jeweiligen Standardabweichung s_1 und s_2 der beiden Stichproben ab:

$$F_{\text{Stichprobe}} = \frac{s_1^2}{s_2^2} \quad (\text{A.23})$$

Der Umfang der jeweiligen Stichprobe m_1 und m_2 wird in den sogenannten Freiheitsgraden df_1 und df_2 festgehalten:

$$df_1 = m_1 - 1 \quad (\text{A.24})$$

$$df_2 = m_2 - 1 \quad (\text{A.25})$$

Die zu überprüfende Nullhypothese H_0 sagt aus, dass die Varianzen der beiden Grundgesamtheiten gleich sind:

$$H_0 : s_1^2 = s_2^2 \quad (\text{A.26})$$

Die Alternative H_1 besagt, dass ein Unterschied in der Varianz der beiden Grundgesamtheiten besteht:

$$H_1 : s_1^2 \neq s_2^2 \quad (\text{A.27})$$

Unter Verwendung des Signifikanzniveaus α und den Freiheitsgraden df_1 sowie df_2 wird die Nullhypothese H_0 signifikant abgelehnt, wenn $F_{\text{Stichprobe}} \geq F_{\text{kritisch}}$ ist. Es liegt Varianzheterogenität vor. Wenn $F_{\text{Stichprobe}} < F_{\text{kritisch}}$ gilt, liegt mit Beibehaltung der Nullhypothese H_0 Varianzhomogenität vor. Der Wert für F_{kritisch} befindet sich in einer F -Wert-Tabelle und ist in diesem Zusammenhang wie folgt definiert:

$$P(F(df_1, df_2) \geq F_{\text{kritisch}}) \leq (1 - \alpha) \quad (\text{A.28})$$

$P(F(df_1, df_2) \geq F_{\text{kritisch}})$ stellt in diesem Zusammenhang die Wahrscheinlichkeit dar, dass die $F(df_1, df_2)$ -Verteilung einen Wert kleiner oder gleich F_{kritisch} annimmt.

Der Zweistichproben-t-Test benötigt neben dem Freiheitsgrad df auch den t -Wert der Stichprobe $t_{\text{Stichprobe}}$. In Abhängigkeit davon, ob Varianzhomogenität oder Varianzheterogenität vorliegt, muss in die beiden folgenden Fälle unterschieden werden:

1. **Varianzhomogenität:** Im Falle einer Varianzhomogenität ist der t-Test für zwei unabhängige Grundgesamtheiten mit homogenen Varianzen wie folgt definiert, wobei μ_1 und μ_2 den jeweiligen Mittelwert der beiden Stichproben darstellt:

$$t_{\text{Stichprobe}} = \frac{\mu_1 - \mu_2}{\sqrt{\frac{(m_1-1) \cdot s_1^2 + (m_2-1) \cdot s_2^2}{m_1+m_2-2} \cdot \left(\frac{1}{m_1} + \frac{1}{m_2}\right)}} \quad (\text{A.29})$$

Der Freiheitsgrad beläuft sich auf $df = m_1 + m_2 - 2$.

2. **Varianzheterogenität:** In diesem Fall muss $t_{\text{Stichprobe}}$ anders berechnet werden:

$$t_{\text{Stichprobe}} = \frac{\mu_1 - \mu_2}{\sqrt{\frac{s_1^2}{m_1} + \frac{s_2^2}{m_2}}} \quad (\text{A.30})$$

Der Freiheitsgrad ist für heterogene Varianzen wie folgt definiert:

$$df = \frac{(m_1 - 1) \cdot (m_2 - 1)}{(m_2 - 1) \cdot c^2 + (m_1 - 1) \cdot (1 - e)^2} \quad (\text{A.31})$$

mit

$$e = \frac{\frac{s_1^2}{m_1}}{\frac{s_1^2}{m_1} + \frac{s_2^2}{m_2}} \quad (\text{A.32})$$

Es existiert ein rechtsseitiger, zweiseitiger oder linksseitiger Hypothesentest. Die dazugehörigen Ablehnungsbereiche für die Nullhypothese basierend auf dem gewählten Hypothesentest, dem Signifikanzniveau α , dem Freiheitsgrad df , der berechneten Werte $t_{\text{Stichprobe}}$ und t_{kritisch} sind in der Tab. A.13 ersichtlich. Der Wert für t_{kritisch} kann einer t -Wert-Tabelle entnommen werden.

Tabelle A.13: Ablehnungsbereiche für den Zweistichproben-t-Test für zwei unabhängige Grundgesamtheiten mit homogenen Varianzen.

Hypothese	H_0	H_1	Ablehnungsbereich	
rechtsseitig	$\mu_1 \leq \mu_2$	$\mu_1 > \mu_2$	$t_{\text{Stichprobe}} > t_{\text{kritisch}}$	$P(t(df) \geq t_{\text{kritisch}} H_0) \leq (1 - \alpha)$
zweiseitig	$\mu_1 = \mu_2$	$\mu_1 \neq \mu_2$	$ t_{\text{Stichprobe}} > t_{\text{kritisch}}$	$P(t(df) \geq t_{\text{kritisch}} H_0) \leq (1 - \frac{\alpha}{2})$
linksseitig	$\mu_1 \geq \mu_2$	$\mu_1 < \mu_2$	$t_{\text{Stichprobe}} < -t_{\text{kritisch}}$	$P(t(df) \geq t_{\text{kritisch}} H_0) \leq (1 - \alpha)$

Ein zusätzlicher Parameter im Rahmen des Hypothesentests ist der p -Wert. Er spiegelt die Wahrscheinlichkeit unter der Bedingung einer wahren Nullhypothese wider, dass dieses Stichprobenergebnis erhalten wird. In Abhängigkeit von der gewählten Hypothese ist er wie folgt definiert:

$$p_{\text{rechtsseitig}} = 1 - P(t(df) \geq t_{\text{Stichprobe}} | H_0) \quad (\text{A.33})$$

$$p_{\text{linksseitig}} = 1 - P(t(df) \leq t_{\text{Stichprobe}} | H_0) \quad (\text{A.34})$$

$$p_{\text{zweiseitig}} = 2 \cdot \min \{ p_{\text{rechtsseitig}}, p_{\text{linksseitig}} \} \quad (\text{A.35})$$

Der p -Wert gibt ebenfalls Aussage darüber, ob die Nullhypothese verworfen werden soll. Dies trifft zu, sobald $p < \alpha$ ist.

In der Tab. A.14 auf Seite 176 und Tab. A.15 auf Seite 177 sind die statistischen Untersuchungen zusammengefasst, die im Zuge der Evaluierung der Echtzeitnadelführung im Kapitel 6.2 und 6.3 von Seite 88 bis 107 entstanden sind. Die Tab. A.16 auf Seite 178 und Tab. A.17 auf Seite 179 zeigen die statistischen Untersuchungen der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie mit dem MPT des Kapitels 7.3.

Tabelle A.14: Ergebnisse der Zweistichproben-t-Test für zwei unabhängige Stichproben sowie der dazugehörigen Überprüfung auf Normalverteilung und Varianzhomogenität für die beiden Hypothesentests zur statistischen Untersuchung des durchschnittlichen gemessenen Fehlers und der benötigten Zeit während des Findens des Eintrittspunktes zwischen der Variante I (MPT) und Variante II (IFE).

Nullhypothese H_0	Freiheitsgrad	Signifikanzniveau	Wert Stichprobe	Kritischer Wert	p -Wert	H_0 angenommen?
<i>Stichprobe X: $\bar{F}_{\text{Eintritt I}_i}$, Stichprobe Y: $\bar{F}_{\text{Eintritt II}_i}$</i>						
$H_X(x) = H_0(x) _{\mu(X), s^2(X)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,19$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,43$	-	✓
$H_Y(x) = H_0(x) _{\mu(Y), s^2(Y)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,27$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,43$	-	✓
$s_X^2 = s_Y^2$	$df_1 = 9, df_2 = 9$	$\alpha = 0,05$	$F_{\text{Stichprobe}} = 0,30$	$F_{\text{kritisch}} = 3,18$	-	✓
$\mu_X \geq \mu_Y$	$df = 18$	$\alpha = 0,05$	$t_{\text{Stichprobe}} = -2,65$	$t_{\text{kritisch}} = 1,73$	$p = 0,008$	×
<i>Stichprobe X: $t_{\text{Eintritt I}_i}$, Stichprobe Y: $t_{\text{Eintritt II}_i}$</i>						
$H_X(x) = H_0(x) _{\mu(X), s^2(X)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,12$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,43$	-	✓
$H_Y(x) = H_0(x) _{\mu(Y), s^2(Y)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,23$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,43$	-	✓
$s_X^2 = s_Y^2$	$df_1 = 9, df_2 = 9$	$\alpha = 0,05$	$F_{\text{Stichprobe}} = 64,66$	$F_{\text{kritisch}} = 3,18$	-	×
$\mu_X \geq \mu_Y$	$df = 9,28$	$\alpha = 0,05$	$t_{\text{Stichprobe}} = -5,28$	$t_{\text{kritisch}} = 1,83$	$p = 0,0002$	×

Tabelle A.15: Ergebnisse der Zweistichproben-t-Test für zwei unabhängige Stichproben sowie der dazugehörigen Überprüfung auf Normalverteilung und Varianzhomogenität für die vier Hypothesentests zur statischen Untersuchung des durchschnittliche gemessenen Fehlers und der durchschnittlich benötigten Zeit während des Findens des Zielpunktes zwischen der Ärztgruppe und den Nicht-Ärzten.

Nullhypothese H_0	Freiheitsgrad	Signifikanzniveau	Wert Stichprobe	Kritischer Wert	p -Wert	H_0 angenommen?
<i>Stichprobe X: $\bar{F}_{\text{Nutzer}_{\text{Nicht-Ärzte}}}$, Stichprobe Y: $\bar{F}_{\text{Nutzer}_{\text{Ärzte}}}$</i>						
$H_X(x) = H_0(x) _{\mu(X),s^2(X)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,16$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,21$	-	✓
$H_Y(x) = H_0(x) _{\mu(Y),s^2(Y)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,10$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,21$	-	✓
$s_X^2 = s_Y^2$	$df_1 = 39, df_2 = 39$	$\alpha = 0,05$	$F_{\text{Stichprobe}} = 1,39$	$F_{\text{kritisch}} = 1,71$	-	✓
$\mu_X = \mu_Y$	$df = 78$	$\alpha = 0,05$	$t_{\text{Stichprobe}} = 0,31$	$t_{\text{kritisch}} = 1,99$	$p = 0,75$	✓
<i>Stichprobe X: $\bar{F}_{\text{System}_{\text{Nicht-Ärzte}}}$, Stichprobe Y: $\bar{F}_{\text{System}_{\text{Ärzte}}}$</i>						
$H_X(x) = H_0(x) _{\mu(X),s^2(X)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,17$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,21$	-	✓
$H_Y(x) = H_0(x) _{\mu(Y),s^2(Y)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,13$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,21$	-	✓
$s_X^2 = s_Y^2$	$df_1 = 39, df_2 = 39$	$\alpha = 0,05$	$F_{\text{Stichprobe}} = 1,00$	$F_{\text{kritisch}} = 1,71$	-	✓
$\mu_X = \mu_Y$	$df = 78$	$\alpha = 0,05$	$t_{\text{Stichprobe}} = -0,83$	$t_{\text{kritisch}} = 1,99$	$p = 0,41$	✓
<i>Stichprobe X: $\bar{F}_{\text{Gesamt}_{\text{Nicht-Ärzte}}}$, Stichprobe Y: $\bar{F}_{\text{Gesamt}_{\text{Ärzte}}}$</i>						
$H_X(x) = H_0(x) _{\mu(X),s^2(X)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,10$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,21$	-	✓
$H_Y(x) = H_0(x) _{\mu(Y),s^2(Y)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,14$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,21$	-	✓
$s_X^2 = s_Y^2$	$df_1 = 39, df_2 = 39$	$\alpha = 0,05$	$F_{\text{Stichprobe}} = 1,28$	$F_{\text{kritisch}} = 1,71$	-	✓
$\mu_X = \mu_Y$	$df = 78$	$\alpha = 0,05$	$t_{\text{Stichprobe}} = 0,09$	$t_{\text{kritisch}} = 1,99$	$p = 0,93$	✓
<i>Stichprobe X: $t_{\text{Ziel}_{\text{Nicht-Ärzte}}}$, Stichprobe Y: $t_{\text{Ziel}_{\text{Ärzte}}}$</i>						
$H_X(x) = H_0(x) _{\mu(X),s^2(X)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,13$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,21$	-	✓
$H_Y(x) = H_0(x) _{\mu(Y),s^2(Y)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,15$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,21$	-	✓
$s_X^2 = s_Y^2$	$df_1 = 39, df_2 = 39$	$\alpha = 0,05$	$F_{\text{Stichprobe}} = 0,66$	$F_{\text{kritisch}} = 1,71$	-	✓
$\mu_X = \mu_Y$	$df = 78$	$\alpha = 0,05$	$t_{\text{Stichprobe}} = 1,37$	$t_{\text{kritisch}} = 1,99$	$p = 0,17$	✓

Tabelle A.16: Ergebnisse der Zweistichproben-t-Test für zwei unabhängige Stichproben sowie der dazugehörigen Überprüfung auf Normalverteilung und Varianzhomogenität für die Hypothesentests eins bis vier zur statischen Untersuchung des durchschnittlichen Fehlers $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ zwischen externen Temperatursensor und MRT-Messung für verschiedene Experimente i .

Nullhypothese H_0	Freiheitsgrad	Signifikanzniveau	Wert Stichprobe	Kritischer Wert	p -Wert	H_0 angenommen?
<i>Stichprobe X: $F_{\text{Sensor}_{k-1,1}}$, Stichprobe Y: $F_{\text{Sensor}_{k-1,3}}$</i>						
$H_X(x) = H_0(x) _{\mu(X),s^2(X)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,11$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$H_Y(x) = H_0(x) _{\mu(Y),s^2(Y)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,12$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$s_X^2 = s_Y^2$	$df_1 = 38, df_2 = 38$	$\alpha = 0,05$	$F_{\text{Stichprobe}} = 0,03$	$F_{\text{kritisch}} = 1,72$	-	✓
$\mu_X = \mu_Y$	$df = 76$	$\alpha = 0,05$	$t_{\text{Stichprobe}} = -7,53$	$t_{\text{kritisch}} = 1,99$	$p = 0,00$	×
<i>Stichprobe X: $F_{\text{Sensor}_{k-1,3}}$, Stichprobe Y: $F_{\text{Sensor}_{k-1,2}}$</i>						
$H_X(x) = H_0(x) _{\mu(X),s^2(X)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,12$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$H_Y(x) = H_0(x) _{\mu(Y),s^2(Y)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,22$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	×
<i>Stichprobe X: $F_{\text{Sensor}_{k-1,4}}$, Stichprobe Y: $F_{\text{Sensor}_{k-1,6}}$</i>						
$H_X(x) = H_0(x) _{\mu(X),s^2(X)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,10$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$H_Y(x) = H_0(x) _{\mu(Y),s^2(Y)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,13$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$s_X^2 = s_Y^2$	$df_1 = 38, df_2 = 38$	$\alpha = 0,05$	$F_{\text{Stichprobe}} = 0,03$	$F_{\text{kritisch}} = 1,72$	-	✓
$\mu_X = \mu_Y$	$df = 76$	$\alpha = 0,05$	$t_{\text{Stichprobe}} = -6,23$	$t_{\text{kritisch}} = 1,99$	$p = 0,00$	×
<i>Stichprobe X: $F_{\text{Sensor}_{k-1,6}}$, Stichprobe Y: $F_{\text{Sensor}_{k-1,5}}$</i>						
$H_X(x) = H_0(x) _{\mu(X),s^2(X)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,13$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$H_Y(x) = H_0(x) _{\mu(Y),s^2(Y)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,16$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$s_X^2 = s_Y^2$	$df_1 = 38, df_2 = 38$	$\alpha = 0,05$	$F_{\text{Stichprobe}} = 0,00$	$F_{\text{kritisch}} = 1,72$	-	✓
$\mu_X \geq \mu_Y$	$df = 76$	$\alpha = 0,05$	$t_{\text{Stichprobe}} = -8,29$	$t_{\text{kritisch}} = 1,67$	$p = 0,00$	×

Tabelle A.17: Ergebnisse der Zweistichproben-t-Test für zwei unabhängige Stichproben sowie der dazugehörigen Überprüfung auf Normalverteilung und Varianzhomogenität für die Hypothesentests fünf bis acht zur statischen Untersuchung des durchschnittlichen Fehlers $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ zwischen externen Temperatursensor und MRT-Messung für verschiedene Experimente i .

Nullhypothese H_0	Freiheitsgrad	Signifikanzniveau	Wert Stichprobe	Kritischer Wert	p -Wert	H_0 angenommen?
<i>Stichprobe X: $F_{\text{Sensor}_{k-1,4}}$, Stichprobe Y: $F_{\text{Sensor}_{k-1,7}}$</i>						
$H_X(x) = H_0(x) _{\mu(X),s^2(X)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,10$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$H_Y(x) = H_0(x) _{\mu(Y),s^2(Y)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,16$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$s_X^2 = s_Y^2$	$df_1 = 38, df_2 = 38$	$\alpha = 0,05$	$F_{\text{Stichprobe}} = 0,22$	$F_{\text{kritisch}} = 1,72$	-	✓
$\mu_X = \mu_Y$	$df = 76$	$\alpha = 0,05$	$t_{\text{Stichprobe}} = -3,40$	$t_{\text{kritisch}} = 1,99$	$p = 0,0011$	×
<i>Stichprobe X: $F_{\text{Sensor}_{k-1,9}}$, Stichprobe Y: $F_{\text{Sensor}_{k-1,8}}$</i>						
$H_X(x) = H_0(x) _{\mu(X),s^2(X)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,18$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$H_Y(x) = H_0(x) _{\mu(Y),s^2(Y)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,20$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$s_X^2 = s_Y^2$	$df_1 = 38, df_2 = 38$	$\alpha = 0,05$	$F_{\text{Stichprobe}} = 0,17$	$F_{\text{kritisch}} = 1,72$	-	✓
$\mu_X \geq \mu_Y$	$df = 76$	$\alpha = 0,05$	$t_{\text{Stichprobe}} = -3,61$	$t_{\text{kritisch}} = 1,67$	$p = 0,0003$	×
<i>Stichprobe X: $F_{\text{Sensor}_{k-1,9}}$, Stichprobe Y: $F_{\text{Sensor}_{k-1,11}}$</i>						
$H_X(x) = H_0(x) _{\mu(X),s^2(X)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,18$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$H_Y(x) = H_0(x) _{\mu(Y),s^2(Y)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,16$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$s_X^2 = s_Y^2$	$df_1 = 38, df_2 = 38$	$\alpha = 0,05$	$F_{\text{Stichprobe}} = 1,24$	$F_{\text{kritisch}} = 1,72$	-	✓
$\mu_X = \mu_Y$	$df = 76$	$\alpha = 0,05$	$t_{\text{Stichprobe}} = -2,01$	$t_{\text{kritisch}} = 1,99$	$p = 0,0478$	×
<i>Stichprobe X: $F_{\text{Sensor}_{k-1,11}}$, Stichprobe Y: $F_{\text{Sensor}_{k-1,10}}$</i>						
$H_X(x) = H_0(x) _{\mu(X),s^2(X)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,16$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$H_Y(x) = H_0(x) _{\mu(Y),s^2(Y)}$	-	$\alpha = 0,05$	$\epsilon_{\max} = 0,11$	$\epsilon_{\text{kritisch}} = 0,22$	-	✓
$s_X^2 = s_Y^2$	$df_1 = 38, df_2 = 38$	$\alpha = 0,05$	$F_{\text{Stichprobe}} = 0,03$	$F_{\text{kritisch}} = 1,72$	-	✓
$\mu_X \geq \mu_Y$	$df = 76$	$\alpha = 0,05$	$t_{\text{Stichprobe}} = -8,02$	$t_{\text{kritisch}} = 1,67$	$p = 0,00$	×

A.7 Korrektur des Phasendriffs in der Thermometrie

Wie bereits im Kapitel 7.2 beschrieben, wird zur Korrektur des Drifts ΔB des statischen Hauptmagnetfeldes und dem daraus resultierenden Phasen- und Temperaturdrift die gemessene Phase ϕ_{Fett} in den Referenzgläsern verwendet. Diese enthalten Butter als Referenzmaterial. Die zur Korrektur verwendete Formel soll im Folgenden hergeleitet werden.

Wie bereits im Kapitel 2.1.2 beschrieben, gilt für die Phase von wasserhaltigen Gewebe $\phi_{\text{H}_2\text{O}}$ unter der Voraussetzung, dass das MRT auf die Resonanzfrequenz von Wasser eingestellt ist, folgende Beschreibung:

$$\phi_{\text{H}_2\text{O}}(T, B) = 2\pi\gamma(1 - \alpha T)Bt_{\text{TE}} + \phi_0 \quad (\text{A.36})$$

mit der resultierenden Differenz $\Delta\phi_{\text{H}_2\text{O}}(T, B)$:

$$\Delta\phi_{\text{H}_2\text{O}} = 2\pi\gamma(1 - \alpha(T_0 + \Delta T))(B_0 + \Delta B)t_{\text{TE}} - 2\pi\gamma(1 - \alpha T_0)B_0t_{\text{TE}} \quad (\text{A.37})$$

Die Gleichung (A.37) kann wie folgt umgestellt werden:

$$\Delta T = \frac{\Delta B}{\alpha(B_0 + \Delta B)} - \frac{\Delta\phi_{\text{H}_2\text{O}}}{2\pi\gamma t_{\text{TE}}\alpha(B_0 + \Delta B)} - T_0 \frac{\Delta B}{B_0 + \Delta B} \quad (\text{A.38})$$

Laut *El-Sharkawy et al.* variiert das Hauptmagnetfeld in Größenordnungen von circa 0,8-2,5 ppm [37]. Entsprechend ist der Summenwert $B_0 + \Delta B$ zu B_0 vereinfachbar:

$$\Delta T = \frac{\Delta B}{\alpha B_0} - \frac{\Delta\phi_{\text{H}_2\text{O}}}{2\pi\gamma t_{\text{TE}}\alpha B_0} \quad (\text{A.39})$$

Fetthaltige Materialien weisen einen sehr viel geringen Temperaturkoeffizienten auf, wodurch die resultierende Phasenänderung infolge einer Temperaturänderung vernachlässigbar ist [163, 164]. Allerdings besitzen fetthaltige Materialien eine geringfügig kleinere Resonanzfrequenz, welches durch den Term $(1 - \sigma_{\text{Fett}})$ ihren Ausdruck bekommt (menschliches Fett z.B. $\sigma_{\text{Fett}} = 3,35$ ppm [27]) und die Phase wie folgt beeinflusst:

$$\phi_{\text{Fett}}(B) = 2\pi\gamma(1 - \sigma_{\text{Fett}})Bt_{\text{TE}} + \phi_0 \quad (\text{A.40})$$

Somit ist ersichtlich, dass die Phase des fetthaltigen Materials nur vom zeitlich und örtlich variierenden Feld B abhängig ist. Im Umkehrschluss bedeutet das, dass die Phasendifferenz $\Delta\phi_{\text{Fett}}$ genutzt werden kann, um den Drift des Hauptmagnetfeldes ΔB zu ermitteln.

$$\Delta\phi_{\text{Fett}} = \phi_{\text{Fett}}(B_0 + \Delta B) - \phi_{\text{Fett}}(B_0) = 2\pi\gamma(1 - \sigma_{\text{Fett}})\Delta B t_{\text{TE}} \quad (\text{A.41})$$

$$\Delta B = \frac{\Delta\phi_{\text{Fett}}}{2\pi\gamma(1 - \sigma_{\text{Fett}})t_{\text{TE}}} \quad (\text{A.42})$$

Entsprechend kann ΔB in der Formel (A.39) durch die Gleichung (A.42) ersetzt werden:

$$\Delta T = \frac{\Delta\phi_{\text{Fett}}}{2\pi\gamma t_{\text{TE}}\alpha B_0 - 2\pi\gamma t_{\text{TE}}\sigma_{\text{Fett}}\alpha B_0} - \frac{\Delta\phi_{\text{H}_2\text{O}}}{2\pi\gamma t_{\text{TE}}\alpha B_0} \quad (\text{A.43})$$

Mit der Annahme, dass σ_{Fett} gegenüber α vernachlässigbar ist, vereinfacht sich die Formel zu:

$$\Delta T = \frac{\Delta\phi_{\text{Fett}} - \Delta\phi_{\text{H}_2\text{O}}}{2\pi\gamma t_{\text{TE}}\alpha B_0} \quad (\text{A.44})$$

Somit kann der Phasendrift infolge der Hauptmagnetfeldänderung ΔB durch die Verwendung zusätzlicher fetthaltiger Referenzmaterialien korrigiert werden.

Literaturverzeichnis

- [1] Fischbach, Frank; Bunke, Jürgen; Thormann, Markus; Gaffke, Gunnar; Jungnickel, Kerstin; Smink, Jouke; und Rieke, Jens: MR-GUIDED FREEHAND BIOPSY OF LIVER LESIONS WITH FAST CONTINUOUS IMAGING USING A 1.0-T OPEN MRI SCANNER: EXPERIENCE IN 50 PATIENTS. *CardioVascular and Interventional Radiology*, 34(1):188–192, 2011.
- [2] Silverman, Stuart G.; Collick, Bruce D.; Figueira, Michael R.; Khorasani, Ramin; Adams, Douglass F.; Newman, Robert W.; Topulos, George P.; und Jolesz, Ferenc A.: INTERACTIVE MR-GUIDED BIOPSY IN AN OPEN-CONFIGURATION MR IMAGING SYSTEM. *Radiology*, 197(1):175–181, 1995.
- [3] Kariniemi, Juho; T. Blanco Sequeiros, Roberto; Ojala, Risto; und Tervonen, Osmo: MRI-GUIDED ABDOMINAL BIOPSY IN A 0.23-T OPEN-CONFIGURATION MRI SYSTEM. *European Radiology*, 15(6):1256–1262, 2005.
- [4] Rempp, Hansjörg; Loh, Henning; Hoffmann, Rüdiger; Rothgang, Eva; Pan, Li; Claussen, Claus D.; und Clasen, Stephan: LIVER LESION CONSPICUITY DURING REAL-TIME MR-GUIDED RADIOFREQUENCY APPLICATOR PLACEMENT USING SPOILED GRADIENT ECHO AND BALANCED STEADY-STATE FREE PRECESSION IMAGING. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 40(2):432–439, 2014.
- [5] Weiss, Clifford R.; Nour, Sherif Gamal; und Lewin, Jonathan S.: MR-GUIDED BIOPSY: A REVIEW OF CURRENT TECHNIQUES AND APPLICATIONS. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 27(2):311–325, 2008.
- [6] Morikawa, Shigehiro; Inubushi, Toshiro; Kurumi, Yoshimasa; Naka, Shigeyuki; Sato, Ko-ichiro; Tani, Tohru; Haque, Hasnine A.; Tokuda, Jun-ichi; und Hata, Nobuhiko: NEW ASSISTIVE DEVICES FOR MR-GUIDED MICROWAVE THERMOCOAGULATION OF LIVER TUMORS. *Academic Radiology*, 10(2):180–188, 2003.
- [7] Clifford, Mark A.; Banovac, Filip; Levy, Elliot; und Cleary, Kevin: ASSESSMENT OF HEPATIC MOTION SECONDARY TO RESPIRATION FOR COMPUTER ASSISTED INTERVENTIONS. *Computer Aided Surgery*, 7(5):291–299, 2002.
- [8] Hoffmann, Ruediger; Thomas, Christoph; Rempp, Hansjorg; Schmidt, Diethard; Pereira, Philippe L.; Claussen, Claus D.; und Clasen, Stephan: PERFORMING MR-GUIDED BIOPSIES IN CLINICAL ROUTINE: FACTORS THAT INFLUENCE ACCURACY AND PROCEDURE TIME. *European Radiology*, 22(3):663–671, 2012.

- [9] Boss, Andreas; Rempp, Hansjorg; Martirosian, Petros; Clasen, Stephan; Schraml, Christina; Stenzl, Arnulf; Claussen, Claus D.; Schick, Fritz; und Pereira, Philippe L.: WIDE-BORE 1.5 TESLA MR IMAGERS FOR GUIDANCE AND MONITORING OF RADIOFREQUENCY ABLATION OF RENAL CELL CARCINOMA: INITIAL EXPERIENCE ON FEASIBILITY. *European Radiology*, 18(7):1449–1455, 2008.
- [10] Fischer, Gregory S.; Deguet, Anton; Schlattman, Daniel; Taylor, Russell; Fayad, Laura; Zinreich, S. James; und Fichtinger, Gabor: MRI IMAGE OVERLAY: APPLICATIONS TO ARTHROGRAPHY NEEDLE INSERTION. *Studies in Health Technology and Informatics*, 119:150–155, 2006.
- [11] Moche, Michael; Zajonz, Dirk; Kahn, Thomas; und Busse, Harald: MRI-GUIDED PROCEDURES IN VARIOUS REGIONS OF THE BODY USING A ROBOTIC ASSISTANCE SYSTEM IN A CLOSED-BORE SCANNER: PRELIMINARY CLINICAL EXPERIENCE AND LIMITATIONS. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 31(4):964–974, 2010.
- [12] Busse, Harald; Garnov, Nikita; Thörmer, Gregor; Zajonz, Dirk; Gründer, Wilfried; Kahn, Thomas; und Moche, Michael: FLEXIBLE ADD-ON SOLUTION FOR MR IMAGE-GUIDED INTERVENTIONS IN A CLOSED-BORE SCANNER ENVIRONMENT. *Magnetic Resonance in Medicine*, 64(3):922–928, 2010.
- [13] Fahrig, Rebecca; Butts, Kim; Rowlands, John A.; Saunders, Rowland; Stanton, John; Stevens, Grant M.; Daniel, Bruce L.; Wen, Zhifei; Ergun, David L.; und Pelc, Norbert J.: A TRULY HYBRID INTERVENTIONAL MR/X-RAY SYSTEM. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 13(2):294–300, 2001.
- [14] Barkhausen, Jörg; Kahn, Thomas; Krombach, Gabriele A.; Kuhl, Christiane K.; Lotz, Joachim; Maintz, David; Rieke, Jens; Schönberg, Stefan O.; Vogl, Thomas J.; und Wacker, Frank K.: WHITE PAPER: INTERVENTIONELLE MRT: STATUS QUO UND ENTWICKLUNGSPOTENZIAL UNTER ÖKONOMISCHEN PERSPEKTIVEN, TEIL 1: GENERELLE ANWENDUNGEN. *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, 189(7):611–623, 2017.
- [15] Rothgang, Eva; Gilson, Wesley D.; Wacker, Frank; Hornegger, Joachim; Lorenz, Christine H.; und Weiss, Clifford R.: RAPID FREEHAND MR-GUIDED PERCUTANEOUS NEEDLE INTERVENTIONS: AN IMAGE-BASED APPROACH TO IMPROVE WORKFLOW AND FEASIBILITY. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 37(5):1202–1212, 2013.
- [16] Bock, Michael und Wacker, Frank K.: MR-GUIDED INTRAVASCULAR INTERVENTIONS: TECHNIQUES AND APPLICATIONS. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 27(2):326–338, 2008.
- [17] Auboiroux, Vincent; Petrusca, Lorena; Viallon, Magalie; Muller, Arnaud; Terraz, Sylvain; Breguet, Romain; Montet, Xavier; Becker, Christoph D.; und Salomir, Rares: RESPIRATORY-

- GATED MRGHIFU IN UPPER ABDOMEN USING AN MR-COMPATIBLE IN-BORE DIGITAL CAMERA. *BioMed Research International*, 2014:421726, 2014.
- [18] Christoforou, Eftychios; Akbudak, Erbil; Ozcan, Alpay; Karanikolas, Menelaos; und Tsekos, Nikolaos V.: PERFORMANCE OF INTERVENTIONS WITH MANIPULATOR-DRIVEN REAL-TIME MR GUIDANCE: IMPLEMENTATION AND INITIAL IN VITRO TESTS. *Magnetic Resonance Imaging*, 25(1):69–77, 2007.
- [19] Hata, Nobuhiko; Tokuda, Junichi; Hurwitz, Shelley; und Morikawa, Shigehiro: MRI-COMPATIBLE MANIPULATOR WITH REMOTE-CENTER-OF-MOTION CONTROL. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 27(5):1130–1138, 2008.
- [20] Hushek, Stephen G.; Martin, Alastair J.; Steckner, Michael; Bosak, Elyakim; Debbins, Josef; und Kucharzyk, Walter: MR SYSTEMS FOR MRI-GUIDED INTERVENTIONS. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 27(2):253–266, 2008.
- [21] Wolbarst, Anthony B.; Karellas, Andrew; Krupinski, Elizabeth A.; Hendee, William R.; und Cook, Gordon: ADVANCES IN MEDICAL PHYSICS. *Medical Physics Publishing, Madison, Wis.*, 2010.
- [22] Wacker, Frank K.; Vogt, Sebastian; Khamene, Ali; Jesberger, John A.; Nour, Sherif G.; Elgort, Daniel R.; Sauer, Frank; Duerk, Jeffrey L.; und Lewin, Jonathan S.: AN AUGMENTED REALITY SYSTEM FOR MR IMAGE-GUIDED NEEDLE BIOPSY: INITIAL RESULTS IN A SWINE MODEL. *Radiology*, 238(2):497–504, 2006.
- [23] Moche, Michael; Heinig, Susann; Garnov, Nikita; Fuchs, Jochen; Petersen, Tim-Ole; Seider, Daniel; Brandmaier, Philipp; Kahn, Thomas; und Busse, Harald: NAVIGATED MRI-GUIDED LIVER BIOPSIES IN A CLOSED-BORE SCANNER: EXPERIENCE IN 52 PATIENTS. *European Radiology*, 26(8):2462–2470, 2016.
- [24] Barkhausen, Jörg; Kahn, Thomas; Krombach, Gabriele A.; Kuhl, Christiane K.; Lotz, Joachim; Maintz, David; Ricke, Jens; Schönberg, Stefan O.; Vogl, Thomas J.; und Wacker, Frank K.: WHITE PAPER: INTERVENTIONELLE MRT: STATUS QUO UND ENTWICKLUNGSPOTENZIAL UNTER ÖKONOMISCHEN PERSPEKTIVEN, TEIL 2: THERAPEUTISCHE UND ONKOLOGISCHE ANWENDUNGEN. *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, 2017.
- [25] Weidensteiner, Claudia; Kerioui, Nouredine; Quesson, Bruno; Senneville, Baudoin Denis ; Trillaud, Herve; und Moonen, Chrit T. W.: STABILITY OF REAL-TIME MR TEMPERATURE MAPPING IN HEALTHY AND DISEASED HUMAN LIVER. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 19(4):438–446, 2004.
- [26] Reiser, Maximilian und Semmler, Wolfhard: MAGNETRESONANZTOMOGRAPHIE. *Springer, Berlin*, 1997.

- [27] Haacke, E. Mark; Brown, Robert W.; Thompson, Michael R.; und Venkatesan, Ramesh: MAGNETIC RESONANCE IMAGING: PHYSICAL PRINCIPLES AND SEQUENCE DESIGN. Wiley, New York, 1999.
- [28] Dössel, Olaf: BILDGEBENDE VERFAHREN IN DER MEDIZIN: VON DER TECHNIK ZUR MEDIZINISCHEN ANWENDUNG. Springer, Berlin, 1999.
- [29] Maier, Florian: MAGNETRESONANZBILDGEBUNG ZUR FÜHRUNG UND ÜBERWACHUNG MINIMALINVASIVER THERMOTHERAPIEN. Diss., Universität Karlsruhe, Karlsruhe, 2012.
- [30] Bernstein, Matt A.; King, Kevin Franklin; und Zhou, Xiaohong Joe: HANDBOOK OF MRI PULSE SEQUENCES. Academic Press, Amsterdam and Boston, 2004.
- [31] Paschal, Cynthia B. und Morris, H. Douglas: K-SPACE IN THE CLINIC. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 19(2):145–159, 2004.
- [32] Healthineers, Siemens: IDEA USERS GUIDE: INTEGRATED DEVELOPMENT ENVIRONMENT FOR APPLICATIONS SYNGO MR D13A. Handbuch, Erlangen, Deutschland, 2012.
- [33] Rieke, Viola und Butts Pauly, Kim: MR THERMOMETRY. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 27(2):376–390, 2008.
- [34] Ishihara, Yasutoshi; Calderon, Arturo; Watanabe, Hidehiro; Okamoto, Kazuya; Suzuki, Yoshinori; Kuroda, Kagayaki; und Suzuki, Yutaka: A PRECISE AND FAST TEMPERATURE MAPPING USING WATER PROTON CHEMICAL SHIFT. *Magnetic Resonance in Medicine*, 34(6):814–823, 1995.
- [35] Poorter, John De: NONINVASIVE MRI THERMOMETRY WITH THE PROTON RESONANCE FREQUENCY METHOD: STUDY OF SUSCEPTIBILITY EFFECTS. *Magnetic Resonance in Medicine*, 34(3):359–367, 1995.
- [36] Poorter, John De; Wagter, Carlos De; Deene, Yves De; Thomsen, Carsten; Ståhlberg, Freddy; und Achten, Eric: NONINVASIVE MRI THERMOMETRY WITH THE PROTON RESONANCE FREQUENCY (PRF) METHOD: IN VIVO RESULTS IN HUMAN MUSCLE. *Magnetic Resonance in Medicine*, 33(1):74–81, 1995.
- [37] El-Sharkawy, AbdEl Monem; Schär, Michael; Bottomley, Paul A.; und Atalar, Ergin: MONITORING AND CORRECTING SPATIO-TEMPORAL VARIATIONS OF THE MR SCANNER'S STATIC MAGNETIC FIELD. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 19(5):223–236, 2006.
- [38] Shmatukha, Andriy V.; Harvey, Paul R.; und Bakker, Chris J. G.: CORRECTION OF PROTON RESONANCE FREQUENCY SHIFT TEMPERATURE MAPS FOR MAGNETIC FIELD DISTURBANCES USING FAT SIGNAL. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 25(3):579–587, 2007.

- [39] Wyatt, Cory; Soher, Brian; Maccarini, Paolo; Charles, H. Cecil; Stauffer, Paul; und Macfall, James: HYPERTHERMIA MRI TEMPERATURE MEASUREMENT: EVALUATION OF MEASUREMENT STABILISATION STRATEGIES FOR EXTREMITY AND BREAST TUMOURS. *International Journal of Hyperthermia*, 25(6):422–433, 2009.
- [40] Senneville, Baudouin Denisde ; Roujol, Sébastien; Moonen, Chrit; und Ries, Mario: MOTION CORRECTION IN MR THERMOMETRY OF ABDOMINAL ORGANS: A COMPARISON OF THE REFERENCELESS VS. THE MULTIBASELINE APPROACH. *Magnetic Resonance in Medicine*, 64(5):1373–1381, 2010.
- [41] Kickhefel, Antje; Rosenberg, Christian; Weiss, Clifford R.; Rempp, Hansjorg; Roland, Joerg; Schick, Fritz; und Hosten, Norbert: CLINICAL EVALUATION OF MR TEMPERATURE MONITORING OF LASER-INDUCED THERMOTHERAPY IN HUMAN LIVER USING THE PROTON-RESONANCE-FREQUENCY METHOD AND PREDICTIVE MODELS OF CELL DEATH. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 33(3):704–712, 2011.
- [42] Gellermann, Johanna; Wlodarczyk, Waldemar; Feussner, A.; Fahling, H.; Nadobny, J.; Hildebrandt, B.; Felix, R.; und Wust, P.: METHODS AND POTENTIALS OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING FOR MONITORING RADIOFREQUENCY HYPERTHERMIA IN A HYBRID SYSTEM. *International Journal of Hyperthermia*, 21(6):497–513, 2005.
- [43] Wyatt, Cory R.; Soher, Brian J.; und MacFall, James R.: CORRECTION OF BREATHING-INDUCED ERRORS IN MAGNETIC RESONANCE THERMOMETRY OF HYPERTHERMIA USING MULTIECHO FIELD FITTING TECHNIQUES. *Medical Physics*, 37(12):6300–6309, 2010.
- [44] Siemens Healthcare GmbH: SIEMENS HEALTHINEERS. Erlangen, Deutschland: Internet (2017-07-07 <https://www.healthcare.siemens.de/>).
- [45] Vince, John: QUATERNIONS FOR COMPUTER GRAPHICS. Springer, London, 2011.
- [46] Vince, John: ROTATION TRANSFORMS FOR COMPUTER GRAPHICS. Springer, London, 2011.
- [47] Metria Innovation, Inc.: MOIRÉ PHASE TRACKING SYSTEM USER MANUAL: MODEL MT 384IB. Handbuch, Milwaukee, Vereinigte Staaten von Amerika, 2012.
- [48] Armstrong, Brian S. R.; Verron, Thomas; Heppe, Lee; Reynolds, Jim; und Schmidt, Karl: RGR-3D: SIMPLE, CHEAP DETECTION OF 6-DOF POSE FOR TELEOPERATION, AND ROBOT PROGRAMMING AND CALIBRATION. *Proceedings 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Washington DC, Vereinigte Staaten von Amerika, Seiten 2938–2943, 2002.
- [49] Maclaren, Julian; Armstrong, Brian S. R.; Barrows, Robert T.; Danishad, K. A.; Ernst, Thomas; Foster, Colin L.; Gumus, Kazim; Herbst, Michael; Kadashevich, Ilja Y.; Kusik, Todd P.;

- Li, Qiaotian; Lovell-Smith, Cris; Prieto, Thomas; Schulze, Peter; Speck, Oliver; Stucht, Daniel; und Zaitsev, Maxim: MEASUREMENT AND CORRECTION OF MICROSCOPIC HEAD MOTION DURING MAGNETIC RESONANCE IMAGING OF THE BRAIN. *PLOS ONE*, 7(11):e48088, 2012.
- [50] Metria Innovation, Inc.: METRIA INNOVATION. Milwaukee, Vereinigte Staaten von Amerika: Internet (2016-04-01 www.metriainnovation.com).
- [51] Stucht, Daniel; Danishad, K. Appu; Schulze, Peter; Godenschweger, Frank; Zaitsev, Maxim; und Speck, Oliver: HIGHEST RESOLUTION IN VIVO HUMAN BRAIN MRI USING PROSPECTIVE MOTION CORRECTION. *PLOS ONE*, 10(7):e0133921, 2015.
- [52] Zaitsev, Maxim; Dold, Christian; Sakas, Georgios; Hennig, Jürgen; und Speck, Oliver: MAGNETIC RESONANCE IMAGING OF FREELY MOVING OBJECTS: PROSPECTIVE REAL-TIME MOTION CORRECTION USING AN EXTERNAL OPTICAL MOTION TRACKING SYSTEM. *NeuroImage*, 31(3):1038–1050, 2006.
- [53] Jemal, Ahmedin; Bray, Freddie; Center, Melissa M.; Ferlay, Jacques; Ward, Elizabeth; und Forman, David: GLOBAL CANCER STATISTICS. *A Cancer Journal for Clinicians*, 61(2):69–90, 2011.
- [54] El-Serag, Hashem B.: HEPATOCELLULAR CARCINOMA. *The New England Journal of Medicine*, 365(12):1118–1127, 2011.
- [55] Hassan, Manal M.; Hwang, Lu-Yu; Hatten, Chiq J.; Swaim, Mark; Li, Donghui; Abbruzzese, James L.; Beasley, Palmer; und Patt, Yehuda Z.: RISK FACTORS FOR HEPATOCELLULAR CARCINOMA: SYNERGISM OF ALCOHOL WITH VIRAL HEPATITIS AND DIABETES MELLITUS. *Hepatology*, 36(5):1206–1213, 2002.
- [56] Ferlay, Jacques; Shin, Hai-Rim; Bray, Freddie; Forman, David; Mathers, Colin; und Parkin, Donald Maxwell: ESTIMATES OF WORLDWIDE BURDEN OF CANCER IN 2008: GLOBOCAN 2008. *International Journal of Cancer*, 127(12):2893–2917, 2010.
- [57] Ascha, Mustafa S.; Hanouneh, Ibrahim A.; Lopez, Rocio; Tamimi, Tarek Abu-Rajab; Feldstein, Ariel F.; und Zein, Nizar N.: THE INCIDENCE AND RISK FACTORS OF HEPATOCELLULAR CARCINOMA IN PATIENTS WITH NONALCOHOLIC STEATOHEPATITIS. *Hepatology*, 51(6):1972–1978, 2010.
- [58] Malek, Nisar P.; Schmidt, Sebastian; Huber, Petra; Manns, Michael P.; und Greten, Tim F.: THE DIAGNOSIS AND TREATMENT OF HEPATOCELLULAR CARCINOMA. *Deutsches Ärzteblatt International*, 111(7):101–106, 2014.
- [59] Chu, Katrina F. und Dupuy, Damian E.: THERMAL ABLATION OF TUMOURS: BIOLOGICAL MECHANISMS AND ADVANCES IN THERAPY. *Nature Reviews Cancer*, 14(3):199–208, 2014.

- [60] Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie: INTERVENTIONELLE MAGNETRESONANZTOMOGRAPHIE. Medizinische Hochschule Hannover, Hannover, Deutschland, 2017.
- [61] Institut für Pathologie, Otto-von-Guericke Universität Magdeburg: HEPATIZELLULÄRES KARZINOM. Magdeburg, Deutschland: Internet (2017-07-07 https://de.pathowiki.org/wiki/Hepatozellul%C3%A4res_Karzinom).
- [62] Silverman, Stuart G.; Tuncali, Kemal; Adams, Douglass F.; Sonnenberg, Eric van; Zou, Kelly H.; Kacher, Daniel F.; Morrison, Paul R.; und Jolesz, Ferenc A.: MR IMAGING-GUIDED PERCUTANEOUS CRYOTHERAPY OF LIVER TUMORS: INITIAL EXPERIENCE. *Radiology*, 217(3):657–664, 2000.
- [63] Haage, Patrick und Tacke, Josef: MRI-CONTROLLED PERCUTANEOUS CRYOTHERAPY OF LIVER METASTASES. *Der Radiologe*, 41(1):77–83, 2001.
- [64] Tacke, Josef; Adam, Gerhard; Haage, Patrick; Sellhaus, Bernd; Grosskortenhau, Stefanie; und Gunther, Rolf W.: MR-GUIDED PERCUTANEOUS CRYOTHERAPY OF THE LIVER: IN VIVO EVALUATION WITH HISTOLOGIC CORRELATION IN AN ANIMAL MODEL. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 13(1):50–56, 2001.
- [65] Celicanin, Zarko; Auboiroux, Vincent; Bieri, Oliver; Petrusca, Lorena; Natsuaki, Yutaka; Santini, Francesco; Viallon, Magalie; Scheffler, Klaus; und Salomir, Rares: HYBRID US-MR GUIDED HIFU TREATMENT METHOD WITH 3D MOTION COMPENSATION. *Proceedings of the 21st Annual Meeting & Exhibition of ISMRM, Salt Lake City, Vereinigte Staaten von Amerika*, Seite 223, 2013.
- [66] Ries, Mario; Senneville, Baudouin Denisde ; Roujol, Sebastien; Berber, Yasmina; Quesson, Bruno; und Moonen, Chrit: REAL-TIME 3D TARGET TRACKING IN MRI GUIDED FOCUSED ULTRASOUND ABLATIONS IN MOVING TISSUES. *Magnetic Resonance in Medicine*, 64(6):1704–1712, 2010.
- [67] Lubner, Meghan G.; Brace, Christopher L.; Hinshaw, J. Louis; und Lee, Fred T., JR: MICROWAVE TUMOR ABLATION: MECHANISM OF ACTION, CLINICAL RESULTS, AND DEVICES. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 21(8):192–203, 2010.
- [68] Wright, Andrew S.; Lee, Fred T., JR; und Mahvi, David M.: HEPATIC MICROWAVE ABLATION WITH MULTIPLE ANTENNAE RESULTS IN SYNERGISTICALLY LARGER ZONES OF COAGULATION NECROSIS. *Annals of Surgical Oncology*, 10(3):275–283, 2003.
- [69] Lloyd, David M.; Lau, Kwan N.; Welsh, Fenella; Lee, Kit-Fai; Sherlock, David J.; Choti, Michael A.; Martinie, John B.; und Iannitti, David A.: INTERNATIONAL MULTICENTRE PROSPECTIVE STUDY ON MICROWAVE ABLATION OF LIVER TUMOURS: PRELIMINARY RESULTS. *The Official Journal of the International Hepato-Pancreato-Biliary Association*, 13(8):579–585, 2011.

- [70] Poulou, Loukia S.; Botsa, Evanthia; Thanou, Ioanna; Ziakas, Panayiotis D.; und Thanos, Loukas: PERCUTANEOUS MICROWAVE ABLATION VS RADIOFREQUENCY ABLATION IN THE TREATMENT OF HEPATOCELLULAR CARCINOMA. *World Journal of Hepatology*, 7(8):1054–1063, 2015.
- [71] Morikawa, Shigehiro; Inubushi, Toshiro; Kurumi, Yoshimasa; Naka, Shigeyuki; Sato, Koichiro; Tani, Tohru; Yamamoto, Ikuo; und Fujimura, Masaki: MR-GUIDED MICROWAVE THERMOCOAGULATION THERAPY OF LIVER TUMORS: INITIAL CLINICAL EXPERIENCES USING A 0.5 T OPEN MR SYSTEM. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 16(5):576–583, 2002.
- [72] Morikawa, Shigehiro; Inubushi, Toshiro; Kurumi, Yoshimasa; Naka, Shigeyuki; Sato, Koichiro; Demura, Koichi; Tani, Tohru; Haque, Hasnine A.; Tokuda, Junichi; und Hata, Nobuhiko: ADVANCED COMPUTER ASSISTANCE FOR MAGNETIC RESONANCE-GUIDED MICROWAVE THERMOCOAGULATION OF LIVER TUMORS. *Academic Radiology*, 10(12):1442–1449, 2003.
- [73] Morikawa, Shigehiro; Inubushi, Toshiro; Kurumi, Yoshimasa; Naka, Shigeyuki; Sato, Koichiro; Demura, Koichi; Tani, Tohru; und Haque, Hasnine A.: FEASIBILITY OF RESPIRATORY TRIGGERING FOR MR-GUIDED MICROWAVE ABLATION OF LIVER TUMORS UNDER GENERAL ANESTHESIA. *Cardiovascular and Interventional Radiology*, 27(4):370–373, 2004.
- [74] Wacker, Frank K. und Hensen, Bennet: PRÜFPLAN - KLINISCHE EVALUATION DER GENAUIGKEIT VON NADELGEFÜHRTER ECHTZEITBILDGEBUNG IM RAHMEN DER BILDGEBUNGSGESTÜTZTEN PUNKTION. Medizinische Hochschule Hannover, Hannover, Deutschland, 2016.
- [75] Fritz, Jan; Thomas, Christoph; Clasen, Stephan; Claussen, Claus D.; Lewin, Jonathan S.; und Pereira, Phillipe L.: FREEHAND REAL-TIME MRI-GUIDED LUMBAR SPINAL INJECTION PROCEDURES AT 1.5 T: FEASIBILITY, ACCURACY, AND SAFETY. *American Journal of Roentgenology*, 192(4):161–167, 2009.
- [76] Stattaus, Joerg; Maderwald, Stefan; Forsting, Michael; Barkhausen, Joerg; und Ladd, Mark E.: MR-GUIDED CORE BIOPSY WITH MR FLUOROSCOPY USING A SHORT, WIDE-BORE 1.5-TESLA SCANNER: FEASIBILITY AND INITIAL RESULTS. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 27(5):1181–1187, 2008.
- [77] Viard, Romain; Betrouni, Nacim; Rousseau, Jean; Mordon, Serge; Ernst, Oliver; und Maouche, Salah: NEEDLE POSITIONING IN INTERVENTIONAL MRI PROCEDURE: REAL TIME OPTICAL LOCALISATION AND ACCORDANCE WITH THE ROADMAP. *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Lyon, Frankreich, Seiten 2748–2751, 2007.
- [78] Stattaus, Joerg; Maderwald, Stefan; Baba, Hideo A.; Gerken, Guido; Barkhausen, Joerg; Forsting, Michael; und Ladd, Mark E.: MR-GUIDED LIVER BIOPSY WITHIN A SHORT, WIDE-BORE 1.5 TESLA MR SYSTEM. *European Radiology*, 18(12):2865–2873, 2008.

- [79] Yutzy, Stephen R. und Duerk, Jeffrey L.: PULSE SEQUENCES AND SYSTEM INTERFACES FOR INTERVENTIONAL AND REAL-TIME MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 27(2):267–275, 2008.
- [80] Meyer, Bernhard Christian; Brost, Alexander; Kraitchman, Dara L.; Gilson, Wesley D.; Strobel, Norbert; Hornegger, Joachim; Lewin, Jonathan S.; und Wacker, Frank K.: PERCUTANEOUS PUNCTURES WITH MR IMAGING GUIDANCE: COMPARISON BETWEEN MR IMAGING-ENHANCED FLUOROSCOPIC GUIDANCE AND REAL-TIME MR IMAGING GUIDANCE. *Radiology*, 266(3):912–919, 2013.
- [81] Elgort, Daniel R.; Wong, Eddy Y.; Hillenbrand, Claudia M.; Wacker, Frank K.; Lewin, Jonathan S.; und Duerk, Jeffrey L.: REAL-TIME CATHETER TRACKING AND ADAPTIVE IMAGING. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 18(5):621–626, 2003.
- [82] Blumenfeld, Philip; Hata, Nobuhiko; DiMaio, Simon; Zou, Kelly; Haker, Steven; Fichtinger, Gabor; und Tempany, Clare M. C.: TRANSPERINEAL PROSTATE BIOPSY UNDER MAGNETIC RESONANCE IMAGE GUIDANCE: A NEEDLE PLACEMENT ACCURACY STUDY. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(3):688–694, 2007.
- [83] Thomas, Christoph; Wojtczyk, Hanne; Rempp, Hansjörg; Clasen, Stephan; Horger, Marius; Laßberg, Christoph von ; Fritz, Jan; Claussen, Claus D.; und Pereira, Philippe L.: CARBON FIBRE AND NITINOL NEEDLES FOR MRI-GUIDED INTERVENTIONS: FIRST IN VITRO AND IN VIVO APPLICATION. *European Journal of Radiology*, 79(3):353–358, 2011.
- [84] Tsekos, Nikolaos V.; Ozcan, Alpay; und Christoforou, Eftychios: A PROTOTYPE MANIPULATOR FOR MAGNETIC RESONANCE-GUIDED INTERVENTIONS INSIDE STANDARD CYLINDRICAL MAGNETIC RESONANCE IMAGING SCANNERS. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127(6):972–980, 2005.
- [85] Melzer, Andreas; Gutmann, Bernd; Remmele, Thomas; Wolf, Renate; Lukoscheck, Andreas; Bock, Michael; Bardenheuer, Hubert; und Fischer, Harald: INNOMOTION FOR PERCUTANEOUS IMAGE-GUIDED INTERVENTIONS: PRINCIPLES AND EVALUATION OF THIS MR- AND CT-COMPATIBLE ROBOTIC SYSTEM. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 27(3):66–73, 2008.
- [86] Jantschke, R.; Haas, T.; Madoerin, Ph; und Dziergwa, S.: PREPARATION, ASSISTANCE AND IMAGING PROTOCOLS FOR ROBOTICALLY ASSISTED MR AND CT- BASED PROCEDURES. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 16(4):217–221, 2007.
- [87] Sutherland, Garnette R.; Latour, Isabelle; und Greer, Alexander D.: INTEGRATING AN IMAGE-GUIDED ROBOT WITH INTRAOPERATIVE MRI: A REVIEW OF THE DESIGN AND CONSTRUCTION OF NEUROARM. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 27(3):59–65, 2008.

- [88] Pandya, Shawna; Motkoski, Jason W.; Serrano-Almeida, Cesar; Greer, Alexander D.; Latour, Isabelle; und Sutherland, Garnette R.: ADVANCING NEUROSURGERY WITH IMAGE-GUIDED ROBOTICS. *Journal of Neurosurgery*, 111(6):1141–1149, 2009.
- [89] Krieger, Axel; Susil, Robert C.; Menard, Cynthia; Coleman, Jonathan A.; Fichtinger, Gabor; Atalar, Ergin; und Whitcomb, Louis L.: DESIGN OF A NOVEL MRI COMPATIBLE MANIPULATOR FOR IMAGE GUIDED PROSTATE INTERVENTIONS. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(2):306–313, 2005.
- [90] Zangos, Stephan; Herzog, Christopher; Eichler, Katrin; Hammerstingl, Renate; Lukoschek, Andreas; Guthmann, Stefanie; Gutmann, Bernd; Schoepf, Uwe Joseph; Costello, Phillip; und Vogl, Thomas J.: MR-COMPATIBLE ASSISTANCE SYSTEM FOR PUNCTION IN A HIGH-FIELD SYSTEM: DEVICE AND FEASIBILITY OF TRANSGLUTEAL BIOPSIES OF THE PROSTATE GLAND. *European Radiology*, 17(4):1118–1124, 2007.
- [91] Strehl, Wilhelm; Rothgang, Eva; Gilson, Wesley D.; Kirchberg, K. J.; Hornegger, Joachim; und Lorenz, Christine H.: A PASSIVE, IMAGE-BASED NAVIGATION TOOL FOR REAL-TIME MR-GUIDED PERCUTANEOUS INTERVENTIONAL PROCEDURES. 2010.
- [92] Ojala, Risto; Sequeiros, Roberto Blanco; Klemola, Rauli; Vahala, Erkki; Jyrkinen, Lasse; und Tervonen, Osmo: MR-GUIDED BONE BIOPSY. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 15(1):82–86, 2002.
- [93] Oliveira, André de; Rauschenberg, Jaane; Beyersdorff, Dirk; Semmler, Wolfhard; und Bock, Michael: AUTOMATIC PASSIVE TRACKING OF AN ENDORECTAL PROSTATE BIOPSY DEVICE USING PHASE-ONLY CROSS-CORRELATION. *Magnetic Resonance in Medicine*, 59(5):1043–1050, 2008.
- [94] Neumann, Markus: AUTOMATIC MULTIMODAL REAL-TIME TRACKING FOR IMAGE PLANE ALIGNMENT IN INTERVENTIONAL MAGNETIC RESONANCE IMAGING. *Diss., Université de Strasbourg, Strasbourg, 2014.*
- [95] Zamecnik, Patrik; Schouten, Martijn G.; Krafft, Axel J.; Maier, Florian; Schlemmer, Heinz-Peter; Barentsz, Jelle O.; Bock, Michael; und Fütterer, Jurgen J.: AUTOMATED REAL-TIME NEEDLE-GUIDE TRACKING FOR FAST 3-T MR-GUIDED TRANSRECTAL PROSTATE BIOPSY: A FEASIBILITY STUDY. *Radiology*, 273(3):879–886, 2014.
- [96] Kurumi, Yoshimasa; Tani, Tohru; Naka, Shigeyuki; Shiomi, Hisanori; Shimizu, Tomoharu; Abe, Hajime; Endo, Yoshihiro; und Morikawa, Shigehiro: MR-GUIDED MICROWAVE ABLATION FOR MALIGNANCIES. *International Journal of Clinical Oncology*, 12(2):85–93, 2007.
- [97] Qing, Kun; Pan, Li; Fetics, Barry; Wacker, Frank K.; Valdeig, Steffi; Philip, Mathew; Roth, Amir; Nevo, Erez; Kraitchman, Dara L.; van der Kouwe, Andre J.; und Lorenz, Christine H.: A MULTI-SLICE INTERACTIVE REAL-TIME SEQUENCE INTEGRATED WITH THE ENDOSCOUT

- TRACKING SYSTEM FOR INTERVENTIONAL MR GUIDANCE. *Proceedings of the Joint Annual Meeting ISMRM-ESMRMB, Stockholm, Schweden, 2010.*
- [98] Elayaperumal, Santhi; Plata, Juan Camilo; Holbrook, Andrew B.; Park, Yong-Lae; Pauly, Kim Butts; Daniel, Bruce L.; und Cutkosky, Mark R.: AUTONOMOUS REAL-TIME INTERVENTIONAL SCAN PLANE CONTROL WITH A 3-D SHAPE-SENSING NEEDLE. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 33(11):2128–2139, 2014.
- [99] Moche, Michael; Trampel, Robert; Kahn, Thomas; und Busse, Harald: NAVIGATION CONCEPTS FOR MR IMAGE-GUIDED INTERVENTIONS. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 27(2):276–291, 2008.
- [100] Lewin, J. S.; Petersilge, C. A.; Hatem, S. F.; Duerk, J. L.; Lenz, G.; Clampitt, M. E.; Williams, M. L.; Kaczynski, K. R.; Lanzieri, C. F.; Wise, A. L.; und Haaga, J. R.: INTERACTIVE MR IMAGING-GUIDED BIOPSY AND ASPIRATION WITH A MODIFIED CLINICAL C-ARM SYSTEM. *American Journal of Roentgenology*, 170(6):1593–1601, 1998.
- [101] Fiedler, V. U.; Schwarzmaier, H. J.; Eickmeyer, F.; Muller, F. P.; Schoepp, C.; und Verreet, P. R.: LASER-INDUCED INTERSTITIAL THERMOTHERAPY OF LIVER METASTASES IN AN INTERVENTIONAL 0.5 TESLA MRI SYSTEM: TECHNIQUE AND FIRST CLINICAL EXPERIENCES. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 13(5):729–737, 2001.
- [102] Sequeiros, Roberto Blanco; Ojala, Risto O.; Klemola, Rauli; Vaara, Teuvo J.; Jyrkinen, Lasse; und Tervonen, Osmo A.: MRI-GUIDED PERIRADICULAR NERVE ROOT INFILTRATION THERAPY IN LOW-FIELD (0.23-T) MRI SYSTEM USING OPTICAL INSTRUMENT TRACKING. *European Radiology*, 12(6):1331–1337, 2002.
- [103] Busse, Harald; Riedel, Tim; Garnov, Nikita; Thorner, Gregor; Kahn, Thomas; und Moche, Michael: TARGETING ACCURACY, PROCEDURE TIMES AND USER EXPERIENCE OF 240 EXPERIMENTAL MRI BIOPSIES GUIDED BY A CLINICAL ADD-ON NAVIGATION SYSTEM. *PLOS ONE*, 10(7):e0134370, 2015.
- [104] Fischer, Gregory; Deguet, Anton; Csoma, Csaba; Taylor, Russell; Fayad, Laura; Carrino, John; Zinreich, S. James; und Fichtinger, Gabor: MRI IMAGE OVERLAY: APPLICATION TO ARTHROGRAPHY NEEDLE INSERTION. *Computer Aided Surgery*, 12(1):2–14, 2007.
- [105] Fritz, Jan; U-Thainual, Paweena; Ungi, Tamas; Flammang, Aaron J.; Kathuria, Sudhir; Fichtinger, Gabor; Iordachita, Iulian I.; und Carrino, John A.: MR-GUIDED VERTEBROPLASTY WITH AUGMENTED REALITY IMAGE OVERLAY NAVIGATION. *Cardiovascular and interventional radiology*, 37(6):1589–1596, 2014.
- [106] Rieke, Viola; Vigen, Karl K.; Sommer, Graham; Daniel, Bruce L.; Pauly, John M.; und Butts, Kim: REFERENCELESS PRF SHIFT THERMOMETRY. *Magnetic Resonance in Medicine*, 51(6):1223–1231, 2004.

- [107] Korin, Hope W.; Ehman, Richard L.; Riederer, Stephen J.; Felmlee, Joel P.; und Grimm, Roger C.: RESPIRATORY KINEMATICS OF THE UPPER ABDOMINAL ORGANS: A QUANTITATIVE STUDY. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1992:172–178, 23.
- [108] Rohlfing, Torsten; Maurer, Calvin R.; O'Dell, Walter G.; und Zhong, Jianhui: MODELING LIVER MOTION AND DEFORMATION DURING THE RESPIRATORY CYCLE USING INTENSITY-BASED NONRIGID REGISTRATION OF GATED MR IMAGES. *Medical Physics*, 31(3):427–432, 2004.
- [109] Yuan, Jing; Mei, Chang-Sheng; Panych, Lawrence P.; McDannold, Nathan J.; und Madore, Bruno: TOWARDS FAST AND ACCURATE TEMPERATURE MAPPING WITH PROTON RESONANCE FREQUENCY-BASED MR THERMOMETRY. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, 2(1):21–32, 2012.
- [110] Celicanin, Zarko; Auboiroux, Vincent; Bieri, Oliver; Petrusca, Lorena; Santini, Francesco; Viallon, Magalie; Scheffler, Klaus; und Salomir, Rares: REAL-TIME METHOD FOR MOTION-COMPENSATED MR THERMOMETRY AND MRgHIFU TREATMENT IN ABDOMINAL ORGANS. *Magnetic Resonance in Medicine*, 72(4):1087–1095, 2014.
- [111] Cernicanu, Alexandru; Lepetit-Coiffe, Matthieu; Roland, Joerg; Becker, Christoph D.; und Terraz, Sylvain: VALIDATION OF FAST MR THERMOMETRY AT 1.5 T WITH GRADIENT-ECHO ECHO PLANAR IMAGING SEQUENCES: PHANTOM AND CLINICAL FEASIBILITY STUDIES. *NMR in Biomedicine*, 21(8):849–858, 2008.
- [112] Borman, Pauline; Bos, Cornelis; Boorder, Tjeerd de; Raaymakers, Bas W.; Moonen, Christ T. W.; und Crijns, Sjoerd: TOWARDS REAL-TIME THERMOMETRY USING SIMULTANEOUS MULTISLICE MRI. *Physics in Medicine and Biology*, 61(17):461–477, 2016.
- [113] Godenschweger, Frank; Kägebein, Urte; Stucht, Daniel; Yarach, Uten; Sciarra, Alessandro; Yakupov, Renat; Lüsebrink, Falk; Schulze, Peter; und Speck, Oliver: MOTION CORRECTION IN MRI OF THE BRAIN. *Physics in Medicine and Biology*, 61(5):R32–56, 2016.
- [114] Schaeffter, Tobias; Weiss, Steffen; und Rasche, Volker: RADIAL MRI - A MOTION INSENSITIVE TEMPERATURE MAPPING METHOD. *Proceedings of the 9th Annual Meeting & Exhibition of ISMRM, Glasgow, Vereinigtes Königreich*, 2001.
- [115] Forman, Christoph; Aksoy, Murat; Hornegger, Joachim; und Bammer, Roland: SELF-ENCODED MARKER FOR OPTICAL PROSPECTIVE HEAD MOTION CORRECTION IN MRI. *Medical Image Analysis*, 15(5):708–719, 2011.
- [116] Vigen, Karl K.; Daniel, Bruce L.; Pauly, John M.; und Butts, Kim: TRIGGERED, NAVIGATED, MULTI-BASELINE METHOD FOR PROTON RESONANCE FREQUENCY TEMPERATURE MAPPING WITH RESPIRATORY MOTION. *Magnetic Resonance in Medicine*, 50(5):1003–1010, 2003.
- [117] Gedroyc, Wladyslaw Michal: NEW CLINICAL APPLICATIONS OF MAGNETIC RESONANCE-GUIDED FOCUSED ULTRASOUND. *Topics in Magnetic Resonance Imaging*, 17(3):189–194, 2006.

- [118] Illing, Rowland O.; Kennedy, J. E.; Wu, F.; ter Haar, G. R.; Protheroe, A. S.; Friend, P. J.; Gleeson, F. V.; Cranston, D. W.; Phillips, R. R.; und Middleton, M. R.: THE SAFETY AND FEASIBILITY OF EXTRACORPOREAL HIGH-INTENSITY FOCUSED ULTRASOUND (HIFU) FOR THE TREATMENT OF LIVER AND KIDNEY TUMOURS IN A WESTERN POPULATION. *British Journal of Cancer*, 93(8):890–895, 2005.
- [119] Muller, A.; Petrusca, L.; Auboiroux, V.; Valette, P. J.; Salomir, R.; und Cotton, F.: MANAGEMENT OF RESPIRATORY MOTION IN EXTRACORPOREAL HIGH-INTENSITY FOCUSED ULTRASOUND TREATMENT IN UPPER ABDOMINAL ORGANS: CURRENT STATUS AND PERSPECTIVES. *Cardiovascular and Interventional Radiology*, 36(6):1464–1476, 2013.
- [120] Rempp, Hansjorg; Martirosian, Petros; Boss, Andreas; Clasen, Stephan; Kickhefel, Antje; Kraiger, Markus; Schraml, Christina; Claussen, Claus; Pereira, Philippe; und Schick, Fritz: MR TEMPERATURE MONITORING APPLYING THE PROTON RESONANCE FREQUENCY METHOD IN LIVER AND KIDNEY AT 0.2 AND 1.5 T: SEGMENT-SPECIFIC ATTAINABLE PRECISION AND BREATHING INFLUENCE. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 21(5):333–343, 2008.
- [121] Ehman, Richard L. und Felmlee, Joel P.: ADAPTIVE TECHNIQUE FOR HIGH-DEFINITION MR IMAGING OF MOVING STRUCTURES. *Radiology*, 173(1):255–263, 1989.
- [122] Kohler, Max O.; Denis Senneville, Baudouin ; Quesson, Bruno; Moonen, Chrit T. W.; und Ries, Mario: SPECTRALLY SELECTIVE PENCIL-BEAM NAVIGATOR FOR MOTION COMPENSATION OF MR-GUIDED HIGH-INTENSITY FOCUSED ULTRASOUND THERAPY OF ABDOMINAL ORGANS. *Magnetic Resonance in Medicine*, 66(1):102–111, 2011.
- [123] Zwart, Jacco A. de; Vimeux, Frédéric C.; Palussière, Jean; Salomir, Rares; Quesson, Bruno; Delalande, Christophe; und Moonen, Chrit T. W.: ON-LINE CORRECTION AND VISUALIZATION OF MOTION DURING MRI-CONTROLLED HYPERTHERMIA. *Magnetic Resonance in Medicine*, 45(1):128–137, 2001.
- [124] Seo, Youngseob; Willig-Onwuachi, Jacob; und Walton, Jeffrey H.: MAGNETIC RESONANCE THERMAL IMAGING COMBINED WITH SMASH NAVIGATORS IN THE PRESENCE OF MOTION. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 13(4):3792, 2012.
- [125] Maier, Florian; Krafft, Axel J.; Yung, Joshua P.; Stafford, R. Jason; Elliott, Andrew; Dillmann, Rudiger; Semmler, Wolfhard; und Bock, Michael: VELOCITY NAVIGATOR FOR MOTION COMPENSATED THERMOMETRY. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 25(1):15–22, 2012.
- [126] Salomir, Rares; Viallon, Magalie; Kickhefel, Antje; Roland, Joerg; Morel, Denis R.; Petrusca, Lorena; Auboiroux, Vincent; Goget, Thomas; Terraz, Sylvain; Becker, Christoph D.; und Gross, Patrick: REFERENCE-FREE PRFS MR-THERMOMETRY USING NEAR-HARMONIC 2-D RECONSTRUCTION OF THE BACKGROUND PHASE. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 31(2):287–301, 2012.

- [127] Bookwalter, Candice A.; Griswold, Mark A.; und Duerk, Jeffrey L.: MULTIPLE OVERLAPPING K-SPACE JUNCTIONS FOR INVESTIGATING TRANSLATING OBJECTS (MOJITO). *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 29(2):339–349, 2010.
- [128] Grissom, William A.; Rieke, Viola; Holbrook, Andrew B.; Medan, Yoav; Lustig, Michael; Santos, Juan; McConnell, Michael V.; und Pauly, Kim Butts: HYBRID REFERENCELESS AND MULTIBASELINE SUBTRACTION MR THERMOMETRY FOR MONITORING THERMAL THERAPIES IN MOVING ORGANS. *Medical Physics*, 37(9):5014–5026, 2010.
- [129] Senneville, Baudouin Denis de; Mougnot, Charles; und Moonen, Chrit T. W.: REAL-TIME ADAPTIVE METHODS FOR TREATMENT OF MOBILE ORGANS BY MRI-CONTROLLED HIGH-INTENSITY FOCUSED ULTRASOUND. *Magnetic Resonance in Medicine*, 57(2):319–330, 2007.
- [130] Shmatukha, Andriy V. und Bakker, Chris J. G.: CORRECTION OF PROTON RESONANCE FREQUENCY SHIFT TEMPERATURE MAPS FOR MAGNETIC FIELD DISTURBANCES CAUSED BY BREATHING. *Physics in Medicine and Biology*, 51(18):4689–4705, 2006.
- [131] Roujol, Sebastien; Ries, Mario; Quesson, Bruno; Moonen, Chrit; und Denis Senneville, Baudouin de : REAL-TIME MR-THERMOMETRY AND DOSIMETRY FOR INTERVENTIONAL GUIDANCE ON ABDOMINAL ORGANS. *Magnetic Resonance in Medicine*, 63(4):1080–1087, 2010.
- [132] Senneville, Baudouin Denis de ; Ries, Mario; Maclair, Gregory; und Moonen, Chrit: MR-GUIDED THERMOTHERAPY OF ABDOMINAL ORGANS USING A ROBUST PCA-BASED MOTION DESCRIPTOR. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 30(11):1987–1995, 2011.
- [133] Denis Senneville, Baudouin de ; El Hamidi, Abdallah; und Moonen, Chrit: A DIRECT PCA-BASED APPROACH FOR REAL-TIME DESCRIPTION OF PHYSIOLOGICAL ORGAN DEFORMATIONS. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 34(4):974–982, 2015.
- [134] Goldstein, Richard M.; Zebker, Howard A.; und Werner, Charles L.: SATELLITE RADAR INTERFEROMETRY: TWO-DIMENSIONAL PHASE UNWRAPPING. *Radio Science*, 23(4):713–720, 1988.
- [135] Rieke, Viola; Kinsey, Adam M.; Ross, Anthony B.; Nau, William H.; Diederich, Chris J.; Sommer, Graham; und Pauly, Kim Butts: REFERENCELESS MR THERMOMETRY FOR MONITORING THERMAL ABLATION IN THE PROSTATE. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 26(6):813–821, 2007.
- [136] Grissom, William A.; Lustig, Michael; Holbrook, Andrew B.; Rieke, Viola; Pauly, John M.; und Butts-Pauly, Kim: REWEIGHTED L1 REFERENCELESS PRF SHIFT THERMOMETRY. *Magnetic Resonance in Medicine*, 64(4):1068–1077, 2010.
- [137] Kuroda, Kagayaki; Kokuryo, Daisuke; Kumamoto, Etsuko; Suzuki, Kyohei; Matsuoka, Yuichiro; und Keserci, Bilgin: OPTIMIZATION OF SELF-REFERENCE THERMOMETRY USING COMPLEX FIELD ESTIMATION. *Magnetic Resonance in Medicine*, 56(4):835–843, 2006.

- [138] Langen, Katja M. und Jones, Dan T. L.: ORGAN MOTION AND ITS MANAGEMENT. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 50(1):265–278, 2001.
- [139] Zou, Chao; Tie, Changjun; Pan, Min; Wan, Qian; Liang, Changhong; Liu, Xin; und Chung, Yiu-Cho: REFERENCELESS MR THERMOMETRY-A COMPARISON OF FIVE METHODS. *Physics in Medicine and Biology*, 62(1):1–16, 2017.
- [140] Auboiroux, Vincent; Petrusca, Lorena; Viallon, Magalie; Goget, Thomas; Becker, Christoph D.; und Salomir, Rares: ULTRASONOGRAPHY-BASED 2D MOTION-COMPENSATED HIFU SONICATION INTEGRATED WITH REFERENCE-FREE MR TEMPERATURE MONITORING: A FEASIBILITY STUDY EX VIVO. *Physics in Medicine and Biology*, 57(10):N159–171, 2012.
- [141] Kickhefel, Antje; Rosenberg, Christian; Roland, Jorg; Viallon, Magalie; Gross, Patrick; Schick, Fritz; Hosten, Norbert; und Salomir, Rares: A PILOT STUDY FOR CLINICAL FEASIBILITY OF THE NEAR-HARMONIC 2D REFERENCELESS PRFS THERMOMETRY IN LIVER UNDER FREE BREATHING USING MR-GUIDED LITT ABLATION DATA. *International Journal of Hyperthermia*, 28(3):250–266, 2012.
- [142] Holbrook, Andrew B.; Santos, Juan M.; Kaye, Elena; Rieke, Viola; und Pauly, Kim Butts: REAL-TIME MR THERMOMETRY FOR MONITORING HIFU ABLATIONS OF THE LIVER. *Magnetic Resonance in Medicine*, 63(2):365–373, 2010.
- [143] Ashburner, John; Barnes, Gareth; Chen, Chun-chuan; Daunizeau, Jean; Flandin, Guillaume; Friston, Karl; Kiebel, Stefan; Kilner, James; Litvak, Vladimir; Moran, Rosalyn; Penny, Will; Razi, Adeel; Stephan, Klaas; Tak, Sungho; Zeidman, Peter; Gitelman, Darren; Henson, Rik; Hutton, Chloe; Glauche, Volkmar; Mattout, Jérémie; und Philips, Christophe: SPM12 MANUAL. Handbuch, University College London, London, 2016.
- [144] Kacprzyk, Janusz und Chakraborty, Uday K.: ADVANCES IN DIFFERENTIAL EVOLUTION. Springer, Berlin und Heidelberg, 2008.
- [145] Price, Kenneth; Storn, Rainer M.; und Lampinen, Jouni A.: DIFFERENTIAL EVOLUTION: A PRACTICAL APPROACH TO GLOBAL OPTIMIZATION. Springer, London, 2007.
- [146] ASTM International: ASTM F2119 - 07: STANDARD TEST METHOD FOR EVALUATION OF MR IMAGE ARTIFACTS FROM PASSIVE IMPLANTS. West Conshohocken, Vereinigte Staaten von Amerika, 2013.
- [147] The MathWorks: MATLAB CENTRAL NEWSREADER. Natick, Vereinigte Staaten: Internet (2017-07-07 http://www.mathworks.com/matlabcentral/newsreader/view_thread/90452).
- [148] Hart, Sandra G. und Staveland, Lowell E.: DEVELOPMENT OF NASA-TLX (TASK LOAD INDEX): RESULTS OF EMPIRICAL AND THEORETICAL RESEARCH. In: HUMAN MENTAL WORKLOAD, Band 52 der Reihe ADVANCES IN PSYCHOLOGY, Seiten 139–183. Elsevier, 1988.

- [149] Hart, Sandra G.: NASA-TASK LOAD INDEX (NASA-TLX) - 20 YEARS LATER. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 50(9):904–908, 2006.
- [150] Human Performance Research Group: NASA TASK LOAD INDEX (TLX): v. 1.0 PAPER AND PENCIL PACKAGE. NASA Ames Research Center, Vereinigte Staaten von Amerika: Internet (2017-08-02 <https://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/20000021487.pdf>).
- [151] Vertanen, Keith: NASA-TLX IN HTML AND JAVASCRIPT. Houghton, Vereinigte Staaten von Amerika: Internet (2017-10-06 http://www.keithv.com/software/nasatlx/nasatlx_german.html).
- [152] Walsh, David O.; Gmitro, Arthur F.; und Marcellin, Michael W.: ADAPTIVE RECONSTRUCTION OF PHASED ARRAY MR IMAGERY. *Magnetic Resonance in Medicine*, 43(5):682–690, 2000.
- [153] Griswold, Mark; Walsh, David; Heidemann, Robin; Haase, Axel; Jakob; und Peter: THE USE OF AN ADAPTIVE RECONSTRUCTION FOR ARRAY COIL SENSITIVITY MAPPING AND INTENSITY NORMALIZATION. *Proceedings of the 10th Annual Meeting & Exhibition of ISMRM, Honolulu, Vereinigte Staaten von Amerika, 2002.*
- [154] Dietrich, Olaf; Raya, José G.; Reeder, Scott B.; Reiser, Maximilian F.; und Schoenberg, Stefan O.: MEASUREMENT OF SIGNAL-TO-NOISE RATIOS IN MR IMAGES: INFLUENCE OF MULTICHANNEL COILS, PARALLEL IMAGING, AND RECONSTRUCTION FILTERS. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(2):375–385, 2007.
- [155] Berg, Jos C. van den: UPDATE ON NEW TOOLS FOR THREE-DIMENSIONAL NAVIGATION IN ENDOVASCULAR PROCEDURES. *Aorta*, 2(6):279–285, 2014.
- [156] Yarach, Uten; Stucht, Daniel; Godenschweger, Frank; und Speck, Oliver: THE CORRECTION OF MOTION-INDUCED COIL SENSITIVITY MISCALIBRATION IN PARALLEL IMAGING WITH PROSPECTIVE MOTION CORRECTION. *Proceedings of the 23rd Annual Meeting & Exhibition of ISMRM, Toronto, Kanada, Seite 2558, 2015.*
- [157] Mertyna, Pawel; Goldberg, Wallace; Yang, Wei; und Goldberg, S. Nahum: THERMAL ABLATION A COMPARISON OF THERMAL DOSE REQUIRED FOR RADIOFREQUENCY-, MICROWAVE-, AND LASER-INDUCED COAGULATION IN AN EX VIVO BOVINE LIVER MODEL. *Academic Radiology*, 16(12):1539–1548, 2009.
- [158] McDannold, Nathan: QUANTITATIVE MRI-BASED TEMPERATURE MAPPING BASED ON THE PROTON RESONANT FREQUENCY SHIFT: REVIEW OF VALIDATION STUDIES. *International Journal of Hyperthermia*, 21(6):533–546, 2005.
- [159] Yarmolenko, Pavel S.; Moon, Eui Jung; Landon, Chelsea; Manzoor, Ashley; Hochman, Daryl W.; Viglianti, Benjamin L.; und Dewhirst, Mark W.: THRESHOLDS FOR THERMAL DAMAGE TO NORMAL TISSUES: AN UPDATE. *International Journal of Hyperthermia*, 27(4):320–343, 2011.

- [160] Mertyna, Pawel; Hines-Peralta, Andrew; Liu, Zheng-jun; Halpern, Elkan; Goldberg, Wallace; und Goldberg, S. Nahum: RADIOFREQUENCY ABLATION: VARIABILITY IN HEAT SENSITIVITY IN TUMORS AND TISSUES. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 18(5):647–654, 2007.
- [161] Storn, Rainer und Price, Kenneth: DIFFERENTIAL EVOLUTION - A SIMPLE AND EFFICIENT ADAPTIVE SCHEME FOR GLOBAL OPTIMIZATION OVER CONTINUOUS SPACES. *Journal of Global Optimization*, 11(4):341–359, 1997.
- [162] Leonhart, Rainer: LEHRBUCH STATISTIK: EINSTIEG UND VERTIEFUNG. Huber, Bern, 2004.
- [163] Young, I. R.; Bell, J. D.; Hajnal, J. V.; Jenkinson, G.; und Ling, J.: EVALUATION OF THE STABILITY OF THE PROTON CHEMICAL SHIFTS OF SOME METABOLITES OTHER THAN WATER DURING THERMAL CYCLING OF NORMAL HUMAN MUSCLE TISSUE. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 8(5):1114–1118, 1998.
- [164] Hofstetter, Lorne W.; Yeo, Desmond T. B.; Dixon, W. Thomas; Kempf, James G.; Davis, Cynthia E.; und Foo, Thomas K.: FAT-REFERENCED MR THERMOMETRY IN THE BREAST AND PROSTATE USING IDEAL. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 36(3):722–732, 2012.

Abkürzungsverzeichnis

A	Anterior
ADC	Analog-Digital Converter
AR	Augmented Reality
BMBF	Bundesministerium für Bildung und Forschung
CT	Computertomographie
DE	Differential Evolution
EPI	Echo-Planar-Imaging
F	Feet
FISP	Fast Imaging with Steady-State Precession
FLASH	Fast Low-Angle Shot
FOV	Field of View
GKS	Gradientenkoordinatensystem
GOF	GraphOverlayFunctor
GRE	Gradientenecho
GUI	Graphical User Interface
H	Head
HASTE	Half Fourier-Acquired Single Shot Turbo Spin Echo
HCC	hepatozelluläre Karzinom
HF	Hochfrequenz
HIFU	hochintensiv fokussierter Ultraschall
ICE	Image Calculation Environment
IDEA	Integrated Development Environment for Applications
IFE	Interactive Front End
iMRT	interventionelle Magnetresonanztomographie
IR	Infrared

KaKS	Kalibrierbrettkoordinatensystem
KKS	Kamerakoordinatensystem
L	Left
LITT	Laserinduzierte Thermotheapie
M	Markernummer
MARS	Measurement and Reconstruction System
Mdh	Measurement data header
MoCo	Motion Corrected
MP	Moiré Phase
MPT	Moiré Phase Trackingsystem
MRT	Magnetresonanztomographie
MTRA	Medizinisch-technischer Radiologieassistent
MWA	Mikrowellenablation
NASA-TLX	NASA Task Load Index
NTTT	Needle Tip to Target
P	Posterior
PaKS	Patientenkoordinatensystem
PE	Phase Encoding
PKS	Physikalisches Koordinatensystem
POET	Protocol offline editing tool
PRF	Protonenresonanzfrequenz
R	Right
RFA	Radiofrequenzablation
RGR	Retrograde Reflektor
RO	Readout
ROI	Referenzregion
RTE	Real Time Events
RTEB	Real Time Event Block
S	Seriennummer
SDE	Sequence Development Environment
SNR	Signal-zu-Rausch
SPM	Statistical Parametric Mapping
SS	Slice Selective

TE	Echozeit
TKS	Tracking Target Koordinatensystem
TR	Repetitionszeit
TrueFISP	True Fast Imaging with Steady-State Precession
TSE	Turbo Spin Echo
TTL	Transistor-Transistor-Logik
UDP	User Datagram Protocol
US	Ultraschall
VL	Visible Light
WBB	Wasserstoffbrückenbindung
Wdh	Wiederholungen

Formelzeichen-Verzeichnis

Formelzeichen

a	Fitparameter
\mathbf{a}	Anstieg einer Geraden im Raum (Vektor)
$^G \mathbf{a}_{\text{Nadel}}$	Anstieg der detektierten Nadel im GKS
$^P \mathbf{a}_{\text{Nadel}}$	Anstieg der detektierten Nadel im PKS
A	Anzahl der Parameter
\mathbf{b}	Vektor zur Festlegung der Optimierungsgrenzen
\mathbf{b}_u	Vektor der unteren Optimierungsgrenzen
\mathbf{b}_o	Vektor der oberen Optimierungsgrenzen
\mathbf{B}	Magnetfeldvektor
B	Betrag des Magnetfeldes
\mathbf{B}_0	Statisches Magnetfeld des Supraleiters im MRT (Vektor)
B_0	Betrag des statischen Magnetfeldes
ΔB	Drift des statischen Magnetfeldes
$\Delta \mathbf{B}$	Matrix des Drifts des statischen Magnetfeldes
\mathbf{B}_1	Magnetfeldkomponente der HF-Antenne (Vektor)
\hat{B}_1	Amplitude des elektromagnetischen Feldes
\mathbf{B}_{Lok}	Lokal vorliegendes Magnetfeld (Vektor)
C_r	Übergangswahrscheinlichkeit
CEM_{43}	Isoeffektive Dosis
d	Euklidische Distanz
D	Durchschnittliche Abweichung in $^K x$ -, $^K y$ - und $^K z$ -Richtung
df	Freiheitsgrad
f	Frequenz
f_0	Larmorfrequenz (Protonenresonanzfrequenz)
f_T	Frequenz des elektromagnetischen Feldes der HF-Antenne
$F_{\text{Stichprobe}}$	F -Wert der Stichprobe
F_{kritisch}	Kritischer Wert des F -Tests

F	Fehler (Vektor)
F_{Sensor}	Betragsfehler zwischen Temperatursensor und MRT-Messung
$\bar{F}_{\text{Eintritt}}$	Durchschn. Fehler zwischen erzielten und geplanten Eintrittspunkt
\bar{F}_{Gesamt}	Durchschn. Fehler zwischen erzielten und geplanten Zielpunkt
\bar{F}_{Nutzer}	Durchschn. Fehler zwischen angezeigten und geplanten Zielpunkt
\bar{F}_{System}	Durchschn. Fehler zwischen angezeigten und erzielten Zielpunkt
${}^P F_{\text{Eintritt}}$	Betragsfehler zwischen erzielten und geplanten Eintrittspunkt (Vektor)
${}^P F_{\text{Gesamt}}$	Betragsfehler zwischen erzielten und geplanten Zielpunkt (Vektor)
${}^P F_{\text{Nutzer}}$	Betragsfehler zwischen angezeigten und geplanten Zielpunkt (Vektor)
${}^P F_{\text{System}}$	Betragsfehler zwischen angezeigten und erzielten Zielpunkt (Vektor)
<i>g</i>	Generationszähler
G	Gradientenfeldvektor
G_x	Gradientenfeld in x-Richtung (Vektor)
G_x	Betrag des Gradientenfeldes in x-Richtung
G_y	Gradientenfeld in y-Richtung (Vektor)
G_y	Betrag des Gradientenfeldes in y-Richtung
G_z	Gradientenfeld in z-Richtung (Vektor)
G_z	Betrag des Gradientenfeldes in z-Richtung
$h_0(x)$	Normalverteilung
$H_0(x)$	Verteilungsfunktion der Normalverteilung
<i>i</i>	Laufindex
I_{max}	Maximale Anzahl der Iterationsschritte
I	Kerndrehimpuls (Kernspin) eines Atomkerns (Vektor)
\underline{I}	Matrix der komplexen Signalintensität des MRT-Bildes
<i>j</i>	Laufindex
<i>J</i>	Anzahl
<i>k</i>	Laufindex
k_x	x-Koordinate im k-Raum
k_y	y-Koordinate im k-Raum
<i>K</i>	Anzahl
<i>m</i>	Stichprobenumfang
M	Magnetisierung
M_0	Netto-Magnetisierung (Boltzmann Gleichgewichtswert)
M_z	Longitudinale Magnetisierung
M_{xy}	Transversale Magnetisierung

M_{xy}	Transversale Magnetisierung
N	Anzahl
N_p	Anzahl der Populationsvektoren
O	Anzahl
p	p -Wert des Zweistichproben-t-Test
\mathbf{p}	Populationsvektoren
P	Wahrscheinlichkeit
\mathbf{P}	Positionenvektor im Raum
${}^G\mathbf{P}_{\text{Eintritt}}$	Position des geplanten Eintrittspunktes im GKS
${}^G\mathbf{P}_{\text{Mitte}}$	Detektierte Nadelmitte im GKS
${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadel}}$	Detektierter nadelzugehöriger Pixelpunkt im GKS
${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}}$	Detektierte Nadelspitze im GKS
${}^G\mathbf{P}_{\text{Nadelende}}$	Detektiertes Nadelende im GKS
${}^G\mathbf{P}_{\text{Schicht}}$	Position der aufzunehmenden Schicht im GKS
${}^G\mathbf{P}_{\text{Zentrum}}$	Zentrum der detektierten Nadel im GKS
${}^G\mathbf{P}_{\text{Ziel}}$	Position des geplanten Zielpunktes im GKS
${}^{\text{GOF}}\mathbf{P}_{\text{Kreis}}$	Position des Kreises im GOF
${}^{\text{GOF}}\mathbf{P}_{\text{Kreuz}}$	Position des Kreuzes im GOF
${}^{\text{GUI}}\mathbf{P}_{\text{Eintritt}}$	Position des geplanten Eintrittspunktes in der GUI
${}^{\text{GUI}}\mathbf{P}_{\text{Ziel}}$	Position des geplanten Zielpunktes in der GUI
${}^K\mathbf{P}_i$	Aktuelle Position des MP-Markers im KKS
${}^K\mathbf{P}_{\text{Kal}}$	Translationsvektor vom KaKS zum KKS
${}^K\mathbf{P}_{\text{MP}}$	Position des MP-Markers im KKS
${}^K\mathbf{P}_{\text{Referenz}}$	Position des Referenzmarkers im KKS
${}^{\text{Ka}}\mathbf{P}_{\text{Ref}}$	Position des Referenzloches im Kalibrierbrett im KaKS
${}^P\mathbf{P}_a$	Startposition des MP-Markers im PKS
${}^P\mathbf{P}_{\text{Diff}}$	Differenzposition des MP-Markers zur Startposition im PKS
${}^P\mathbf{P}_{\text{Eintritt}}$	Position des geplanten Eintrittspunktes im PKS
${}^P\mathbf{P}_{\text{EintrittErzielt}}$	Position des erzielten Eintrittspunktes im PKS
${}^P\mathbf{P}_i$	Aktuelle Position des MP-Markers im PKS
${}^P\mathbf{P}_{\text{Nadelspitze}}$	Detektierte Nadelspitze im PKS
${}^P\mathbf{P}_{\text{Nadelende}}$	Detektiertes Nadelende im PKS
${}^P\mathbf{P}_{\text{Schicht}}$	Position der aufzunehmenden Schicht im PKS
${}^P\mathbf{P}_{\text{SchichtStart}}$	Startposition der aufzunehmenden Schicht im PKS
${}^P\mathbf{P}_{\text{Spitze}}$	Position der Nadelspitze im PKS
${}^P\mathbf{P}_{\text{Ziel}}$	Position des geplanten Zielpunktes im PKS
${}^P\mathbf{P}_0$	Translationsvektor vom KKS zum PKS
${}^{\text{Pa}}\mathbf{P}_{\text{Eintritt}}$	Position des geplanten Eintrittspunktes im PaKS

${}^{\text{Pa}}\mathbf{P}_{\text{Ziel}}$	Position des geplanten Zielpunktes im PaKS
${}^{\text{Ref}}\mathbf{P}_{\text{SPM}}$	Translation vom MoCo zum Referenzdatensatz
${}^{\text{T}}\mathbf{P}_{\text{Spitze}}$	Finaler Punkt des Nadeleinschubes des Kalibrierkörpers
${}^{\text{T}}\mathbf{P}_{\text{Trans}}$	Translation vom MP-Marker zur Nadelspitze
q	Quaternion
q_e	Einheitsquaternion
q_{Ref}	Referenzpatientenorientierung
${}^{\text{G}}q_{\text{Nadel}}$	Orientierung der detektierten Nadel im GKS
${}^{\text{K}}q_i$	Aktuelle Orientierung des MP-Markers im KKS
${}^{\text{K}}q_{\text{MP}}$	Orientierung des MP-Markers im KKS
${}^{\text{K}}q_{\text{Nadel}}$	Orientierung der Nadel im KKS
${}^{\text{K}}q_{\text{Referenz}}$	Orientierung des Referenzmarkers im KKS
${}^{\text{K} \rightarrow \text{P}}q_0$	Rotation vom KKS zum PKS
${}^{\text{Ka} \rightarrow \text{K}}q_{\text{Kal}}$	Rotation vom KaKS zum KKS
${}^{\text{Ka}}q_{\text{Ref}}$	Orientierung des Referenzloches im Kalibrierbrett im KaKS
${}^{\text{MoCo} \rightarrow \text{Ref}}q_{\text{SPM}}$	Rotation vom MoCo zum Referenzdatensatz
${}^{\text{P}}q_a$	Startorientierung des MP-Markers im PKS
${}^{\text{P}}q_{\text{Diff}}$	Differenzorientierung des MP-Markers zur Startorientierung im PKS
${}^{\text{P}}q_i$	Aktuelle Orientierung des MP-Markers im PKS
${}^{\text{P}}q_{\text{Schicht}}$	Orientierung der aufzunehmenden Schicht im PKS
${}^{\text{P}}q_{\text{SchichtStart}}$	Startorientierung der aufzunehmenden Schicht im PKS
${}^{\text{P}}q_{\text{SchichtSyngo}}$	Eingestellte Schichtorientierung in der Syngo-Oberfläche im PKS
${}^{\text{Pa} \rightarrow \text{P}}q$	Rotation vom PaKS zum PKS
${}^{\text{T}}q_{\text{Trans}}$	Rotation vom MP-Marker zur Nadelorientierung
r	Rotationsachse (Vektor)
R	Restfehler
\mathbf{R}	Rotationsmatrix
${}^{\text{P}}\mathbf{R}_{\text{Schicht}}$	Orientierung der aufzunehmenden Schicht im PKS
s	Standardabweichung
s^2	Varianz
\mathbf{s}	Studienvektor
S	Skalierungsfaktor
\underline{S}	Matrix der komplexen Messpunkte im k-Raum
SNR_{ROI}	Berechnetes SNR in einer nicht-erhitzten ROI
t	Zeit
t_{Akq}	Bildaufnahmezeit
t_{Eintritt}	Benötigte Zeit zum Finden des Eintrittspunktes
t_{Probe}	Benötigte Zeit für die Probepunktion

	t_{RTEB}	Zeitpunkt im RTEB
	t_{Start}	Startzeit
	t_{TE}	Echozeit
	t_{TR}	Repetitionszeit
	t_{Ziel}	Benötigte Zeit zum Finden des Zielpunktes
	Δt	Zeitintervall
$t_{\text{Stichprobe}}$	t -Wert der Stichprobe	
T	Temperatur	
	T_0	Starttemperatur
	ΔT	Temperaturdifferenz
	$\Delta T_{\text{TempSensor}}$	Temperaturdifferenz des Temperatursensors
	$\Delta \bar{T}_{\text{ROI}}$	Gemittelte Temperaturdifferenz in einer nicht-erhitzten ROI
	$\Delta \bar{T}_{\text{MRT}}$	Gemittelte Temperaturdifferenz um den Temperatursensor
	ΔT	Matrix der Temperaturdifferenz
T_1	Beschreibende Zeitkonstante für die Spin-Gitter Relaxation	
T_2	Beschreibende Zeitkonstante für die Spin-Spin Relaxation	
T_2^*	Verkürzte T_2 -Zeit infolge von zusätzlichen lokalen Magnetfeldfluktuationen	
T_y	Einschaltdauer des Phasencodiergradienten	
T	Transformationsmatrix	
	$K \rightarrow P T$	Transformation vom KKS zum PKS
	$K \rightarrow P T_{\text{Start}}$	Geschätzte Starttransformation vom KKS zum PKS
	$K_a \rightarrow K T$	Transformation vom KaKS zum KKS
	$\text{MoCo} \rightarrow \text{Ref} T_{\text{SPM}}$	Transformation vom MoCo zum Referenzdatensatz
u	Vektor unbekannter Parameter	
v	Mutationsvektoren	
V	Vektorpopulation	
x	Einheitsvektor in x-Richtung	
	G_x	Einheitsvektor in x-Richtung im GKS
	GOF_x	Einheitsvektor in x-Richtung im GOF
	GUI_x	Einheitsvektor in x-Richtung in der GUI
	K_x	Einheitsvektor in x-Richtung im KKS
	P_x	Einheitsvektor in x-Richtung im PKS
	Pa_x	Einheitsvektor in x-Richtung im PaKS
	T_x	Einheitsvektor in x-Richtung im TKS
	x	x-Variable, x-Koordinate bzw. x-Komponente
	x_{Lateral}	Distanz entlang der lateralen Ausdehnung des Patienten
X	Stichprobe	

- y** Einheitsvektor in y-Richtung
- ${}^G\mathbf{y}$ Einheitsvektor in y-Richtung im GKS
 - ${}^{GOF}\mathbf{y}$ Einheitsvektor in y-Richtung im GOF
 - ${}^{GUI}\mathbf{y}$ Einheitsvektor in y-Richtung in der GUI
 - ${}^K\mathbf{y}$ Einheitsvektor in y-Richtung im KKS
 - ${}^P\mathbf{y}$ Einheitsvektor in y-Richtung im PKS
 - ${}^{Pa}\mathbf{y}$ Einheitsvektor in y-Richtung im PaKS
 - ${}^T\mathbf{y}$ Einheitsvektor in y-Richtung im TKS
 - y y-Variable, y-Koordinate bzw. y-Komponente
- Y** Stichprobe
-
- z** Einheitsvektor in z-Richtung
- ${}^G\mathbf{z}$ Einheitsvektor in z-Richtung im GKS
 - ${}^{GUI}\mathbf{z}$ Einheitsvektor in z-Richtung in der GUI
 - ${}^K\mathbf{z}$ Einheitsvektor in z-Richtung im KKS
 - ${}^P\mathbf{z}$ Einheitsvektor in z-Richtung im PKS
 - ${}^{Pa}\mathbf{z}$ Einheitsvektor in z-Richtung im PaKS
 - ${}^T\mathbf{z}$ Einheitsvektor in z-Richtung im TKS
 - z x-Variable, z-Koordinate bzw. z-Komponente
 - z_{Tisch} Distanz entlang des Patiententisches
 - Δz Änderung der z-Variable

α	Flipwinkel; Signifikanzniveau
β	Winkel
Δ	Distanz bzw. Änderung
Δ_{2D}	2D-Distanz Nadelspitze zum Ziel
Δ_{3D}	3D-Distanz Nadelspitze zum Ziel
ϵ	Differenz
ϵ_u	Obere Differenz
ϵ_o	Untere Differenz
$\epsilon_{\text{kritisch}}$	Kritische Differenz
Θ	Nickwinkel, Rotation um die y-Achse
λ	Reeler Parameter der Geradengleichung in der Parameterdarstellung
μ	Mittelwert
$\boldsymbol{\mu}$	Magnetisches Moment eines Atomkerns (Vektor)
ρ_0	Protonendichte
σ	Abschirmungskonstante
τ	Zeitliche Dauer des des elektromagnetischen Feldes der HF-Antenne
ϕ	Bildphase
$\Delta\phi_{\text{Fett}}$	Phasendifferenz des fetthaltigen Materials
$\Delta\phi_{\text{H}_2\text{O}}$	Phasendifferenz des wasserhaltigen Materials
$\Delta\phi$	Matrix der Phasendifferenz
$\Delta\phi_{\text{Fett}}$	Matrix der Fettphasendifferenz
Φ	Rollwinkel, Rotation um die x-Achse
Ψ	Gierwinkel, Rotation um die z-Achse
ω	Kreisfrequenz
ω_0	Kreisfrequenz der Präzessionsbewegung des magnetischen Momentes
ω_T	Kreisfrequenz des elektromagnetischen Feldes der HF-Antenne

Konstanten

α	$\approx 0,01 \frac{\text{ppm}}{^{\circ}\text{C}}$	Temperaturkoeffizient
π	$\approx 3,14159265359$	Kreiszahl
γ	$= 2,675 \cdot 10^8 \frac{\text{rad}}{\text{sT}}$	Gyromagnetisches Verhältnis
\mathcal{H}	$= 42,58 \cdot 10^6 \frac{\text{Hz}}{\text{T}}$	Gyromagnetisches Verhältnis als gamma-bar Wert
k	$= 1,38064853 \cdot 10^{-23} \frac{\text{J}}{\text{K}}$	Boltzmann-Konstante
h	$= 6,626070040 \cdot 10^{-34} \text{J s}$	Plancksche Wirkungsquantum

Abbildungsverzeichnis

2.1	Verhalten der Wasserstoffkerne. a Magnetisches Moment. b Präzessionsbewegung des atomaren Kreisels um die Hauptachse eines extern anregenden Magnetfeldes. c Sich makroskopische einstellende longitudinale Magnetisierung M_z (angelehnt an [26,27]).	6
2.2	Verhalten der longitudinalen Magnetisierung bei Anregung durch einen HF-Puls. a Gleichgewichtszustand der Magnetisierung. b Anregender HF-Puls. c Auswirkung des HF-Pulses auf die Magnetisierung (angelehnt an [29]).	7
2.3	Relaxationsverhalten von weißer Substanz ($T_1 = 600$ ms, $T_2 = 80$ ms) und Zerebrospinalflüssigkeit ($T_1 = 4500$ ms, $T_2 = 2200$ ms). a Spin-Gitter Relaxation. b Spin-Spin Relaxation (basierend auf [27]).	8
2.4	Verhalten der transversalen Magnetisierung während der Ortscodierung. a Schichtselektive Anregung. b Nach der Phasencodierung. c Während der Frequenzcodierung. d k-Raum.	10
2.5	Koronale Aufnahme einer menschlichen Leber (weißer bzw. schwarzer Pfeil) im MRT. a Betragsbild bzw. Magnitudenbild. b Phasenbild.	11
2.6	Pulsdiagramm einer FLASH-Sequenz (basierend auf [28,32]).	11
2.7	Freie und gebundene Wasserstoffmoleküle. a Teilchenkonfiguration eines freien Wasserstoffmoleküls mit intramolekularen WBB (roter Pfeil). b Verringerung der lokalen Abschirmung $B_{\text{Abschirmung}}$ bei Eingehung von intermolekularen WBB (roter Pfeil) mit benachbarten Molekülen (in Anlehnung an [29]).	13
2.8	Softwarearchitektur des MAGNETOM Skyra basierend auf [32,44].	15
2.9	Verwendete Koordinatensysteme. a Physikalisches Koordinatensystem [44]. b Gradientenkoordinatensystem. c Patientenkoordinatensystem.	17
2.10	Anzeige der Bilddaten innerhalb der GUI des MRT-Scanners. a Transversale Schicht. b Koronale Schicht. c Sagittale Schicht.	18
2.11	Exemplarisches Beispiel der Beziehung zwischen dem physikalischen Koordinatensystem und dem Gradientenkoordinatensystem [32,44].	18
2.12	Optisches Moiré Phase Trackingsystem. a MP-Marker mit den verschiedenen Landmarken und RGR-Regionen. b Messaufbau im MRT. c Skizzenhafte Darstellung der Kameraposition im MRT mit dem dazugehörigen Field of View (FOV).	19

2.13	Verwendete Koordinatensysteme des MPT und deren Beziehung zueinander. a Tracking Target Koordinatensystem des MP-Markers. b Kamerakoordinatensystem. c Verhältnis vom Tracking Target Koordinatensystem zum Kamerakoordinatensystem. d Kamerakoordinatensystem relativ zum physikalischen Koordinatensystem.	20
2.14	Kameraversionen des MPT. a Vorgängermodell mit sichtbarem Licht. b Neues Kameramodell mit infrarotem Licht.	20
2.15	Prospektive Bewegungskorrektur am MRT (reproduziert mit Erlaubnis von [51]). a Beißschiene mit angebrachten MP-Marker. b MRT-Bilder mit Bewegungskorrektur ausgeschaltet. c MRT-Bilder mit Bewegungskorrektur angeschaltet.	22
2.16	Cross-Kalibrierung zwischen KKS und PKS. a Transformation zwischen KKS und PKS. b Schemenhafte Darstellung der iterativen Cross-Kalibrierung.	23
2.17	Skizzenhafte Darstellung der komplexen Beziehung zwischen den vier verschiedenen Koordinatensystemen TKS, KKS, PKS und GKS.	23
2.18	Prinzipieller Aufbau der Sequenz für die Bewegungskorrektur. a Vereinfachter Programmablaufplan der <code>mz_gre_xpace</code> und der dazugehörigen Bibliothek <code>mz_lib_xpace</code> . b Resultierende Schichtjustierung.	24
2.19	Examskarte <i>Sequence Special</i> der <code>mz_gre_xpace</code> Pulssequenz.	25
3.1	MRT-Aufnahme und Pathologie eines HCC. a Transversale MRT-Aufnahme der Leber mit HCC (weißer Pfeil) bei Gabe von Kontrastmittel nach 20 s bis 40 s während der arteriellen Phase [60]. b Transversale MRT-Aufnahme mit HCC (weißer Pfeil) nach 40 s bis 90 s während der venösen Phase [60]. c HCC (weißer Pfeil) im pathologischen Schnittbild [61].	28
3.2	Zoneneinteilung um den Applikator während der Tumorablation. a Hypothermische Ablation. b Hyperthermische Ablation (angelehnt an [59]).	28
3.3	Prinzipieller Ablauf einer MRT-geführten Ablation von Lebertumoren.	30
3.4	Beispiel einer Patientenvorbereitung und Sterilisierung für eine MRT-geführte Ablation von Lebertumoren. a Lagerung des narkotisierten Patienten auf dem Untersuchungstisch mit flexibler Empfangsspule [60]. b Sterilisierung des Patienten und der verwendeten Spule [60].	31
3.5	Beispiel für die Echtzeitnadelführung im MRT während des Findens der Einstichstelle mit Hilfe drei paralleler Schichten (Distanzfaktor 10 mm) und dem Finger [60].	32
3.6	Übersicht der möglichen Verfahren zum Finden des Zielpunktes am geschlossenen MRT-System.	33

3.7	Exemplarisches Beispiel für die Echtzeitnadelführung im MRT während des Findens des Zielpunktes mit Hilfe der Freihand-Technik unter der Verwendung von drei parallelen Schichten (Distanzfaktor 10 mm) [60].	34
3.8	Übersicht möglicher Verfahren zur Bewegungskorrektur von PRF-Thermometrie.	37
5.1	Verlauf der Koordinaten x, y und z der detektierten Position ${}^P P_i$ (rot) eines stationären MP-Markers über 160 min mit zugehöriger Kameratemperatur T (schwarz).	48
5.2	Verlauf der aufgenommenen Orientierung ${}^P q_i$ (rot) eines stationären MP-Markers als Euler-Winkel bestehend aus Φ, Θ und Ψ über 160 min.	48
5.3	Standardabweichung s der aufgenommenen Trackingdaten ${}^P P_i$ und ${}^P q_i$ für verschiedene Startzeitpunkte t_{Start}	49
5.4	Verlauf der Koordinaten x, y und z der detektierten Position ${}^P P_i$ (rot) eines stationären MP-Markers über 30 min mit resultierendem Mittelwert (schwarz).	50
5.5	Verlauf der aufgenommenen Orientierung ${}^P q_i$ (rot) eines stationären MP-Markers über 30 min als Euler-Winkel bestehend aus Φ, Θ und Ψ mit resultierendem Mittelwert (schwarz).	51
5.6	Oberfläche der SPM Software zur Registrierung von zwei 3D-Bilddatensätzen mit der Registrierfunktion <i>Coregister: Estimate</i> und den einzustellenden Optionen (rot umrandet) [143].	52
5.7	Transversales MRT-Bild der Schicht 66 von 160 Schichten für die verschiedenen Experimente i mit hervorgehobenen Unterschieden (schwarzer Pfeil). a Referenzbild. b Experiment $i=1$. c Experiment $i=5$. d Experiment $i=10$	54
5.8	Kalibrierung einer Nadel für eine genaue Echtzeitnadelführung. a Benötigter Translationsvektor ${}^T P_{\text{Trans}}$ zur Positionierung der Bildmitte in die Nadelspitze. b Rotation ${}^T q_{\text{Trans}}$ zur Ausrichtung der Bildschicht entlang der Nadel.	55
5.9	Keramiknadel mit MP-Marker Halterung. a 3D-gedruckte Halterung mit MP-Markern. b Maße der Halterung und der dazugehörigen Keramiknadel.	56
5.10	Kalibrierbrett zur Ermittlung der Kalibrierparameter der Keramiknadel. a Prinzipieller Aufbau des Kalibrierbrettes relativ zum Kamerakoordinatensystem mit einem exemplarischen MP-Marker an der Nadel. b Angefertigtes Kalibrierbrett aus Kunstholz mit 24 Vertiefungen für seitlich und hinten angebrachten MP-Marker.	57
5.11	Bildschichten des hoch aufgelösten C-Arm CT-Datensatzes des um 180° gedrehten Kalibrierbrettes.	59
5.12	Programmablaufplan zur Ermittlung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierbrettes.	59
5.13	Messaufbau zur Kalibrierung mit Hilfe des Kalibrierbrettes. a Messaufbau während des Kalibrierprozess. b Messaufbau zur Verifizierung der Kalibrierung.	61

5.14	Programmablaufplan zur Detektion der Nadelspitze und -orientierung im Verifizierungsdatensatz.	61
5.15	Verlauf der Koordinaten x , y und z der detektierten Position ${}^K P_i$ (rot) des MP-Markers (S:6019/M:207) in den einzelnen Referenzlöcher im Kalibrierbrett.	64
5.16	Verlauf der aufgenommenen Orientierung ${}^K q_i$ (rot) des MP-Markers (S:6019/M:207) als Euler-Winkel bestehend aus Φ , Θ und Ψ in den einzelnen Referenzlöchern im Kalibrierbrett.	64
5.17	Schichten des 3D-Verifizierungsdatensatzes zur Überprüfung der Kalibrierparameter des hinten angebrachten MP-Markers (S:6019/M:207) mit eingezeichneter Orientierung des GKS (rot). a Schicht 8/16. b Schicht 9/16. c Schicht 10/16. d Schicht 11/16.	65
5.18	Visualisierung der nadelzugehörigen Pixelpunkte ${}^G P_{Nadel_i}$ (schwarz), der Nadelmitten ${}^G P_{Mitte_j}$ (rot) für jeden Querschnitt j und der Regressiongeraden (blau) für den Verifizierungsdatensatzes zur Überprüfung der Kalibrierung des hinten angebrachten MP-Markers.	66
5.19	Gefertigter Kalibrierkörper. a Konstruktion des Kalibrierkörpers in SolidWorks. b Schnittansicht mit zugehörigem Koordinatensystem TKS des MP-Markers. c 3D-gedruckter Kalibrierkörper mit Keramiknadel und Referenzmarker.	68
6.1	Examskarte <i>Sequence Special</i> der <code>uk_BEAT_xpace</code> Pulssequenz mit Parametern aus der Bewegungskorrektursequenz (rot umrandet) und neuen Optionen typischer Konfiguration für die Echtzeitnadelführung zum Finden des Zielpunktes (grün umrandet).	74
6.2	Programmablaufplan der implementierten Pulssequenz <code>uk_BEAT_xpace</code>	75
6.3	Einzulesende Informationen für die Echtzeitnadelführung. a Datei mit den Kalibrierparametern. b Datei mit dem geplanten Eintritts- und Zielpunkt der Nadel.	76
6.4	Beispielhafte Darstellung eines sagittalen MRT-Bildes (PE-Richtung: H«F) relativ zur Patientenregistrierung mit zugehöriger Lage des PKS, GKS, PaKS und TKS. a Registrierung <i>Kopf voran, Rückenlage</i> ohne Verwendung der Kalibrierparameter. b Registrierung <i>Kopf voran, Rückenlage</i> während der Echtzeitnadelführung. c Registrierung <i>Füße voran, Rückenlage</i> während der Echtzeitnadelführung.	77
6.5	Examskarte <i>Routine</i> in der Syngo-Oberfläche der <code>uk_BEAT_xpace</code> Pulssequenz zur Einstellung der Schichtorientierung ${}^P q_{SchichtSyngo}$ (grün umrandet), der Anzahl der Schichten (rot umrandet) und dem FOV (blau umrandet).	78

6.6	Orientierung der Schichten (rot) während der Echtzeitnadelführung relativ zu einem Phantom und der mit einem MP-Marker versehenen Nadel mit zugehöriger Anzeige innerhalb der GUI des MRT-Scanners (eingestellte Schichtorientierung in der Syngo-Oberfläche: <i>Sagittal</i>). a Schicht 1 ($\Psi = 0, 0^\circ$). b Schicht 2 ($\Psi = 90, 0^\circ$).	80
6.7	Definition des GUI-Koordinatensystems. a Orientierung relativ zu den zwei Schichten der Echtzeitnadelführung. b Anzeige der beiden Schichten in der GUI des MRT-Scanners.	80
6.8	Programmablaufplan zur Codierung des Parameters $^{GUI}P_{Ziel}$ in 16-Bit Binärcode.	81
6.9	Orientierung der Schichten (rot) während der Echtzeitnadelführung relativ zum definierten Eintrittspunkt mit zugehöriger Anzeige innerhalb der GUI des MRT-Scanners. a Schicht 1. b Senkrecht dazu ausgerichtete Schicht 2.	82
6.10	Programmablaufplan zur Codierung der Parameter $^{GUI}x_{Eintritt}$ und $^{GUI}z_{Eintritt}$ in 16-Bit Binärcode.	83
6.11	Speicherung der final erreichten Schichtposition und -orientierung sowie der verwendeten Zielposition in der Datei <code>xpace-sp_needleguidance.log</code>	83
6.12	ICE-Programm <code>uk_IceProgramTracking.ipr</code>	84
6.13	Definition des GOF Koordinatensystems.	85
6.14	Prinzipieller Bildaufbau der Visualisierung während des Findens des Eintrittspunktes bei der Verwendung von zwei Schichten. a Beispielhafte Überlagerung an einem MRT-Bild. b Positionen der einzelnen Grafiken relativ zum Koordinatenursprung (Parameter <code>Ori=m_iOrientationItems</code>).	86
6.15	Prinzipieller Bildaufbau der Visualisierung während des Findens des Zielpunktes bei der Verwendung von zwei Schichten. a Beispielhafte Überlagerung an einem MRT-Bild. b Positionen der einzelnen Grafiken relativ zum Koordinatenursprung (Parameter <code>Ori = m_iOrientationItems</code>).	87
6.16	Prinzipieller Bildaufbau der Visualisierung sobald keine Trackingdaten mehr vorhanden sind. a Beispielhafte Überlagerung an einem MRT-Bild. b Positionen der einzelnen Grafiken relativ zum Koordinatenursprung.	88
6.17	Messaufbau zur Evaluierung der Echtzeitnadelführung mit Hilfe des MPT beim Finden des Eintrittspunktes. a Schematische Ansicht des Messaufbaus von oben. b Frontale Aufnahme des Messaufbaus.	89
6.18	Planung des Eintrittspunktes innerhalb des IFE (grün) und eines beliebigen Zielpunktes (rot) mit zugehöriger Anzeige der benötigten Variablen z_{Tisch} und $x_{Lateral}$	90
6.19	Messaufbau zur Evaluierung der Echtzeitnadelführung mit Hilfe des MPT beim Finden des Zielpunktes. a Schematische Ansicht des Messaufbaus von oben. b Frontale Aufnahme des Messaufbaus. c Verwendetes Phantom zur Überprüfung der Echtzeitnadelführung ohne zusätzlichen Sichtschutz.	94

6.20	Planung der ersten Punktion innerhalb des IFE für den ersten Probanden anhand der Markierung des Eintritts- (grün) und Zielpunktes (rot).	95
6.21	Auszug der MRT-Bilder der Echtzeitnadelführungssequenz zum Finden des Eintrittspunktes für den achten Eintrittspunkt mit Hervorhebung der aktuellen Nadelspitze (weißer Pfeil).	101
6.22	Auszug aus dem 3D-Verifizierungsdatensatz für den dritten Eintrittspunkt während der Verwendung des MPT zum Finden des Eintrittspunktes. a Schicht 9/16. b Schicht 10/16. c Schicht 11/16. d Schicht 12/16.	101
6.23	Auszug der MRT-Bilder der Echtzeitnadelführungssequenz zum Finden des Zielpunktes für den fünften Probanden während der ersten Trajektorie.	104
6.24	Ergebnisse des NASA TLX Fragebogens. a Durchschnittliches Rating für die einzelnen Parameter. b Durchschnittliches gewichtetes Rating.	105
6.25	Auszug aus dem 3D-Verifizierungsdatensatz des Probanden acht während der Trajektorie drei. a Schicht 7/16. b Schicht 8/16. c Schicht 9/16. d Schicht 10/16.	106
7.1	Schematische Visualisierung der Nadelbewegung in Abhängigkeit zur lokal in der Leber vorliegenden Bewegung.	109
7.2	Magnitudenbilder einer FLASH-Sequenz während der Mikrowellenablation mit Rauscheinträgen (weißer Pfeil). a Phantom, 2,34 mm × 2,34 mm × 4 mm, Rücken- und Oberflächenspule als Empfangsspule. b Mensch, 2,81 mm × 2,81 mm × 4 mm, Rücken- und Oberflächenspule als Empfangsspule [60]. c Ex vivo Schweineleber, 1,9 mm × 1,9 mm × 4 mm, 20-Kanal Kopf-/Nackenspule als Empfangsspule.	110
7.3	Prinzipieller Ablauf der Triggerung des MWA-Gerätes durch das MRT.	110
7.4	Examskarte <i>Sequence Special</i> der <code>uk_BEAT_xpace</code> Pulssequenz mit Parametern typischer Konfiguration aus der Bewegungskorrektursequenz (rot umrandet) und neu hinzugefügte Option zur Erzeugung eines Triggersignales (weiß umrandet).	111
7.5	Programmablaufplan der implementierten Pulssequenz <code>uk_BEAT_xpace</code> bei Verwendung zur prospektiven Bewegungskorrektur mit Erzeugung eines Triggersignales.	112
7.6	Messbehälter zur Untersuchung der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie. a Aufnahme des Behälters von oben. b Position des Behälters auf der sich bewegenden Plattform in der Kopfspule.	113
7.7	Messaufbau zur Evaluierung der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie. a Schematische Ansicht des Messaufbaus von oben. b Frontale Aufnahme des Messaufbaus.	114

7.8	Programmablaufplan zur Ermittlung der korrigierten Temperaturdifferenz, des Fehlers zum Temperatursensor und des vorliegenden SNR-Verhältnis in der MRT-Messung.	116
7.9	Schnittbild der ex vivo Leberproben parallel zur Ablationsnadel. a Experiment 8. b Experiment $i=9$. c Experiment $i=10$. d Experiment $i=11$	118
7.10	Magnituden- und Phasendifferenzbild sowie verwendete Masken für das Experiment eins bis sechs mit Hervorhebung der Ablationsnadel und des Temperatursensors (weißer Pfeil). a Magnitudenbild $ \underline{L}_{40,1}(x, y) $. b Kombinierte Phasendifferenz $\Delta\phi_{39,1}(x, y)$. c Maske der fetthaltigen Regionen. d Maske der nicht-erhitzten Referenzregion. e Maske um den Temperatursensor.	119
7.11	Verlauf der Koordinaten x, y und z der Position ${}^P P_{MP}$ (rot) des an der Ablationsnadel angebrachten MP-Markers während des zweiten Experimentes.	120
7.12	Verlauf der aufgenommenen Orientierung ${}^P q_{MP}$ (rot) des an der Ablationsnadel angebrachten MP-Markers während des zweiten Experimentes.	120
7.13	Mit Hilfe der Fettphase korrigierte (rot) und unkorrigierte (schwarz) Temperaturdifferenz $\Delta\bar{T}_{ROI_{k-1,1}}$ in der nicht-erhitzten ROI für das erste Experiment. . . .	121
7.14	Standardabweichung der Temperaturdifferenz $\Delta T_{k-1,i}(x, y)$ über alle Wiederholungen für die Experimente eins bis drei mit Farbcodierung (rechts). a Experiment $i=1$. b Experiment $i=2$. c Experiment $i=3$	122
7.15	Verlauf des Fehlers $F_{Sensor_{k-1,i}}$ für das erste (schwarz), zweite (blau) und dritte (rot) Experiment.	123
7.16	Auszug der Magnitudenbilder während der kontinuierlichen Bildaufnahme mit Hervorhebung der Leberrandbereiche und eines mit Butter gefüllten Reagenzglases (weiß) sowie der vorliegenden inter-scan Verschiebungen (weißer Pfeil). a Experiment $i=1$. b Experiment $i=2$. c Experiment $i=3$	124
7.17	Standardabweichung der Temperaturdifferenz $\Delta T_{k-1,i}(x, y)$ über alle Wiederholungen für die Experimente vier bis sechs mit Farbcodierung (rechts). a Experiment $i=4$. b Experiment $i=5$. c Experiment $i=6$	125
7.18	Verlauf des Fehlers $F_{Sensor_{k-1,i}}$ für das vierte (schwarz), fünfte (blau) und sechste (rot) Experiment.	125
7.19	Auszug der Magnitudenbilder während der Bildaufnahme mit Pause mit Hervorhebung der Randbereiche der ex vivo Leberprobe und eines mit Butter gefüllten Reagenzglases (weiß) sowie der vorliegenden inter-scan Verschiebungen (weißer Pfeil). a Experiment $i=4$. b Experiment $i=5$. c Experiment $i=6$	126

7.20	Magnitudenbild und Standardabweichung der korrigierten Temperaturdifferenz $\Delta T_{k-1,i}(x, y)$ über alle Wiederholungen in jedem Bildpixel für das zweite und siebte Experimente mit entsprechender Farbcodierung (rechts). a Magnitudenbild $ \underline{I}_{40,2}(x, y) $. b Magnitudenbild $ \underline{I}_{40,7}(x, y) $. c Standardabweichung Experiment $i=2$. d Standardabweichung Experiment $i=7$	127
7.21	Magnitudenbilder während der Ablation und finale Temperaturkarte $\Delta T_{39,i}(x, y)$ mit Farbcodierung (rechts) und Hervorhebung des ablatierten Bereiches (weißer Pfeil). a Experiment $i=8$. b Experiment $i=9$	127
7.22	Verlauf des Fehlers $F_{Temp_{k-1,i}}$ für das siebte (schwarz), achte (blau) und neunte (rot) Experiment.	128
7.23	Verlauf der Temperaturdifferenz des Temperatursensors $\Delta T_{TempSensor_{k-1,i}}$ (schwarz) und der MRT-Messung $\Delta \bar{T}_{MRT_{k-1,i}}$ (rot) für das achte (oben) und neunte (unten) Experiment.	129
7.24	Magnitudenbilder während der Ablation mit Hervorhebung eines mit Butter gefüllten Reagenzglas (weiß) sowie der vorliegenden inter-scan Verschiebung (weißer Pfeil) und finale Temperaturkarte $\Delta T_{39,i}(x, y)$ mit Farbcodierung (rechts). a Experiment $i=10$. b Experiment $i=11$	130
7.25	Verlauf des Fehlers $F_{Sensor_{k-1,i}}$ für das neunte (schwarz), zehnte (blau) und elfte (rot) Experiment.	130
7.26	Verlauf der Temperaturdifferenz des Temperatursensors $\Delta T_{TempSensor_{k-1,i}}$ (schwarz) und der MRT-Messung $\Delta \bar{T}_{MRT_{k-1,i}}$ (rot) für das zehnte (oben) und elfte (unten) Experiment.	131
8.1	Ausschnitt der Magnitudenbilder $ \underline{I}_{1,i}(x, y) $ und $ \underline{I}_{40,i}(x, y) $ für das neunte und elfte Experiment mit Hervorhebung des sich über die Zeit bewegenden Bildartefaktes des Temperatursensor. a Experiment $i=9$. b Experiment $i=11$	145
A.1	Visualisierung der Rotationsmatrix und der Euler-Winkel. a Drehung um den Winkel β um die verschiedenen Hauptachsen des kartesischen Koordinatensystems. b Die drei Euler-Winkel relativ zu den Hauptachsen.	156
A.2	Fragebogen zur Erfassung der Erfahrung in Jahren im Bereich der radiologischen Bilddaten, Interventionen, CT-Interventionen und MRT-Interventionen. . .	167
A.3	Verwendete Ablaufdiagramme zur Erläuterung der Durchführung der Experimente.	168
A.4	Schriftliche Erläuterung zum Ausfüllen des NASA TLX Fragebogens.	169
A.5	Erster Fragebogenteil des NASA TLX.	170
A.6	Zweiter Fragebogenteil des NASA TLX inklusiver der Erläuterung zum Ausfüllen.	171

Tabellenverzeichnis

2.1	Verschiedene technische Eigenschaften der VL Kamera und der IR Kamera [47].	21
5.1	Differenzposition ${}^P\mathbf{P}_{\text{Diff}_i}$ und -orientierung ${}^P\mathbf{q}_{\text{Diff}_i}$ des angebrachten MP-Markers relativ zur Startposition für die zehn verschiedenen Experimente.	53
5.2	Ergebnisse der rigiden Transformation zwischen Referenzdatensatz und den verschiedenen bewegungskorrigierten Volumina anhand der Translation ${}^{\text{Ref}}\mathbf{P}_{\text{SPM}_i}$ und dem Rotationsquaternion ${}^{\text{MoCo} \rightarrow \text{Ref}}\mathbf{q}_{\text{SPM}_i}$	54
5.3	Parametereinstellungen für die DE Optimierung zur Ermittlung der Kalibrierparameter mit Hilfe eines Kalibrierbrettes.	60
5.4	Ergebnisse der DE Optimierung zur Ermittlung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierbrettes.	65
5.5	Überprüfung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierbrettes.	66
5.6	Mittelwert für die Position ${}^K\mathbf{P}_{\text{Referenz}}$ und Orientierung ${}^K\mathbf{q}_{\text{Referenz}}$ des Referenzmarkers sowie die Position ${}^K\mathbf{P}_{\text{MP}}$ und Orientierung ${}^K\mathbf{q}_{\text{MP}}$ der vier zu kalibrierenden Marker.	69
5.7	Ermittelte Kalibrierparameter ${}^T\mathbf{P}_{\text{Trans}}$ und ${}^T\mathbf{q}_{\text{Trans}}$ mit Hilfe des Kalibrierkörpers für die vier verschiedenen MP-Marker.	69
5.8	Ergebnisse der Validierung der Kalibrierparameter ${}^T\mathbf{P}_{\text{Trans}}$ und ${}^T\mathbf{q}_{\text{Trans}}$ mit Hilfe des Kalibrierkörpers.	69
6.1	Initialisierung der sechs Elemente des Datenfeldes <code>m_iOrientationItems</code> in Abhängigkeit von der Patientenregistrierung ${}^{\text{Pa} \rightarrow \text{P}}\mathbf{q}$ am Beispiel der Registrierung <i>Kopf voran, Rückenlage</i>	77
6.2	Farbdefinition der Nadelverlängerung und des Zieles in Abhängigkeit des Parameters <i>Accuracy Level</i>	88
6.3	Definition der geplanten Eintrittspunkte ${}^{\text{Pa}}\mathbf{P}_{\text{Eintritt}_i}$ für die zehn verschiedenen Experimente.	91
6.4	Definition der Reihenfolge der Trajektorien für die verschiedenen Probanden j	96
6.5	Definition des Zielpunktes als $\mu (\pm s)$ und des Eintrittspunktes für die verschiedenen Trajektorien.	97

6.6	Aufgestellte Hypothesen zur statischen Untersuchung des gemessenen Nutzerfehlers, Systemfehlers, Gesamtfehlers sowie der benötigten Zeit für die beiden Probandengruppen Nicht-Ärzte und Ärzte.	100
6.7	Benötigte Zeit zum Finden des Eintrittspunktes sowie ermittelter Fehler mit Hilfe des MPT (Variante I) und bei Verwendung des IFE (Variante II) mit zugehöriger Angabe von Mittelwert μ und Standardabweichung s	102
6.8	Benötigte Zeit für die Probepunktion und Ergebnis der Befragung bzgl. des minimal vertretbaren und maximal zulässigen durchschnittlichen Fehlers sowie der von den Teilnehmern erwartete prozentuale Unterschied zwischen den beiden Versuchsgruppen vor Beginn der zehn Punktationen als $\mu (\pm s)$	103
6.9	Ergebnisse der beiden Fragebögen des NASA TLX mit Unterscheidung in ungewichtete sowie gewichtete Ratings und den resultierenden Mittelwert für die gesamte Arbeitsbelastung als $\mu (\pm s)$	106
6.10	Benötigte Zeit zum Finden des Eintritts- und Zielpunktes sowie ermittelter Nutzerfehler, Systemfehler und Gesamtfehler für die Ärztegruppe, die Nicht-Ärzte und alle Probanden in $\mu (\pm s)$	107
7.1	Experimentablauf zur Untersuchung der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie pro k-Raum Zeile an ex vivo Leberproben.	115
7.2	Aufgestellte Hypothesen zur statischen Untersuchung des durchschnittlichen Fehlers $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ zwischen externem Temperatursensor und MRT-Messung für verschiedene Experimente i	118
7.3	Maximal detektierte Auslenkung des MP-Markers für die sechs Experimente mit Bewegung.	119
7.4	Ermittelte Temperaturdifferenz $\Delta \bar{T}_{\text{ROI}_{k-1,i}}$ in einer nicht-erhitzten ROI in der Leber, Fehler $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ der Temperaturmessung sowie berechneter $\text{SNR}_{\text{ROI}_{k-1,i}}$ für die elf verschiedenen Experimente in $\mu (\pm s)$	122
8.1	Punktionsfehler und -zeiten für das Finden des Zielpunktes an Phantomen am geschlossenen MRT-System unter Verwendung diverser Verfahren für Echtzeitnadelführungen in $\mu \pm s$	134
8.2	Präzision der Temperaturdifferenz mit der PRF-Thermometriemethode in einer nicht-erhitzten Referenzregion an sich bewegenden Objekten unter Verwendung verschiedener Verfahren zur Bewegungskorrektur - Teil 1.	143
8.3	Präzision der Temperaturdifferenz mit der PRF-Thermometriemethode in einer nicht-erhitzten Referenzregion an sich bewegenden Objekten unter Verwendung verschiedener Verfahren zur Bewegungskorrektur - Teil 2.	144

A.1	Ermittelte Position ${}^{Ka}P_{Ref_i}$ und Orientierung ${}^{Ka}q_{Ref_i}$ der Referenzlöcher für hinten und seitlich angebrachte MP-Marker.	159
A.2	Position und Orientierung der Referenzlöcher für hinten und seitlich angebrachte MP-Marker mit Hilfe eines CT-Datensatzes.	160
A.3	Ergebnisse der DE Optimierung zur Ermittlung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierbrettes bei der Verwendung des CT-Datensatzes.	161
A.4	Ergebnisse der Überprüfung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierbrettes bei der Verwendung des CT-Datensatzes.	161
A.5	Ergebnisse der DE Optimierung zur Ermittlung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierbrettes bei der Verwendung von mehreren Wiederholungen.	162
A.6	Ergebnisse der Überprüfung der Kalibrierparameter mit Hilfe des Kalibrierbrettes bei der Verwendung von mehreren Wiederholungen.	162
A.7	Protokolleinstellungen der Bewegungskorrektursequenz <code>mz_gre_xpace</code>	163
A.8	Protokolleinstellungen der GRE-Sequenz zur Planung der gewünschten Nadeltrajektorie während des Findens des Eintrittspunktes.	163
A.9	Protokolleinstellungen der Echtzeitnadelführungssequenz während des Findens des Eintrittspunktes.	164
A.10	Protokolleinstellungen der Echtzeitnadelführungssequenz während des Findens des Zielpunktes.	164
A.11	Protokolleinstellungen der Echtzeitnadelführungssequenz zur Überprüfung der Genauigkeit der Instrumentenkalibrierung.	165
A.12	Protokolleinstellungen zur Evaluierung der prospektiv bewegungskorrigierten Thermometrie.	166
A.13	Ablehnungsbereiche für den Zweistichproben-t-Test für zwei unabhängige Grundgesamtheiten mit homogenen Varianzen.	174
A.14	Ergebnisse der Zweistichproben-t-Test für zwei unabhängige Stichproben sowie der dazugehörigen Überprüfung auf Normalverteilung und Varianzhomogenität für die beiden Hypothesentests zur statischen Untersuchung des durchschnittliche gemessenen Fehlers und der benötigten Zeit während des Findens des Eintrittspunktes zwischen der Variante I (MPT) und Variante II (IFE).	176
A.15	Ergebnisse der Zweistichproben-t-Test für zwei unabhängige Stichproben sowie der dazugehörigen Überprüfung auf Normalverteilung und Varianzhomogenität für die vier Hypothesentests zur statischen Untersuchung des durchschnittliche gemessenen Fehlers und der durchschnittlich benötigten Zeit während des Findens des Zielpunktes zwischen der Ärztgruppe und den Nicht-Ärzten.	177

- A.16 Ergebnisse der Zweistichproben-t-Test für zwei unabhängige Stichproben sowie der dazugehörigen Überprüfung auf Normalverteilung und Varianzhomogenität für die Hypothesentests eins bis vier zur statischen Untersuchung des durchschnittlichen Fehlers $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ zwischen externen Temperatursensor und MRT-Messung für verschiedene Experimente i 178
- A.17 Ergebnisse der Zweistichproben-t-Test für zwei unabhängige Stichproben sowie der dazugehörigen Überprüfung auf Normalverteilung und Varianzhomogenität für die Hypothesentests fünf bis acht zur statischen Untersuchung des durchschnittlichen Fehlers $F_{\text{Sensor}_{k-1,i}}$ zwischen externen Temperatursensor und MRT-Messung für verschiedene Experimente i 179