



Prospektiv bewegungskorrigierte
in-vivo 4D Phasenkontrastbildgebung
bei 7 Tesla

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktoringenieur (Dr.-Ing.)

angenommen durch die Fakultät für Informatik
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

von Dipl. Ing. Daniel Stucht

geb. am 08.06.1979 in Trier

Gutachterinnen/Gutachter

Prof. Dr. Johannes Bernarding

Prof. Dr. Oliver Speck

Prof. Dr. Anja Hennemuth

Magdeburg, den 05.12.2024

Ehrenerklärung

Ich versichere hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; verwendete fremde und eigene Quellen sind als solche kenntlich gemacht. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe eines kommerziellen Promotionsberaters 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.

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 Schadensersatzansprüche des Urhebers sowie eine strafrechtliche Ahndung durch die Strafverfolgungsbehörden begründen 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.

Magdeburg, den 06.06.2024

Daniel Stucht

Abstract

Ultra High-field (UHF) magnetic resonance imaging (MRI) systems, such as 7 T (Tesla) tomographs, are able to acquire a magnetic resonance signal with a higher signal-to-noise ratio (SNR) than devices with lower field strengths. They are particularly suitable for recording data with higher spatial resolution, as is often required in the fields of clinical and neuroscientific imaging. Movements such as heartbeat, breathing, swallowing movements or muscle relaxation cannot be prevented even with cooperative and experienced test subjects and lead to motion artifacts and to a reduced effective resolution of the images. Furthermore, motion artifacts caused by smaller movements, which would be unnoticeable in lower resolution images, are also visible in higher resolution images. Long measurement times are already a challenge for some MRI acquisition methods, even without particularly high resolution. This also includes 4D phase contrast-MRI (PC-MRI), which can depict temporally repetitive processes such as pulsatile blood flow by recording data triggered by the heartbeat. With higher spatial and temporal resolution and a larger field of view (FOV), measurement times of 30 bis 60 min or more are not uncommon, making the occurrence of unwanted patient motion more likely. Patient movement reduces the effective resolution and therefore represents a biological resolution limit.

Prospective motion correction (PMC) at 3 T and 7 T has proven to be effective against image artifacts caused by motion. Although the use of prospective motion correction is increasingly widely reported, most of the work is proof of concept (POC) studies and technical descriptions, whereas descriptions of practical applications and clinical benefits are still rare. This thesis describes the technical principles of prospective motion correction using an external camera system for motion tracking and the adaptations required to use the system in the UHF environment. The gradients and frequencies of the MRI scanner are adjusted according to the motion data to ensure consistency of the recorded data.

Two possible applications in the UHF MRI environment, which are both characterized by very long measurement times, are described: the acquisition of very high-resolution MR data and the measurement of flow information using 4D PC-MRI. The long measurement times are due to the increased amount of data that must be collected for very high resolutions or for time-resolved data. The advantages of a field strength of 7 T even without motion correction in the two applications are presented and study data are shown, both with healthy test subjects and with aneurysm patients.

As a result, ultra-high-resolution motion-corrected MR data and large-volume, motion-corrected flow data with high temporal and spatial resolution from healthy subjects are presented and subjected to a qualitative and quantitative evaluation. The results show that PMC is able to improve the quality of MR measurements also when using the PC-MRI technique, especially with longer measurement times, even in cooperative subjects.

Kurzfassung

Ultrahoch-Feld (UHF) Magnetresonanztomografie (MRT) Systeme, wie 7 T (Tesla) Tomografen, sind in der Lage, ein Magnetresonanz-Signal mit einem höheren Signal-Rausch-Verhältnis (engl. signal-to-noise ratio) (SNR) zu erhalten als Geräte mit niedrigeren Feldstärken. Sie eignen sich daher besonders zur Aufnahme von Daten mit höherer räumlicher Auflösung, wie sie häufig in den Bereichen der klinischen und neurowissenschaftlichen Bildgebung verlangt werden. Bewegungen wie Herzschlag, Atmung, Schluckbewegungen oder Muskelentspannung lassen sich selbst mit kooperativen und erfahrenen Testpersonen nicht verhindern und führen zu Bewegungsartefakten und zu einer reduzierten effektiven Auflösung der Bilder. Des Weiteren sind in Aufnahmen mit höherer Auflösung auch Bewegungsartefakte sichtbar, die durch kleinere Bewegungen verursacht werden, welche in niedriger aufgelösten Bildern unauffällig wären. Lange Messzeiten stellen bei einigen MRT-Aufnahmeverfahren auch ohne besonders hohe Auflösung bereits eine Herausforderung dar. Hierzu zählt auch die 4D Phasenkontrast-MRT (phase contrast-MRI) (PC-MRI), welche zeitlich repetitive Abläufe wie den pulsatilen Blutfluss darstellen kann, indem die Datenaufnahme durch den Herzschlag getriggert erfolgt. Bei höherer räumlicher und zeitlicher Auflösung und einem größeren Sichtfeld (engl. Field of View) (FOV) sind Messzeiten von 30 bis 60 min oder mehr keine Seltenheit, wodurch das Auftreten unerwünschter Patientenbewegungen wahrscheinlicher wird. Patientenbewegungen verringern die effektive Auflösung und stellen daher eine biologische Auflösungsgrenze dar.

Prospektive Bewegungskorrektur (engl. prospective motion correction) (PMC) bei 3 T und 7 T hat sich als effektives Mittel gegen durch Bewegung verursachte Bildartefakte erwiesen. Auch wenn die Anwendung von prospektiver Bewegungskorrektur zunehmend häufig berichtet wird, handelt es sich bei dem Großteil der Arbeiten um Machbarkeitsnachweis (engl. Proof of Concept) (POC)-Studien und technische Beschreibungen, wohingegen Beschreibungen über die praktische Anwendbarkeit und klinischen Nutzen noch selten sind. Die vorliegende Arbeit beschreibt die technischen Grundlagen der prospektiven Bewegungskorrektur unter Verwendung eines externen Kamerasystems zur Bewegungserfassung und die Anpassungen, welche zur Nutzung des Systems in der UHF Umgebung nötig sind. Die Gradienten und Frequenzen des Magnetresonanz (MR)-Scanners werden entsprechend der Bewegungsdaten angepasst um die Konsistenz der aufgenommenen Daten zu gewährleisten.

Zwei mögliche Anwendungen in der UHF MRT Umgebung, welche beide von sehr langen Messzeiten gekennzeichnet sind, werden beschrieben: die Aufnahme sehr hoch aufgelöster MR-Daten und die Messung von Flussinformationen mittels 4D PC-MRI. Die langen Messzeiten sind auf die erhöhte Datenmenge, die für sehr hohe Auflösungen beziehungsweise für zeitaufgelöste Daten gesammelt werden muss, zurückzuführen. Die Vorteile einer Feldstärke von 7 T auch ohne Bewegungskorrektur bei den beiden Anwendungen werden dargestellt und Studiendaten gezeigt, sowohl mit gesunden Versuchspersonen als auch mit Aneurysmapatientinnen und -patienten.

Als Ergebnis der Arbeit werden zum einen ultrahochaufgelöste bewegungskorrigierte MR-Daten und zum anderen großvolumige, zeitlich und räumlich hochaufgelöste bewegungskorrigierte Flussdaten von gesunden Probanden präsentiert und einer qualitativen und quantitativen Bewertung unterzogen. Die Ergebnisse zeigen, dass PMC in der Lage ist, die Qualität von MR-Messungen auch bei Nutzung der PC-MRI-Technik, insbesondere bei längeren Messzeiten, auch bei kooperativen Probanden zu verbessern.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Problemdarstellung und Motivation	1
1.2	Fragestellungen und Ziele der Arbeit	2
1.3	Gliederung der Arbeit und Vorgehensweise	3
2	Grundlagen	7
2.1	Magnetresonanzbildgebung	8
2.1.1	Magnetisierung	8
	Präzession und Magnetfeld	8
	Anregung und Relaxation	11
	Kontrast und Gewichtung	15
2.1.2	Bildentstehung	16
	Elemente einer Magnetresonanz (MR)-Sequenz und Ortskodierung . . .	16
	Spinecho	18
	Gradientenecho	19
	k -Raum und Fourier-Transformation	19
2.1.3	Signal-Rausch-Verhältnis	21
2.1.4	Parallele Bildgebung	22
2.1.5	Ultrahoch-Feld (UHF) Magnetresonanztomografie (MRT)	22
2.2	4D Phasen Kontrast MRT	23
2.2.1	Flusskodierung	23
	Bipolare Gradienten	23
	Phasendifferenz	25
	3D PC-MRI und Flusskompensation	27
2.2.2	SNR und VNR	28
2.2.3	Zeitliche Auflösung und EKG-Triggerung	29
2.2.4	Artefakte bei der PC-MRI	31
2.3	Bewegung in der MR-Umgebung	34
2.3.1	Eigenschaften von Bewegung	35
2.3.2	Bewegungsartefakte	36
	In-plane Translation	37
	In-plane Rotationen	37

	Through-plane Bewegung	38
	Bewegung während der 4D PC-MRI	38
2.3.3	Notwendigkeit für Bewegungskorrektur in der UHF-MRT	39
2.3.4	Bewegungsverfolgung	40
2.3.5	Kreuzkalibrierung	42
	Koordinatensysteme	42
	Relation zwischen externem Trackingsystem und Scanner	42
	Referenzmarker	43
2.3.6	Bewegungskorrektur	43
	Bewegungsvermeidung und Synchronisation	43
	Retrospektive Bewegungskorrektur	44
	Prospektive Bewegungskorrektur	44
3	Prospektive Bewegungskorrektur bei 7 Tesla	47
3.1	Hardware und technische Umsetzung der prospektiven Bewegungskorrektur	48
3.1.1	Vorarbeiten und verwendete Hardware und Software	48
	Software und Sequenz	48
	Bewegungsverfolgung	49
	Entwicklungshistorie	49
3.1.2	Pipeline der Bewegungskorrektur	50
	Kreuzkalibrierung	51
	Probandenlagerung, Marker und Aufbissschiene	51
	Positionsbestimmung	53
	Matrixtransformation, Berechnung der Positions- und Lagedifferenzen	53
	Anpassung des Scanvolumens und Bilderzeugung	54
3.1.3	Präzision der Repositionierbarkeit der Aufbissschiene	54
3.2	Hochauflösende In-vivo MRT des menschlichen Gehirns – Verwandte Arbeiten	55
3.3	in-vivo MRT des menschlichen Gehirns mittels PMC - Vergleichsmessungen	56
3.3.1	Qualitativer Vergleich	57
3.3.2	Quantitativer Vergleich	60
3.3.3	Auswirkungen von PMC auf die Datenweiterverarbeitung	61
3.4	Hochaufgelöste in-vivo MRT des menschlichen Gehirns mittels PMC	64
4	4D Phasenkontrastbildgebung bei 7 Tesla	71
4.1	Hintergrund	71
4.1.1	Intrakranielle Aneurysmen	71
	Krankheitsbild	71
	Lokalisation	72
	Morphologie	72
	Ruptur und Therapie	72
4.1.2	Möglichkeiten zur Ermittlung der intrakraniellen Hämodynamik	73
	Röntgenbasierte Verfahren	73
	Dopplersonografie	74
	Datengewinnung anhand eines Phantommodells	74
	Numerische Strömungsmechanik	75
4.1.3	Medizinische Fragestellungen und Anwendungen bei intrakraniellen Aneurysmen	75

4.1.4	4D Phasenkontrast-MRT (phase contrast-MRI) (PC-MRI) bei 7 T – Verwandte Arbeiten	76
4.2	4D PC-MRI bei 7 T: Patientenstudie	76
4.2.1	Studienbeschreibung	76
4.2.2	MRT-Messungen	77
4.2.3	Korrektur von Artefakten in den PC-MRI-Daten	80
4.2.4	Segmentierung, Rekonstruktion und Nachbearbeitung des geometrischen Modells	81
4.2.5	Strömungsvisualisierungen	82
4.2.6	Befragung von Fachleuten	85
	Befragungsdurchführung	85
	Ergebnisse	85
4.2.7	Quantitative Analyse	87
5	Prospektiv bewegungskorrigierte in-vivo Phasenkontrastbildgebung bei 7 Tesla	89
5.1	<i>k</i> -Raum Simulation	89
5.1.1	Synthetische Phantome	89
5.1.2	Berechnung der <i>k</i> -Raum Simulationen	90
5.1.3	Ergebnisse der <i>k</i> -Raum Simulationen	91
	Betrachtung der Effekte abhängig von der Strukturgröße	91
	Auswirkung der Bewegung auf das Strömungsprofil.	93
	Zusammenfassende Beurteilung der <i>k</i> -Raum-Simulationen	95
5.2	in-vivo PC-MRI mit PMC	96
5.2.1	Studienbeschreibung	96
	Korrektur nicht intentionaler Bewegungen	97
	Korrektur intentionaler starker Bewegungen	97
5.2.2	Qualitative Beurteilung der Ergebnisse der in-vivo-Messungen	98
5.2.3	Quantitative Beurteilung der Ergebnisse der in-vivo-Messungen anhand der AES-Berechnungen	104
	Berechnung der mittleren Kantenstärke (AES)	104
5.2.4	Qualitative und quantitative Analysen von Gefäßquerschnitten	105
	Maximalgeschwindigkeiten und Volumenstrom in ACP, ACM und ACA.	107
	Statistische Beurteilung der fünf ACA-Querschnitte	108
6	Diskussion und Ausblick	115
6.1	Diskussion der PMC-Technik.	115
6.2	Diskussion der 4D Phasenkontrastbildgebung bei 7 T	117
6.3	Diskussion der prospektiv bewegungskorrigierten in-vivo 4D PC-MRI bei 7 T	118
6.4	Vorschlag für eine optimierte Pipeline zur Durchführung von bewegungskorrigierten Phasenkontrast-MRT (phase contrast-MRI) (PC-MRI)-Messungen	120
Anhang		123
	Literaturverzeichnis	144
	Abbildungsverzeichnis	146
	Tabellenverzeichnis	147
	Abkürzungsverzeichnis	149
	Eigene Publikationen	153

1

Einleitung

1.1 Problemdarstellung und Motivation

Bildgebende Verfahren sind in der modernen Medizin weit verbreitete Hilfsmittel zur Diagnose einer Vielzahl von Erkrankungen. Sie erlauben Einblicke in den menschlichen Körper, die noch vor wenigen Jahrzehnten nicht darstellbar waren. Dies ermöglicht bei vielen Krankheiten eine sichere Diagnose und eine individuelle Therapieplanung. Dazu stehen den Ärzten heute eine Vielzahl bildgebender Verfahren wie Röntgen und Ultraschall (US) sowie Schnittbildverfahren wie die Computertomografie (CT) zur Verfügung. Ein wichtiges Instrument, insbesondere zur Darstellung von krankhaften Veränderungen im Weichteilgewebe, ist die Magnetresonanztomografie (MRT) (auch Kernspintomografie genannt). Mit ihrer Hilfe ist es möglich, verschiedene Gewebearten, z.B. des Gehirns, kontrastreich darzustellen und dadurch zu unterscheiden. Sie wird daher auch in der klinischen Neuroradiologie, aber auch in den Neurowissenschaften häufig eingesetzt.

Seit der Einführung der MRT in den klinischen Alltag in den Achtzigerjahren des zwanzigsten Jahrhunderts wurde die Technik ständig weiterentwickelt und verbessert. Dies führte zu aussagekräftigeren Bildern und schnelleren Messungen durch optimierte Messabläufe und verbesserte Geräte. Durch den Einsatz leistungsfähigerer Hardware, wie z.B. stärkere Gradienten und höhere Feldstärken, konnte die Signalausbeute weiter erhöht und die Qualität der gewonnenen Bilder stetig verbessert werden. Die neueste Generation der in der Forschung eingesetzten Kernspintomografen hat Feldstärken von 7 T oder 9,4 T. Geräte mit 11,7 T und sogar 14 T für den Einsatz am Menschen sind in Planung. Trotz des technischen Fortschritts gibt es noch einige Besonderheiten, die auch bei den neuesten Scannern zu Problemen führen können und beachtet werden müssen oder hier sogar relevanter sind als bei älteren Geräten. Ein häufiges Problem ist das Auftreten von Patientenbewegungen während der Datenakquisition, die zu Artefakten in den Bildern führen und unter Umständen eine Beurteilung erschweren oder unmöglich machen. Der Hauptvorteil höherer Feldstärken ist das höhere Signal-Rausch-Verhältnis (engl. signal-to-noise ratio) (SNR), das supralinear mit der Magnetfeldstärke skaliert [111, 163]. Dieser Vorteil kann bei der Aufnahme zu Gunsten eines höheren SNR, kürzerer Messzeiten oder einer höheren Auflösung genutzt werden. Das SNR des Magnetresonanz (MR)-Signals bzw. des resultierenden Bildes ist proportional zur Voxelgröße, d.h. das SNR nimmt mit steigender Auflösung ab. Eine Erhöhung der Auflösung bei gleichbleibendem SNR würde zu einer Verlängerung der Messzeit führen, da mehr Daten erfasst werden müssen und eine Mittelung über mehrere Messungen erfor-

derlich wird. Dies erhöht das Risiko von Patientenbewegungen während der Messung. Außerdem ist eine längere Messdauer für die zu untersuchenden Personen unangenehm. Auch dies trägt zu mehr Bewegung bei. In Bildern mit höherer Auflösung sind auch leichte Bewegungsartefakte sichtbar, die in Bildern mit geringerer Auflösung verborgen bleiben.

Bei einigen MR-Techniken liegen die Gründe für lange Messzeiten in der Aufnahmetechnik, beispielsweise wegen einer sehr langen Repetitionszeit (TR) oder wegen eines besonderen Sequenzablaufes der physiologische Parameter wie Atmung oder Herzschlag berücksichtigt. Bei der Phasenkontrast-MRT (phase contrast-MRI) (PC-MRI) ist es zum Beispiel möglich, zeitlich repetitive Abläufe wie den pulsatilen Blutfluss darzustellen, indem die Datenaufnahme durch den Herzschlag getriggert erfolgt. Hier ist die Bewegung des Blutes – der Blutfluss – von Interesse, andere Bewegungen des Patienten können die Aufnahme aber dennoch stören und zu Bewegungsartefakten führen.

Bewegungen, die durch Atmung, Herzschlag oder Muskelentspannung verursacht werden, sind nahezu unvermeidlich. Insbesondere bei sehr hochauflösenden MR-Messungen, wie sie mit Ultrahoch-Feld (UHF)-Scannern möglich geworden sind, führen diese Bewegungen zu sichtbaren Artefakten und zu einer Verringerung der effektiven Auflösung. In neurowissenschaftlichen Studien sind Bewegungsartefakte in MR-Bildern ein häufig anzutreffendes Phänomen, das dazu führen kann, dass Datensätze nicht berücksichtigt werden können oder die Ergebnisse der Studie verfälscht werden. Bei klinischen Aufnahmen, die in der Regel eine geringere Auflösung aufweisen, kann ein Teil der Bewegungen durch eine entsprechende Lagerung des Patienten, bei der die betroffenen Körperteile mit Kissen oder Gurten fixiert werden, vermieden werden. Unwillkürliche Bewegungen, etwa durch Husten oder Niesen, führen jedoch auch hier zu Artefakten. Bestimmte Patientengruppen wie Kinder oder Patienten mit einem Tremor sind nicht in der Lage, über einen Zeitraum von mehreren Minuten still zu liegen. Eine Sedierung der Patienten kann hilfreich sein, um Bewegung zu vermeiden, ist aber mit erhöhtem Aufwand, erhöhten Kosten und möglichen Nebenwirkungen verbunden. Bewegungsartefakte machen die Auswertung der aufgenommenen Bilder schwierig oder unmöglich, was zu Wiederholungsmessungen führt und somit den Patienten belastet, den klinischen Ablauf stört und höhere Kosten verursacht.

1.2 Fragestellungen und Ziele der Arbeit

Es gibt eine Vielzahl von Verfahren zur Korrektur von Bewegungen, die während der Messung auftreten oder aufgetreten sind. Diese Verfahren sind oft in ihrer Anwendung begrenzt oder eignen sich nur zur Korrektur eines Teils der Bewegung. Ein vielversprechendes Verfahren ist die prospektive Bewegungskorrektur (engl. prospective motion correction) (PMC), die versucht, die Bewegung des Patienten bereits während der Bildentstehung durch Anpassung der MR-Parameter wie Gradienten und Hochfrequenz (HF)-Impulse zu kompensieren. Dazu werden die Bewegungen des Patienten mit einem externen System verfolgt und die Bewegungsdaten erfasst, um sie in Echtzeit an das MR-System zu übertragen. Die bisherigen Bemühungen um PMC beliefen sich hauptsächlich auf Machbarkeitsnachweis (engl. Proof of Concept) (POC)-Studien und technische Beschreibungen. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, den praktischen Einsatz dieser Technik im Umfeld eines 7 T-UHF-Scanners zu untersuchen. Das Hauptziel ist dabei die Anwendung bei der Messung des Blutflusses mittels 4D-PC-MRI. Hier ist aufgrund der langen Messzeiten durch die EKG-Triggerung eine Bewegungskorrektur sinnvoll, insbesondere wenn die Messzeit durch Erhöhung der Auflösung weiter verlängert wird. Als Teilziele werden daher zunächst der erfolgreiche Einsatz der PMC-Technik zur Gewinnung von Daten mit sehr hoher Auflösung und die Verwendung der PC-MRI Technik (zunächst ohne Bewegungskorrektur) in

der 7T-Umgebung für mögliche klinische Anwendungen formuliert.

Da beide Anwendungen, 4D-PC-MRI und sehr hochauflösende MRT, von langen Messzeiten betroffen sind, ist der Einsatz von Bewegungskorrekturverfahren hier besonders sinnvoll. Beide Anwendungen profitieren zudem besonders vom höheren SNR bei höheren Feldstärken. Der Einsatz im UHF-Umfeld erfordert besondere Aufmerksamkeit. Ausgehend von diesen Anwendungen und Teilzielen lassen sich folgende Fragestellungen für die vorliegende Arbeit formulieren:

- Welche Arten von Bewegung sind in den Anwendungsfällen zu erwarten, welche Auswirkungen hat die Bewegung auf die Bildentstehung, und welche Implikationen ergeben sich daraus für das Bewegungskorrektursystem?
- Welche Anforderungen an die Technik sind ausgehend von der POC-Konfiguration an einem 3 T-Scanner für den Einsatz im 7 T-UHF-Scanner notwendig und wie können diese Anforderungen durch Anpassung der Technik erfüllt werden?
- Welche Anwendungen kommen für den praktischen Einsatz der Technik in Frage und welche Besonderheiten der Anwendungen müssen beim Einsatz der PMC berücksichtigt werden?
- Welche Anforderungen an die Genauigkeit ergeben sich aus den Anwendungsszenarien und erfüllt das System die vorgegebenen Anforderungen an Genauigkeit und Zuverlässigkeit?
- Welche Einschränkungen oder Verbesserungen bringt die UHF-Umgebung für die Anwendungen?
- Wie ausgeprägt ist die Verbesserung durch PMC? Entspricht die Verbesserung den Erwartungen? Gibt es trotz Bewegungskorrektur weiterhin Bewegungsartefakte und worin liegen die Ursachen?
- Welche Änderungen, Anpassungen und Verbesserungen der Technik sind weiterhin notwendig und möglich?

1.3 Gliederung der Arbeit und Vorgehensweise

Die formulierten Fragen werden vor dem interdisziplinären Hintergrund der Bereiche (MR)-Physik, Medizintechnik, Ingenieurwissenschaften und Bildverarbeitung betrachtet. Weitere Fachgebiete wie Medizin und Strömungsdynamik werden gestreift. Daraus ergeben sich Aufgabenstellungen, die in der vorliegenden Arbeit wie folgt und wie in Abbildung 1.1 dargestellt gegliedert sind:

- **Kapitel 2** gibt zunächst eine Einführung in die physikalischen und technischen Grundlagen der MR-Bildgebung und der PC-MRI-Technik. Dabei werden die Grundzüge der Signal- und Bildentstehung beschrieben, grundlegende Sequenzschemata eingeführt und die Besonderheiten der PC-MRI dargestellt. Die Ursachen von Bewegungsartefakten werden vor dem Hintergrund der Bildentstehung betrachtet und die theoretischen Möglichkeiten von Korrekturverfahren vorgestellt und verglichen. Dabei werden auch die Möglichkeiten zur Verfolgung der Patientenbewegung aufgezeigt.
- **Kapitel 3** befasst sich mit Verfahren zur prospektiven Bewegungskorrektur in der MRT. Insbesondere wird die in dieser Arbeit verwendete Technik der prospektiven Bewegungskorrektur mittels externer Bewegungsverfolgung durch ein Kamerasystem beschrieben. Anschließend werden einige durchgeführte Messungen vorgestellt und Ergebnisse zur Beurteilung des Systems präsentiert. Zum Abschluss dieses Kapitels werden hochauflösende MR-Bilder, die mit dem beschriebenen Verfahren gewonnen wurden, gezeigt, ausgewertet und diskutiert.

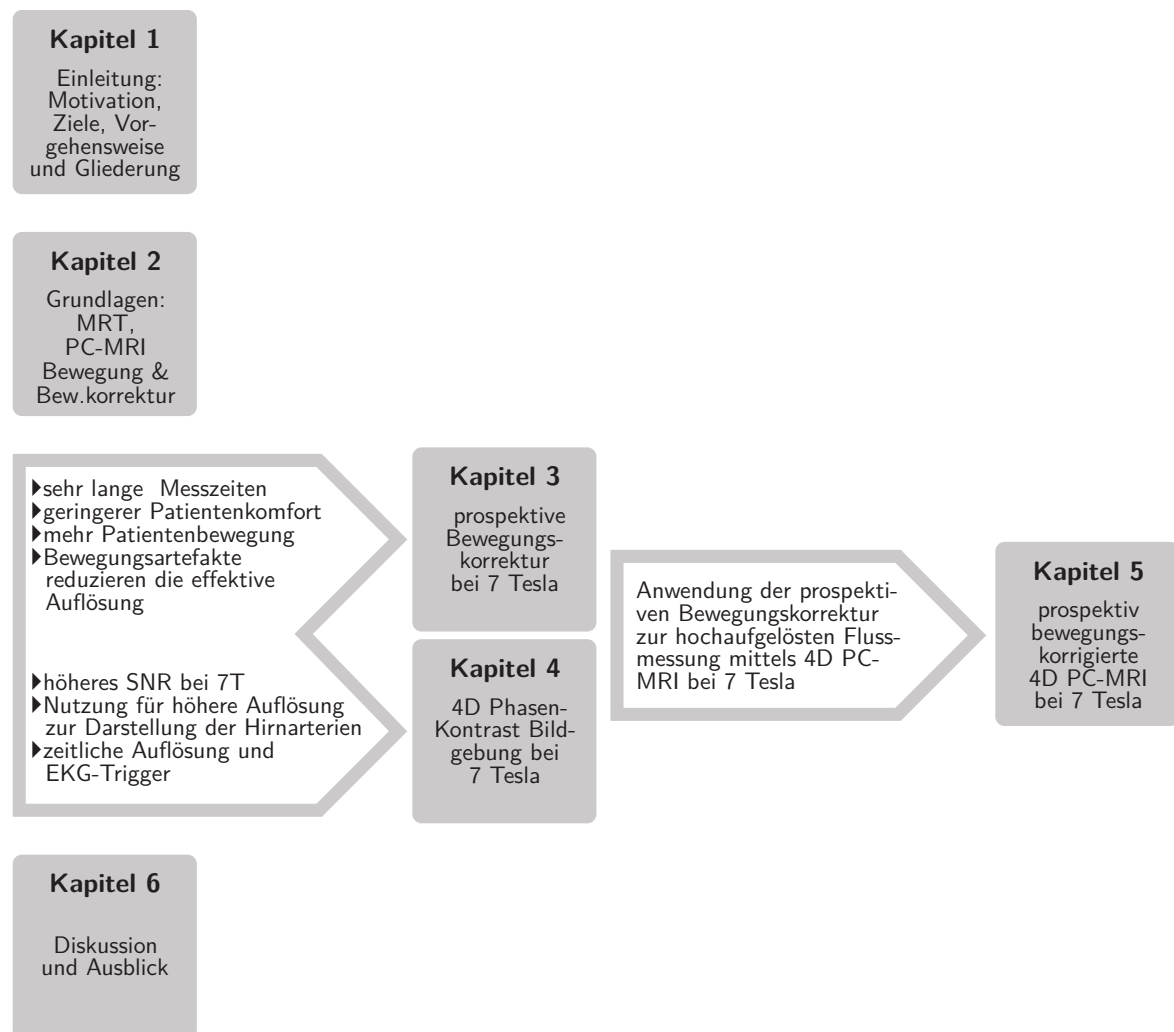


Abbildung 1.1: Vorgehensweise und Gliederung der vorliegenden Arbeit.

Die hier gezeigten Daten stellen die zum Zeitpunkt der Messung höchstauflösten in vivo-Bilder des menschlichen Gehirns dar.

- **Kapitel 4** beschäftigt sich mit der Messung des Blutflusses. Zu Beginn werden Grundbegriffe der Hirnanatomie vorgestellt und ein Überblick über die Hirngefäße, ihre Struktur und den Blutfluss in den intrakraniellen Gefäßen gegeben. Es wird in die Thematik der intrakraniellen Aneurysmen eingeführt und ein Überblick über deren Erscheinungsformen, Lokalisationen sowie Diagnose- und Therapieverfahren gegeben. Abschließend wird die Relevanz der 4D PC-MRI für die Beantwortung medizinischer Fragestellungen beschrieben. Dazu werden zunächst verschiedene etablierte Verfahren kurz vorgestellt und ein detaillierter Einblick in die 4D-PC-MRI Technik im 7 Tesla (T)-Umfeld gegeben. Des Weiteren wird das in dieser Arbeit verwendete Vorgehen zur Visualisierung beschrieben. Anschließend wird eine Studie an Aneurysmapatienten präsentiert, die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt wurde. Die gemessenen Daten werden analysiert und visualisiert und die Ergebnisse einer Evaluation mittels Expertenbefragung vorgestellt.

- **Kapitel 5** beschreibt die Konsequenz der bisherigen Arbeit und vereint nun die Techniken der beiden vorangegangenen Kapitel. Es befasst sich mit dem prospektiv bewegungskorrigierten Blutfluss mittels 4D-PC-MRI an gesunden Versuchspersonen (VPs). Zuerst wird die Auswirkung von Bewegung auf den Phasenteil des MR-Signals in k -Raum-Simulationen demonstriert und anschließend an in-vivo-Messungen gezeigt. Dazu wird die Funktionsweise der Technik und das Potential der Bewegungskorrektur bei Messungen mit und ohne intentionale Bewegung gezeigt. Anschließend wird eine qualitative und quantitative Bewertung der Ergebnisse vorgenommen.
- **Kapitel 6** fasst die Ergebnisse der Arbeit zusammen und bewertet sie. Es werden die Limitationen der Arbeit aufgezeigt und Vorschläge für Verbesserungen und Erweiterungen gemacht. Die Erfahrungen mit dem System werden in einem Vorschlag für eine optimierte Pipeline zur Durchführung von bewegungskorrigierten PC-MRI-Messungen zusammengefasst.

2

Grundlagen

Im Folgenden wird eine Einführung in die technischen und medizinischen Grundlagen der Arbeit gegeben. Dabei werden im ersten Grundlagenteil zunächst kurz das Prinzip der MRT erläutert und die relevanten Elemente einer MR-Sequenz beschrieben. Neben den parameterabhängigen Eigenschaften wie Bildkontrast und SNR werden auch verschiedene Artefakte und fortgeschrittene Techniken wie die parallele Bildgebung erläutert. Auf tiefe Einblicke in die MR- und Quantenphysik wird verzichtet. Diese können z.B. in Callaghan [31] oder Levitt [115] nachgelesen werden. Stattdessen werden nur die für diese Arbeit relevanten Begriffe eingeführt und eingeordnet. Für einen detaillierteren Einblick in die Physik der MRT und ihrer bildgebenden Möglichkeiten sei der Leser auf Standardwerke zu diesem vielschichtigen Thema wie die von Brown et al. [28], Dale et al. [37], Minhas und Oliver [146] und Weishaupt et al. [219] verwiesen.

Im zweiten Teil des Grundlagenkapitels wird näher auf die 4D PC-MRI eingegangen und diese Sequenz mit ihren technischen Grundlagen genauer betrachtet. Die für die vorliegende Arbeit wichtigen Aspekte wie zeitliche Auflösung und mögliche Artefakte werden näher beschrieben.

Der dritte Teil dieses Grundlagenkapitels gibt eine Einführung in die Eigenschaften von Bewegung und in deren Auswirkungen in der MRT sowie in die Möglichkeiten der Bewegungskorrektur unter Berücksichtigung folgender Aspekte: Zunächst wird erläutert, welche Arten von Bewegung in der MR-Umgebung zu erwarten sind und wie diese kategorisiert werden können. Nachdem der Einfluss dieser Bewegung auf die Messung und die Entstehung von Bewegungsartefakten diskutiert wurde, wird untersucht, wie dieser Einfluss korrigiert werden kann. Dazu werden zunächst verschiedene etablierte Verfahren zur Detektion und Korrektur von Bewegung im MR-Scanner kurz vorgestellt. Besonderes Augenmerk wird dabei auf das in dieser Arbeit verwendete Verfahren der PMC gelegt.

2.1 Magnetresonanzbildung

2.1.1 Magnetisierung

Präzession und Magnetfeld. Bei der MRT macht man sich den Effekt der Kernspinresonanz zunutze. Der Spin (engl. »to spin« = sich drehen) ist eine Grundeigenschaft jedes Elementarteilchens. Der Spin (I) kann abhängig von der Massenzahl (Gesamtzahl der Nukleonen im Kern) und der Ordnungszahl (Anzahl der Protonen im Kern) entweder null ($I = 0$), halbzahlig ($I = \frac{1}{2}, \frac{3}{2}, \frac{5}{2}, \dots$) oder ganzzahlig ($I = 1, 2, 3, \dots$) sein.

- I ist null bei Nukliden mit gerader Ordnungszahl und gerader Massenzahl.
- I ist ganzzahlig bei gerader Massenzahl und ungerader Ordnungszahl.
- I ist halbzahlig, wenn die Massenzahl ungerade ist.

Kerne mit einem Spin ungleich null besitzen einen Eigendrehimpuls. Dieser stellt eine bewegte elektrische Ladung dar, welche zu einem magnetischen Dipol, einem lokalen Magnetfeld, führt. Diese Isotope können daher durch ein äußeres Magnetfeld und elektromagnetische Wellen beeinflusst und zur Aussendung eines Signals angeregt werden. Ohne äußere Einwirkung durch ein externes Magnetfeld sind die Kerne wie in Abbildung 2.1a frei und gleichverteilt orientiert. Zu ihnen zählen beispielsweise Kerne der Isotope ^1H , ^{13}C oder ^{19}F . Für die klinische MR-Bildgebung ist das Wasserstoffisotop ^1H besonders geeignet, da es in fast allen Geweben des menschlichen Körpers reichlich und in vielen verschiedenen Molekülen gebunden vorkommt. Im Folgenden werden ausschließlich Wasserstoffkerne ^1H (da sie lediglich ein Proton besitzen, auch als Protonen bezeichnet) betrachtet. Kerne, deren Spin null ist, besitzen keinen Eigendrehimpuls und damit auch kein eigenes lokales Magnetfeld, das mit einem äußeren Magnetfeld wechselwirken könnte. Diese Isotope können daher nicht mit Hilfe der MR untersucht werden.

Werden Kerne mit einem Spin ungleich null in ein äußeres Magnetfeld gebracht, so können sie sich wie in Abbildung 2.1b parallel oder antiparallel zu dessen Feldlinien ausrichten. Sie besitzen nicht nur den beschriebenen Eigendrehimpuls, »Spin« genannt, der eine Rotation um die eigene Achse darstellt. Zusätzlich führen sie eine Bewegung aus, die mit der Bewegung eines Kreisels vergleichbar ist, der sich um sich selbst dreht und zusätzlich mit der Spitze eine »taumelnde« Kreisbewegung beschreibt. Diese in Abbildung 2.2 dargestellte Taumelbewegung wird durch die Richtungsänderung der Eigenrotationsachse beschrieben und als »Präzession« bezeichnet. Dieses Modell entspricht der Anschauung aus der klassischen Physik. Eine komplexe quantenmechanische Betrachtung ist für das Verständnis der im Folgenden beschriebenen Methoden nicht notwendig, weshalb sich diese Arbeit auf die klassische Anschauung beschränkt. Die Frequenz der Präzession ω_0 heißt Larmor-Frequenz und ist abhängig von der Stärke des äußeren Magnetfeldes B_0 und von dem gyromagnetischen Verhältnis γ , einer Konstante, welche für jedes Nuklid unterschiedlich ist. Das gyromagnetische Verhältnis $\gamma/2\pi$ beträgt für Wasserstoff (^1H) 42,576 MHz/T [18]. Die Larmor-Frequenz lässt sich berechnen mit Hilfe der Larmor-Gleichung:

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

Bei 3 T beträgt die Larmor-Frequenz für Wasserstoff (^1H) demnach 127,728 MHz und bei 7 T entsprechend 298,032 MHz. Zur Betrachtung dieser Bewegung wird hier ein Koordinatensystem eingeführt, welches wie in Abbildung 2.2 orientiert ist. Die Richtung der Feldlinien des äußeren Magnetfeldes stimmt mit der z -Achse überein und die Kerne präzedieren um diese Achse – entweder wie in Abbildung 2.2 parallel zum Magnetfeld, oder antiparallel dazu. Im antiparallelen Fall wäre der rote Pfeil, der den Spinvektor darstellt, an der x - y -Ebene gespiegelt nach unten gerichtet.

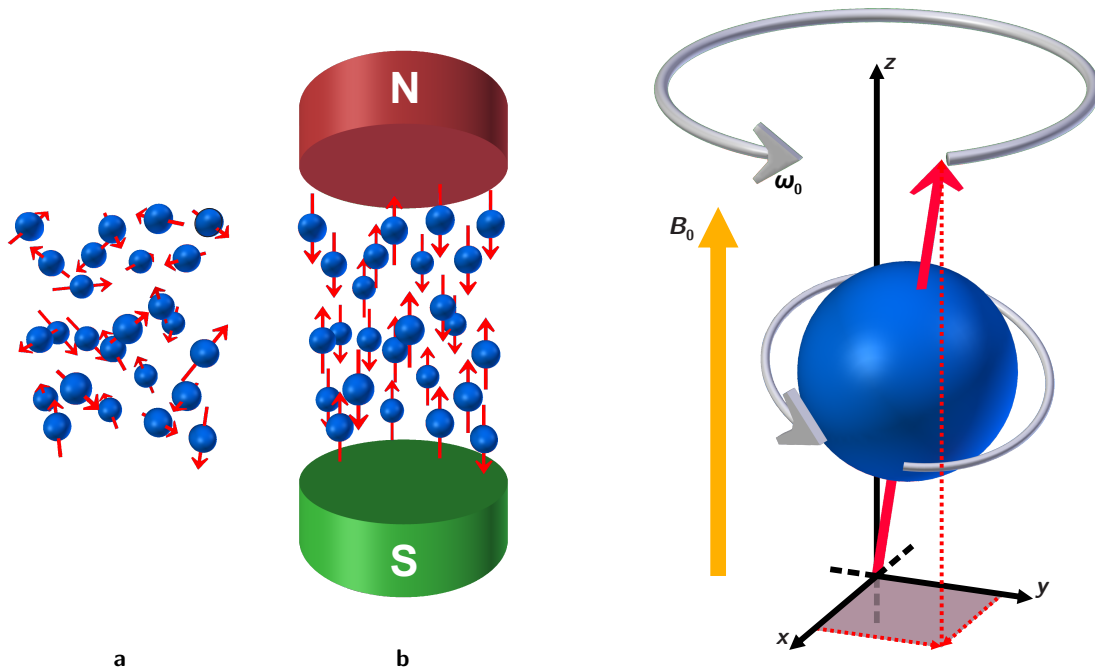


Abbildung 2.1: In (a) befinden sich die Spins außerhalb des äußeren Magnetfeldes. Sie zeigen in zufällige Richtungen. Die einzelnen magnetischen Kräfte heben sich gegenseitig auf und die Nettomagnetisierung ist null. Wird, wie in (b) zu sehen, ein äußeres Magnetfeld B_0 angelegt, so richten sie sich entweder parallel oder antiparallel zu diesem aus.

Abbildung 2.2: Das Koordinatensystem ist so definiert, dass die z-Achse mit der Richtung der Magnetfeldlinien des äußeren Magnetfeldes B_0 übereinstimmt. Ein Spin präzессиert dann mit der Frequenz ω_0 um diese Achse. Im Gegensatz zu den x- und y-Komponenten des Spinvektors (roter Pfeil) bleibt dessen z-Komponente dabei konstant.

Um die Darstellung der Spins zu vereinfachen, werden diese in den folgenden Abbildungen ab Abbildung 2.3 in einem rotierenden Koordinatensystem dargestellt. Das bedeutet, dass das Koordinatensystem mit der Larmor-Frequenz rotiert. Für den Betrachter, der mit dem Koordinatensystem rotiert, sieht es dann so aus, als würde der Spinvektor bei dieser Frequenz stillstehen. Bei dieser Betrachtungsweise treten die Effekte, welche durch das äußere Magnetfeld B_0 verursacht werden nicht zu Tage. In Abbildung 2.3 ist ein Ensemble mehrerer Spins in einem rotierenden Koordinatensystem dargestellt. Einige sind parallel zum Magnetfeld ausgerichtet, andere antiparallel. Die Wechselwirkung des lokalen mit dem äußeren Magnetfeld führt zu einer Energieverschiebung, weshalb die parallele Ausrichtung energetisch günstiger ist. Aufgrund dieses sogenannten Zeeman-Effekts ist in einem Ensemble von Kernen die Zahl der parallel zu B_0 ausgerichteten Kerne größer als die Zahl der antiparallel ausgerichteten Kerne. Der energetische Unterschied ΔE zwischen diesen beiden Zuständen hängt vom äußeren Magnetfeld B_0 ab. Das Verhältnis von parallelen zu antiparallelen Kernen wird in der Boltzmann-Verteilung ausgedrückt, die von der Energiedifferenz ΔE , der Boltzmann-Konstante k ($1,381 \cdot 10^{-23}$ J/K) und der Temperatur T abhängt:

$$\frac{N_{\text{parallel}}}{N_{\text{antiparallel}}} = e^{-\Delta E/kT} \quad (2.2)$$

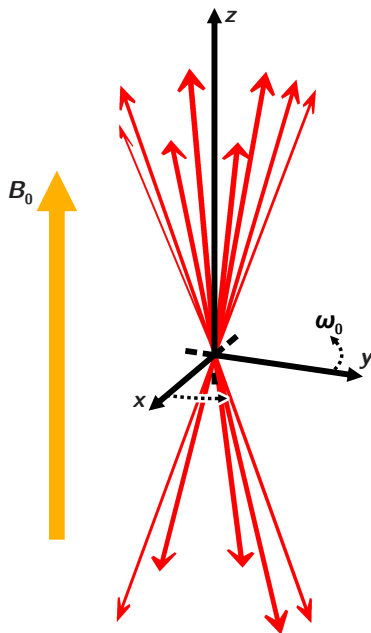


Abbildung 2.3: Das Koordinatensystem rotiert mit der Frequenz ω_0 , so dass die ebenfalls rotierenden Spinvektoren von außen betrachtet still stehend erscheinen. Die Spins präzedieren zunächst nicht synchron, die x - und y -Komponenten der Spinvektoren zeigen in unterschiedliche Richtungen. Die z -Komponente betreffend sind einige Spins parallel, und andere antiparallel zu B_0 ausgerichtet. Der Anteil parallel ausgerichteter Spins ist geringfügig größer.

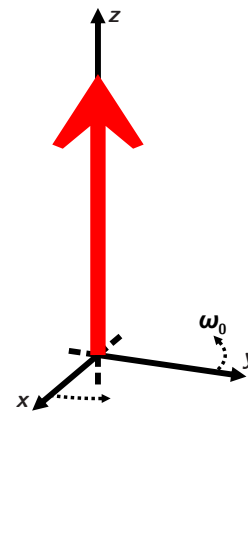


Abbildung 2.4: Die x - und y -Komponenten der einzelnen Spinvektoren gehen in der Nettomagnetisierung verloren, da die Spins in unterschiedlichen Phasen der Präzessionsbewegung sind und sich daher die Transversalmagnetisierung in Summe aufhebt. Ebenso wirkt die z -Magnetisierung eines parallel ausgerichteten Spins der eines antiparallel ausgerichteten Spins entgegen. Da es einen - wenn auch anteilmäßig sehr kleinen - Überschuss an parallel ausgerichteten Spinvektoren gibt, entsteht netto eine longitudinale Magnetisierung M_0 , die in Richtung B_0 zeigt. Dieser Zustand wird als Equilibrium bezeichnet.

Beispielsweise beträgt der Überschuss an parallel ausgerichteten Protonen bei Raumtemperatur und bei $1,5 \text{ T}^{-1} : 10^6$ Protonen [37]. Da sich die magnetischen Kräfte eines parallelen und eines antiparallelen Kerns gegenseitig aufheben, sorgt dieser Überschuss an parallel ausgerichteten Kernen, wie in Abbildung 2.4 gezeigt, für eine Nettomagnetisierung in paralleler Richtung (in Richtung B_0). Obwohl der Überschuss verhältnismäßig klein ist, führt die sehr große Anzahl von Protonen im Gewebe in der Summe zu einem für die MRT nutzbaren Effekt. Im Gegensatz zur z -Komponente der Nettomagnetisierung, der sogenannten Longitudinalmagnetisierung M_z , welche die Rotationsachse der Präzession ist, addieren sich die x - und y -Komponenten der einzelnen Spinvektoren, die Transversalmagnetisierung M_{xy} , zu Null auf, da die Rotation in der x - und y -Ebene liegt und von den Kernen zwar mit gleicher Frequenz, aber nicht synchron in gleicher Phase vollführt wird. Als Nettomagnetisierung bleibt also nur eine in Richtung B_0 zeigende Longitudinalmagnetisierung M_0 übrig, die der Summe der überschüssigen, parallel ausgerichteten Spins entspricht. Dieser Zustand wird als Equilibrium bezeichnet.

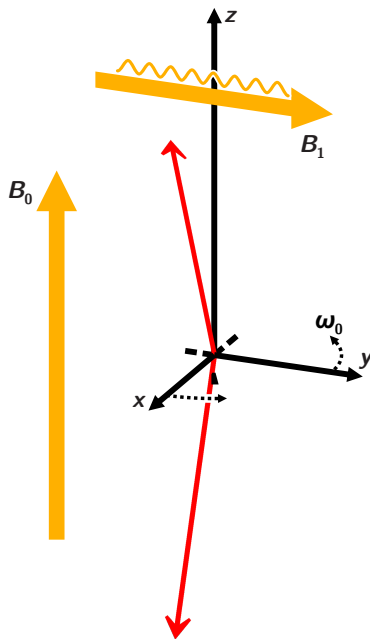


Abbildung 2.5: Das Spinensemble nach Einschalten eines HF-Feldes B_1 mit der Frequenz ω_0 . Die Spins präzedieren nun in der gleichen Phase, die x - und y -Komponenten der Spinvektoren zeigen also immer in die gleiche Richtung.

Durch die HF-Anregung der Spins verringert sich nun der Unterschied in der Anzahl parallel und antiparallel ausgerichteter Spins. Bei entsprechender Dauer und Amplitude des Pulses führt dies zu einem Aufheben der z -Komponente der Magnetisierung.

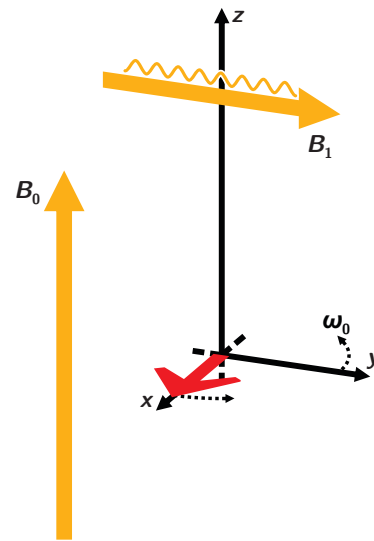


Abbildung 2.6: Bei gleicher Anzahl parallel und antiparallel ausgerichteter Spins geht die Longitudinalmagnetisierung vollständig verloren. Da die Spins nun in der gleichen Phase präzedieren, heben sich die x - und y -Komponenten der Magnetisierung nicht mehr auf, sondern summieren sich zu einer rein transversalen Nettomagnetisierung, welche mit der Frequenz ω_0 in der x - y -Ebene rotiert. Da die Nettomagnetisierung in diesem Fall um 90° gekippt wurde, spricht man dann von einem 90° -Puls.

Anregung und Relaxation. Schaltet man nun ein HF-Feld B_1 mit der Frequenz ω_0 ein, so beginnen die Spins, wie in Abbildung 2.5 dargestellt, in der gleichen Phase zu präzedieren. Die in der x - y -Ebene kreisenden Komponenten aller Spinvektoren zeigen somit immer in die gleiche Richtung. Diese summieren sich nun zu einer in der x - y -Ebene rotierenden, transversalen Nettomagnetisierung M_{xy} auf, anstatt sich wie vorher gegenseitig zu neutralisieren. Außerdem verringert sich durch die HF-Anregung der Spins der Unterschied in der Anzahl parallel und antiparallel ausgerichteter Spins, da einige Protonen durch Aufnahme von Energie des HF-Pulses auf ein höheres Energieniveau wechseln. Bei entsprechender Dauer und Amplitude des Pulses wird die Longitudinalmagnetisierung M_z vollständig ausgelöscht. Das Aufbauen der Transversalmagnetisierung M_{xy} und das Auslöschen der Longitudinalmagnetisierung M_z kommt einem Kippen der Magnetisierung um 90° in die x - y -Ebene gleich. Beim HF-Puls, welcher auch »Anregungspuls« genannt wird, spricht man vom B_1 -Feld. Bei diesem in Abbildung 2.6 dargestellten Fall spricht man von einem 90° -Puls.

Sobald das HF-Feld abgeschaltet wird, geraten die Spins in der Präzessionsbewegung wieder aus der gemeinsamen Phase, und der Unterschied in der Anzahl parallel und antiparallel ausgerichteter Spins wird wieder größer. Abbildung 2.7 zeigt den Beginn dieses Prozesses. In der

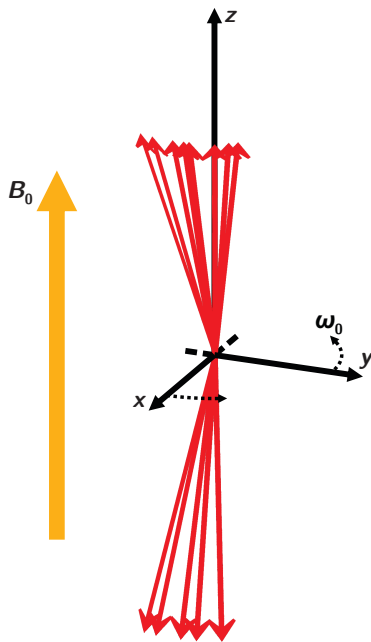


Abbildung 2.7: Nach Abschalten des HF-Pulses kehren die Spins in ihre ursprüngliche Orientierung zurück und das Ungleichgewicht zwischen parallel und antiparallel ausgerichteten Spins wird wiederhergestellt. Gleichzeitig geraten sie in der Präzessionsbewegung außer Phase.

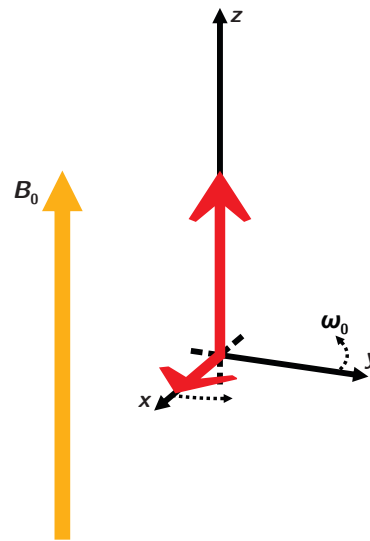


Abbildung 2.8: Die x - y -Nettomagnetisierung nimmt wieder ab, da die Spins wieder außer Phase präzedieren. Die z -Komponente der Nettomagnetisierung kehrt wegen des eintretenden Ungleichgewichts zwischen parallel und antiparallel ausgerichteten Spins zurück.

Folge nimmt die transversale Nettomagnetisierung M_{xy} wie in Abbildung 2.8 gezeigt wieder ab, und die longitudinale Nettomagnetisierung M_z wird wieder aufgebaut. Dieser als T_1 -Relaxation bezeichnete Vorgang hat seine Ursache darin, dass die durch den HF-Puls auf ein höheres Energieniveau angehobenen Protonen die gewonnene Energie als thermische Energie wieder an die Umgebung (an das »Gitter«) abgeben und auf ihr niedrigeres Energieniveau zurückkehren. Daher wird die longitudinale Relaxation auch als Spin-Gitter-Relaxation bezeichnet.

Da die Spin-Gitter-Relaxation nicht plötzlich mit allen Protonen, sondern exponentiell fortschreitend geschieht, lässt sich das Zurückkehren der Longitudinalmagnetisierung M_z nach Abschalten des HF-Pulses zur Stärke M_0 im Zustand des Equilibrium mit einer Kurve wie der in Abbildung 2.9 darstellen und mit der Formel

$$M_z(t) = M_0 \cdot (1 - e^{-t/T_1}) \quad (2.3)$$

beschreiben [37]. Die charakteristische Größe T_1 ist eine Zeitkonstante, die beschreibt, wann die longitudinale Magnetisierung zu 63% wiederhergestellt ist. Da die Zusammensetzung des umgebenden Gewebes und die Wechselwirkungen mit diesem für die Geschwindigkeit des Relaxationsprozesses mit entscheidend ist, ist diese Kurve nicht für alle Gewebearten gleich. Wie die Kurven A und B für zwei verschiedene Gewebe in Abbildung 2.9 zeigen, kann die Relaxation schneller oder langsamer ablaufen. Zum Beispiel hat Gehirngewebe eine kürzere longitudinale Relaxationszeit als die umgebende Zerebrospinalflüssigkeit (engl. cerebrospinal fluid) (CSF).

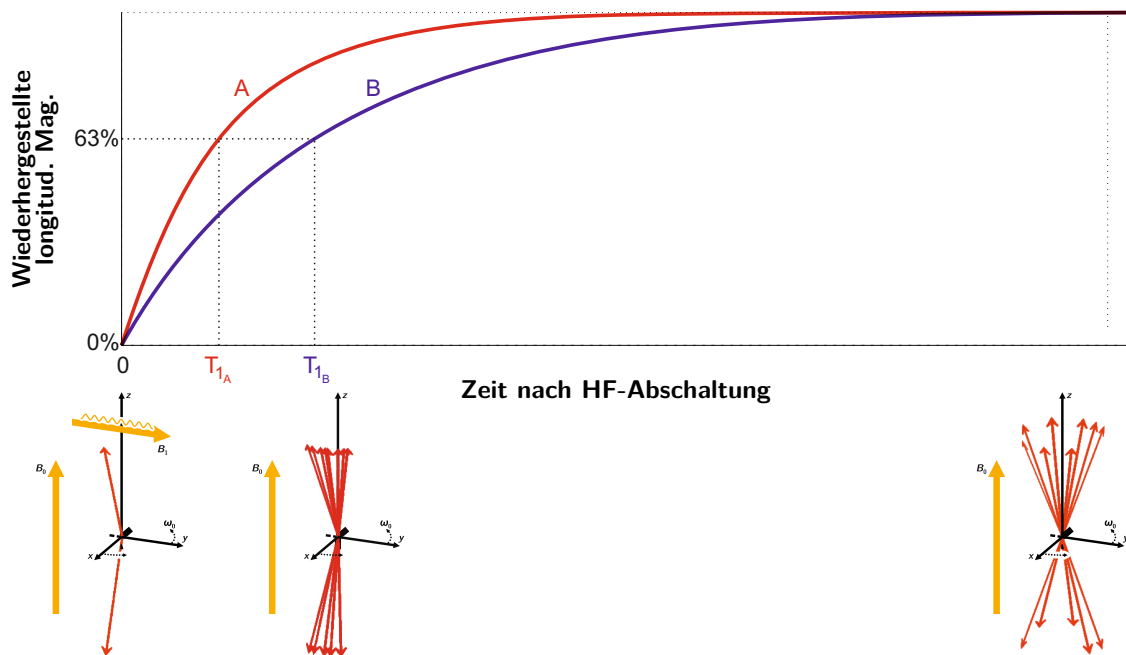


Abbildung 2.9: T_1 -Kurve: Beim Abschalten des 90° -Pulses ist keine longitudinale Magnetisierung vorhanden. Sie nimmt durch das Erstarke des Ungleichgewichts zwischen parallel und antiparallel ausgerichteten Spins exponentiell wieder zu und steigt auf den Ausgangswert vor dem Einschalten des HF-Pulses an. Trägt man die longitudinale Magnetisierung gegen die Zeit auf, beginnend mit dem Zeitpunkt der HF-Abschaltung, so erhält man die T_1 -Kurve, welche für verschiedene Gewebe (hier A und B) unterschiedlich sein kann. Um den Prozess für ein Gewebe zu beschreiben, wird die Zeitkonstante T_1 verwendet, die angibt, wann die longitudinale Magnetisierung wieder zu 63% hergestellt ist. In dem hier gezeigten Fall hat Gewebe A eine kürzere T_1 als Gewebe B.

Im Gegensatz dazu beschreibt der T_2 -Zerfall den Abbau der transversalen Magnetisierung M_{xy} . Nachdem die Spins durch den HF-Puls synchron in Phase präzedieren, geraten sie nach dessen Abschaltung durch Wechselwirkungen untereinander wieder außer Phase. Die x - und y -Komponenten der einzelnen Spinvektoren heben sich mit fortschreitender Dephasierung zunehmend auf. Die in der x - y -Ebene rotierende, transversale Nettomagnetisierung M_{xy} wird daher geringer. Dieses Signal kann mit einer Antenne empfangen und gemessen werden. Die Zeitkonstante T_2 gibt die Zeit an, die vergeht, bis das Signal allein wegen der Spin-Spin-Relaxation auf 37% der Signalstärke direkt nach Abschalten des HF-Pulses abgebaut wurde. Zur Dephasierung und damit zum Abbau des Signals tragen allerdings neben den Spin-Spin-Interaktionen auch andere Effekte mit zusätzlichen Zerfallszeiten bei. Dies sind Unterschiede in der Larmor-Frequenz durch Magnetfeldinhomogenitäten unterschiedlichen Ursprungs (Zerfallszeit T_{2M}) sowie Unterschiede in der magnetischen Suszeptibilität unterschiedlicher Gewebe (Zeit T_{2MS}). Das Signal zerfällt daher tatsächlich schneller als T_2 dies angeben würde:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_{2M}} + \frac{1}{T_{2MS}} \quad (2.4)$$

Dieser beschleunigte Zerfall wird durch die Zeitkonstante T_2^* beschrieben. Sie gibt an, wann

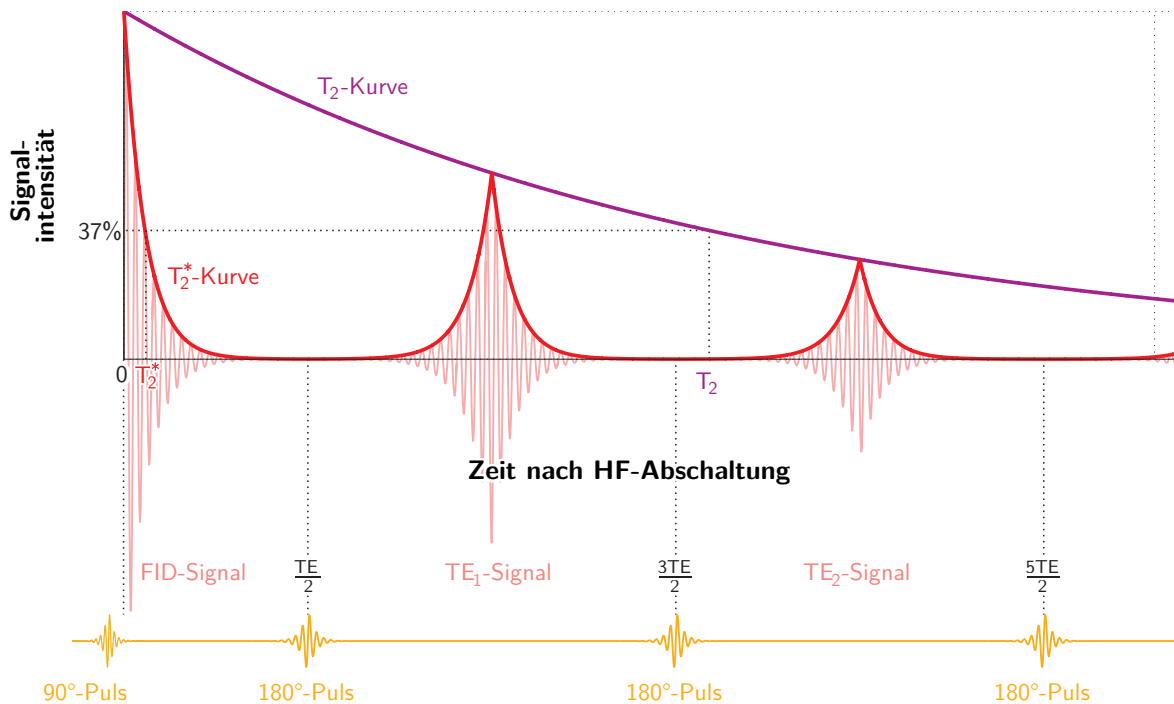


Abbildung 2.10: FID und T_2 -Kurve: Beim Abschalten des 90° -Pulses ist die transversale Magnetisierung maximal ausgeprägt. Durch die Dephasierung aufgrund der Spin-Spin-Wechselwirkung nimmt sie wieder ab und verschwindet vollständig. Das abnehmende Signal wird als »free induction decay (FID)« bezeichnet. Zusätzlich bewirken weitere Einflüsse eine beschleunigte Abnahme der transversalen Magnetisierung und man erhält die T_2^* -Kurve (rot). Die Zeitkonstante T_2^* gibt dabei an, wann die transversale Magnetisierung M_{xy} auf 37% der Magnetisierung nach Abschalten des HF-Pulses abgesunken ist. Werden die Spins durch einen 180° -Puls »gewendet« so wird die Präzession der Spins gegenläufig. Der Anteil der Dephasierung, welcher durch Feldinhomogenitäten verursacht wird, wirkt sich jedoch genauso wie vor dem 180° -Puls aus und bewirkt, dass die Spins teilweise wieder phasieren und das Signal erneut zunimmt. Es entsteht ein messbares »Echo«. Der 180° -Puls kann mehrfach wiederholt werden, so dass mehrere Echos entstehen, die hier als TE_1 -Signal und TE_2 -Signal bezeichnet werden. Die Signalmaxima der einzelnen Echos liegen auf der T_2 -Kurve (violett). Diese Kurve zeigt den Signalzerfall, als ob er nur durch Spin-Spin-Effekte bestimmt wäre.

die transversale Magnetisierung M_{xy} direkt nach Abschalten des HF-Pulses (hier als $M_{xy\max}$ bezeichnet) aufgrund aller Einflüsse auf 37% der Magnetisierung abgesunken ist. Dieses »free induction decay (FID)« genannte abklingende Signal ist in Abbildung 2.10 dargestellt. Der Zerfall der transversalen Magnetisierung abhängig von der Zeit nach dem Anregungspuls t wird somit durch

$$M_{xy}(t) = M_{xy\max} e^{-t/T_2^*} \quad (2.5)$$

beschrieben [37]. Um das echte T_2 -Signal zu ermitteln, wird nach einer bestimmten Zeit TE (Echozeit (engl. time to echo)) ein 180° -HF-Puls ausgegeben, welcher bewirkt, dass sich das gesamte Spinensemble um 180° wendet. Zur Dephasierung beitragende Prozesse, welche durch den 180° -Puls unverändert bleiben, haben nun den umgekehrten Effekt auf die Spins. Diese Dephasierungsprozesse laufen nun gleichsam rückwärts, da der 180° -Puls wie eine Spiegelung auf das Spinensemble wirkt. Letztlich phasieren die Spins wieder und ein Teil der transversalen

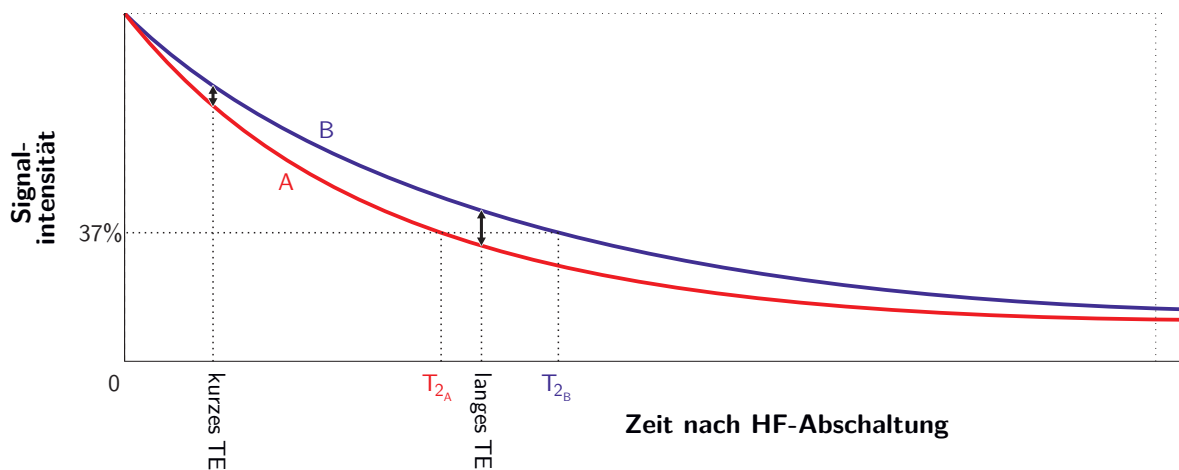


Abbildung 2.11: Unterschiedliche longitudinale Relaxationszeiten verschiedener Gewebe (A und B) bedingen unterschiedliche T_2 -Kurven. Die Signalunterschiede sind größer, wenn TE eher länger ist.

Magnetisierung ist wiederhergestellt. In diesem Moment ist das Signal, wie in Abbildung 2.10 dargestellt, als sogenanntes Echo erneut messbar. Dies lässt sich mehrfach wiederholen und somit mehrere Echos erzeugen. Die Maxima der einzelnen Echos liegen auf der T_2 -Kurve. Diese Kurve gibt den Zerfall des Signals wieder, als würde er nur von den Spin-Spin-Effekten bestimmt, die sich nicht mittels 180° umkehren lassen. Auch hier hängt der Verlauf der T_2 -Kurve vom Gewebetyp ab. Abbildung 2.11 zeigt zwei T_2 -Kurven unterschiedlicher Gewebe.

Wird das Echo, welches das auszulesende Signal liefert, wie zuvor beschrieben mittels 180° -Puls erzeugt, so spricht man von einer »Spinechosequenz«. Das Echo kann aber auch durch Umkehrung eines Gradienten erzeugt werden, was ebenfalls eine Rephasierung der Spins bewirkt. Diese Technik wird als »Gradientenechosequenz« bezeichnet. Beide Sequenzen, Spinecho- und Gradientenechosequenz, werden in Abschnitt 2.1.2 näher beschrieben.

Kontrast und Gewichtung. Der Kontrast des MR-Bildes wird durch das Gewebe und dessen Eigenschaften bestimmt, welche das Signal auf unterschiedliche Weise beeinflussen. Die Protonendichte, sowie die T_1 -, T_2 -Zeiten (beziehungsweise T_2^*) beeinflussen die Amplitude des Signals. Das bedeutet, dass die Grauwerte des Bildes eben durch eine dieser Eigenschaften des jeweils dargestellten Gewebes gewichtet werden. Wie das Bild gewichtet wird, wird über verschiedene Parameter, welche die Signalentstehung und damit die Messung beeinflussen, in der Benutzeroberfläche des MR-Scanners festgelegt.

- Die **Repetitionszeit** (engl. *time to repeat*) (**TR**) gibt an, in welchen zeitlichen Abständen die Anregungspulse und die weiteren Elemente der Sequenz, wie beispielsweise Gradienten, wiederholt werden. Abschnitt 2.1.2 geht näher auf diese Elemente und deren Wiederholung im sogenannten Sequenzloop ein. Zur Messung eines Datensatzes sind in der Regel viele Anregungspulse erforderlich. Da die T_1 -Relaxation (das Wiederherstellen der longitudinalen Magnetisierung M_z) mit der Zeit fortschreitet, sind Gewebe mit einem langen T_1 signalreich, wenn TR lang ist. Bei sehr langem TR ist die Longitudinalmagnetisierung allerdings in allen Geweben weitgehend wiederhergestellt und ein erneuter Anregungspuls hat das selbe Ergebnis wie der vorherige. Für ein T_1 -gewichtetes Bild muss daher TR so gewählt werden, dass der Kontrast zwischen Geweben mit langen und kurzen T_1 -Zeiten

am größten ist. Das heißt, der Abstand zwischen den beiden Kurven in Abbildung 2.9 sollte möglichst groß sein, was eher bei kurzem TR der Fall ist. Das Signal des Gewebes mit längerem T_1 ist dann weniger stark relaxiert als das Signal des Gewebes mit kurzem T_1 . Bei einem erneuten Anregungsimpuls sind dann die Startbedingungen unterschiedlich. Die unterschiedliche Relaxation führt zu unterschiedlicher transversaler Magnetisierung nach dem 90° -Puls.

- Die **Echozeit (engl. time to echo) (TE)** gibt die Zeit von der Anregung bis zum Maximum des Echos an. Da die T_2 -Relaxation (der Abbau der transversalen Magnetisierung durch Dephasierung) mit der Zeit fortschreitet, sind Gewebe mit einem langen T_2 signalreicher als Gewebe mit einem kurzen T_2 . Dieser Unterschied ist bei längerem TE stärker ausgeprägt als bei sehr kurzem, da bei kurzem TE das Signal zwar sehr stark ist, die Signalunterschiede zwischen Geweben mit unterschiedlichen T_2 -Zeiten aber noch nicht sehr ausgeprägt sind und daher der Gewebekontrast gering ist. Ein längeres TE führt daher zu eher T_2 -gewichteten Bildern.

Darüber hinaus wird das Signal von einigen weiteren Parametern beeinflusst, wie z.B. Inversionszeit (engl. inversion time) (TI) oder Flipwinkel. Viele Parameter sind nur für Messungen mit bestimmten Sequenzen relevant und nicht immer veränderbar. Einige Parameter haben weniger Einfluss auf die Gewichtung und die Art des Kontrastes, sondern, wie später unter Abschnitt 2.1.3 beschrieben, auf die Signalstärke bzw. das SNR des Bildes.

2.1.2 Bildentstehung

Elemente einer MR-Sequenz und Ortskodierung. Die Erzeugung des messbaren Signals - des Echos - ist auf verschiedene Weise möglich. Allen Methoden ist gemeinsam, dass sie bestimmte Elemente wie HF-Pulse und Magnetfeldänderungen in einer bestimmten zeitlichen Reihenfolge – Sequenz genannt – durchlaufen lassen, um ein Echo zu erhalten. Um einen vollständigen Datensatz zu erhalten, muss diese Sequenz sehr oft wiederholt werden. Ein wesentliches Element ist dabei der sogenannte Gradient. Wird ein Gradient geschaltet, so bedeutet dies, dass das Magnetfeld in eine Richtung linear lokal variiert. Ein MR-System besitzt drei Gradientenspulen, eine für jede Raumrichtung x , y und z , um diese Variationen zu erzeugen. Da die Spulen zur Erzeugung der Gradienten jedoch fest eingebaut sind, werden die benötigten Gradienten durch kombiniertes Schalten über mehrere der Gradientenspulen komponentenweise realisiert.

$$G_x = \frac{\delta B_z}{\delta x} \quad , \quad G_y = \frac{\delta B_z}{\delta y} \quad , \quad G_z = \frac{\delta B_z}{\delta z} \quad (2.6)$$

Ein Spin erfährt also in Abhängigkeit von seiner Position \vec{r}_i entlang eines Gradienten ein Magnetfeld bestimmter Stärke und präzidiert aufgrund des proportionalen Zusammenhangs zwischen Magnetfeld und Larmor-Frequenz in einer entsprechenden Larmor-Frequenz [28]

$$\omega_i = \gamma(B_0 + \vec{G} \cdot \vec{r}_i) \quad (2.7)$$

oder im mit der Frequenz γB_0 rotierenden Koordinatensystem

$$\omega_i = \gamma \vec{G} \vec{r}_i \quad . \quad (2.8)$$

\vec{G} ist hier ein Vektor, der die Stärke und Richtung des Gradienten angibt. Die Frequenz ist dann also von den drei Gradienten G_x , G_y und G_z abhängig und ergibt sich nach Gleichung 2.7 als:

$$\omega(x, y, z) = \gamma(B_0 + G_x x + G_y y + G_z z) \quad (2.9)$$

Im folgenden werden als Gradienten die Variationen des Magnetfeldes entlang einer definierten Richtung bezeichnet. Diese müssen nicht notwendigerweise einer der drei Raumrichtungen im Scannerkoordinatensystem bzw. einer der Richtungen der im Scanner verbauten Gradientenspulen entsprechen. Die typischen Elemente, aus denen eine Sequenz besteht, sind nach Brown et al. [28]:

- **Anregungspuls** wird der bereits beschriebene Puls genannt, welcher die Nettomagnetisierung teilweise oder vollständig in die x - y -Ebene kippt.
- Der **Schichtwahlgradient** G_z wird während des Anregungspulses eingeschaltet. Das Magnetfeld wird nach Gleichung 2.7 lokal so verändert, dass es in einer Richtung stärker und in der anderen Richtung schwächer wird. Die Richtung des Gradienten entspricht der Orientierung der Senkrechten zu den Schichten. So präzediert nur eine Schicht des Messvolumens in der Frequenz des Anregungspulses und nur diese Schicht wird in Resonanz angeregt. Die Schichtdicke kann durch Anpassung der Anregungspulsbreite oder durch Anpassung der Gradientenstärke verändert werden. In der Praxis wird meist die Einstellung der Gradientenstärke verwendet, beide Parameter sind jedoch gekoppelt. Die Wahl der Schichtführung muss nicht streng einer der Raumrichtungen (x , y oder z) des MR-Scanners entsprechen. Vielmehr ist es möglich, die Lage und Orientierung frei zu wählen. Um die durch den Schichtwahlgradienten verursachte Phasenänderung zu korrigieren, wird nach dem Anregungspuls ein zweiter Gradient mit umgekehrter Polarität und halbem Gradientenmoment eingeschaltet, der sogenannte »rewinder«-Gradient.
- Die **Phasenkodierung** findet in einer der beiden Raumrichtungen innerhalb der Schicht, der sogenannten Phasenkodierrichtung, statt. Dazu wird in dieser Raumrichtung wiederum ein Gradient angelegt, der je nach Ort entlang des Gradienten zu unterschiedlichen Larmorfrequenzen führt. Nach dem Abschalten des Gradienten haben alle Spins wieder die gleiche Frequenz, aber es besteht nun eine Phasendifferenz. Die Phase eines Spins am Ort r_y ergibt sich aus der Stärke des Phasenkodiergradienten G_{PE} und dessen Dauer τ_{PE}

$$\phi_{PE}(r_y) = \gamma r_y \int_0^{\tau_{PE}} G_{PE}(t) dt \quad (2.10)$$

Der Phasenkodiergradient wird für jedes Echo geändert, um die Ortskodierung in zeilenweise Phasenkodierrichtung zu ermöglichen. Für 3D-Messungen wird eine weitere Phasenkodierung hinzugefügt, um die zusätzliche Raumrichtung zu kodieren.

- Der **Frequenzkodiergradient** (auch Lesegradient genannt) wird in der übrigen Raumrichtung während des Auslesens des Signals eingeschaltet. Dabei erfährt jeder Spin in Abhängigkeit von seiner Position entlang des geschalteten Gradienten wieder eine andere magnetische Feldstärke und präzediert somit in einer anderen Frequenz. Gleichzeitig mit dem Schalten des Gradienten wird das Signal ausgelesen. Der Frequenzkodiergradient wird daher auch als Lesegradient bezeichnet.

- **ADC** (Analog-Digital-Umsetzer (engl. Analog-to-digital-converter)): Das Signal wird von einer oder mehreren Antennen empfangen, welche den Kopf oder andere Teile des Körpers umgeben. Jedes gemessene Echo wird mittels ADC diskretisiert und digitalisiert.

Die beschriebenen Sequenzelemente werden in einer festgelegten Reihenfolge mit geringfügigen Änderungen, beispielsweise in der Stärke des Phasengradienten, wiederholt. Eine Wiederholung dauert genau die Zeit TR . Die gewünschte Auflösung der Bildmatrix bestimmt die Anzahl der benötigten Zeilen und somit die Anzahl der Phasenkodierschritte und der zu messenden Echos. Anstatt ein Volumen aus einzelnen zweidimensionalen Schichten zu erzeugen, ist es möglich, ein ganzes dreidimensionales Volumen zu messen. Dazu ist eine zweite Phasenkodierung entlang der gewünschten Richtung erforderlich. Für ein dreidimensionales Messvolumen entspricht die Anzahl der zu messenden Echos somit dem Produkt der Matrixgrößen in den beiden Raumrichtungen y und z . Die Scanzeit TA einer einfachen Sequenz mit 3D-Datenaufnahme ergibt sich dann im einfachsten Fall zu:

$$\text{Scanzeit} = TR \times N_{PE} \times \text{Schichtanzahl} \times \text{Mittelungen} \quad (2.11)$$

wobei N_{PE} die Anzahl der Phasenkodierschritte beschreibt, welche der Auflösung (Anzahl der Zeilen) des Bildes entspricht. Abhängig von der gewählten Sequenz kann es innerhalb des Sequenzloops weitere Subloops geben, in denen jeweils mehrere Echos erzeugt werden, welche als weiterer Faktor die Messzeit erhöhen. Ist nun die Ortskodierung durch Schichtwahl, Frequenzkodierung und Phasenkodierung wie beschrieben abgeschlossen, und sind alle Echos ausgelesen und mittels ADC digitalisiert, so formen diese Rohdaten, da sie mittels Phase und Frequenz ortskodiert sind, den Frequenzraum, welcher auch k -Raum genannt wird. Die Transformation dieser Rohdaten zu Bilddaten mittels inversen Fourier-Transformation, wird später beschrieben.

Spinecho. Die bereits beschriebene Methode zur Erzeugung eines Echos in einer MR-Sequenz mittels 180° -Impulsen wird als Spinechosequenz bezeichnet. Abbildung 2.12 zeigt das Sequenzdiagramm einer einfachen Spinechosequenz. Hier wird die Magnetisierung zunächst durch einen 90° -Puls in die x - y -Ebene gekippt. Gleichzeitig wird der Schichtgradient geschaltet, um schichtselektiv anzuregen. Wie in Abschnitt 2.1.1 beschrieben, zerfällt das Signal nach Abschalten des Pulses durch Dephasierung der Spins. Durch einen 180° -Puls zum Zeitpunkt $TE/2$ wird das Spinensemble gespiegelt. Diejenigen Spins, welche bisher zu langsam präzedierten, sind nun vorne, diejenigen, die zu schnell waren sind nun hinten. Die selben Effekte, die zur Dephasierung geführt haben, bewirken nun ein erneutes Phasieren der Spins. Zum Zeitpunkt TE ist das Ensemble wieder phasiert und ein Echo wird empfangen, während der Lesegradient eingeschaltet ist.

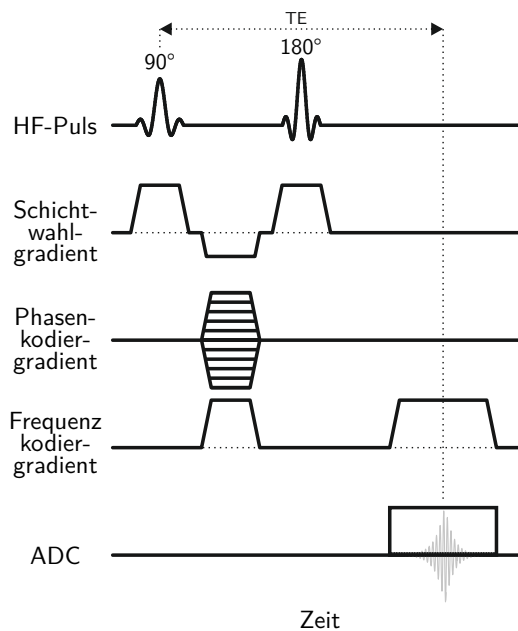


Abbildung 2.12: Sequenzdiagramm einer 2D Spinechosequenz

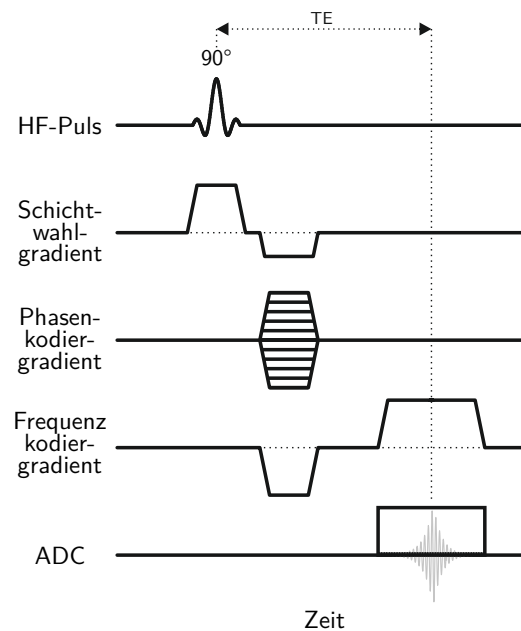


Abbildung 2.13: Sequenzdiagramm einer 2D Gradientenechosequenz

Gradientenecho. Im Gegensatz zur Spinechosequenz wird das Umkehren und Rephasieren der Spins bei der Gradientenechosequenz nicht mittels 180° -Puls, sondern durch einen Magnetfeldgradienten erzeugt. Zunächst wird ein Gradient geschaltet, der die Inhomogenität des Magnetfeldes verstärkt und damit die Dephasierung der Spins beschleunigt. Anschließend wird der genau entgegengesetzte Gradient geschaltet, um die Rephasierung und das Echo herbeizuführen. Durch den umgekehrten Gradienten wird ähnlich wie beim 180° -Puls der Spinechosequenz ein Rephasieren der Spins bewirkt, nur dass nicht die Spins umgekehrt werden, sondern der Gradient invertiert wird, welcher die Phase der Spins beeinflusst. Abbildung 2.13 zeigt das Diagramm einer einfachen Gradientenechosequenz. Mit der Gradientenechotechnik lassen sich im Vergleich zur Spinechotechnik schnellere Sequenzen verwirklichen. Die zu untersuchenden Personen müssen somit weniger lange still liegen.

k -Raum und Fourier-Transformation. Wie bereits beschrieben, wurde eine Ortskodierung durch die ortsabhängige Zuordnung verschiedener Präzessionsfrequenzen vorgenommen. Um einen vollständigen Frequenzraum zu erhalten, werden viele Echos gemessen. Dazu ist es notwendig, die Anregung, Phasenkodierung und Signalauslese wie in Abschnitt 2.1.2 beschrieben mehrfach zu wiederholen, jeweils mit veränderter Stärke der Phasenkodiergradienten. Die Anzahl der Durchläufe hängt von den Abmessungen und der räumlichen Auflösung des Messvolumens, das heißt von der Anzahl der Zeilen und Spalten, der Anzahl der Schichten und gegebenenfalls von der zeitlichen Auflösung ab. Jeder Phasenkodierschritt erzeugt eine Zeile dieses Frequenzraumes, des sogenannten k -Raumes. Die k_x -Richtung des k -Raumes repräsentiert den Zeitpunkt innerhalb eines gelesenen Echos, die Phasenkodierschritte werden in k_y -Richtung abgetragen. Im dreidimensionalen Fall kommt eine weitere Phasenkodierung k_z hinzu. Im Frequenzraum beschreibt also der Wert jedes Punktes (k_x, k_y, k_z) die Amplituden des Echosignals, das durch

Frequenzkodiergradient und Phasenkodiergradienten bestimmter Stärke und Dauer kodiert wurde. Die zugehörigen k -Raumkoordinaten ergeben sich dann nach Ljunggren [116] und Petersson et al. [160] als Gradientenintegrale über die Zeit:

$$k(t) = \gamma \int_0^t G(t') dt' \quad . \quad (2.12)$$

Dabei ist γ das gyromagnetische Verhältnis und $G(t)$ die zeitabhängige Gradientenstärke. t' ist der Zeitpunkt der Datenaufnahme. Das Schalten von Gradienten bestimmter Stärke und Dauer entspricht gleichsam dem Verfolgen einer Trajektorie, die jeden Bereich des k -Raumes erreicht. Im hier beschriebenen Fall kartesischer Trajektorien zur Abtastung des k -Raumes füllt jedes ausgelesene Echo eine Zeile des k -Raumes. Es gibt aber auch Techniken, welche den k -Raum auf andere Weise füllen, etwa radial oder spiralförmig. Für die in dieser Arbeit vorgestellten Überlegungen, Verfahren und Ergebnisse werden ausschließlich kartesische Trajektorien angenommen. Das gemessene Signal ist die dreidimensionale Fourier-Transformation der transversalen Magnetisierung $M(x, y, z)$ des Voxels an der Stelle (x, y, z) . Diese hängt von der jeweiligen Dichte der Protonen und von den Gewebeeigenschaften T_1 und T_2 ab. Der erzeugte k -Raum enthält alle Signale aller Voxel des angeregten Volumens:

$$S(k_x, k_y, k_z) = \iiint M(x, y, z) \cdot e^{i2\pi(k_x x + k_y y + k_z z)} dx dy dz \quad (2.13)$$

Um die Signale zu trennen und die Amplituden zu berechnen, wird später der gemessene Frequenzraum S mittels inverser Fourier-Transformation in den Bildraum I überführt:

$$I(x, y, z) = \iiint S(k_x, k_y, k_z) \cdot e^{-i2\pi(k_x x + k_y y + k_z z)} dk_x dk_y dk_z \quad (2.14)$$

Jeder Punkt des Bildraumes ist nach der inversen Fourier-Transformation also eine gewichtete Summe aus jedem Punkt des k -Raumes. Nach der Fourier-Transformation lässt sich aus Realteil und Imaginärteil ein Magnitudenbild (Länge des Magnetisierungsvektors) und ein Phasenbild (Winkellage des Magnetisierungsvektors) berechnen:

$$\begin{aligned} M &= \sqrt{Re^2 + Im^2} \\ \Phi &= \tan^{-1}(Im/Re) \end{aligned} \quad (2.15)$$

Der MR-Scanner übernimmt in der Regel die Weiterverarbeitung der Rohdaten zu Magnituden- und Phasenbildern. Das Magnitudenbild beschreibt das gemessene Bild im gemessenen Kontrast. Bei den meisten klinischen Anwendungen der MRT werden jedoch ausschließlich die Magnitudenbilder ausgewertet und die Phasendaten nicht gespeichert oder nicht ausgewertet. Im Gegensatz dazu ist die Auswertung der Phasendaten für die in der vorliegenden Arbeit betrachtete Phasenkontrastbildgebung entscheidend, da in ihnen, wie später in Abschnitt 2.2 beschrieben, durch Hinzufügen weiterer Gradienten die Flussinformation kodiert wird.

Die hier vorgestellten Spin- und Gradientenechosequenzen sind zwei der grundlegenden Sequenzen in der MR-Bildgebung. Von Ihnen leiten sich eine Vielzahl weiterer Sequenzen ab, welche durch Anpassung des Sequenzablaufs beispielsweise schnellere Bildgebung oder andere Kontraste ermöglichen.

2.1.3 Signal-Rausch-Verhältnis

Die Signalstärke steigt mindestens proportional mit der Stärke des äußeren Magnetfeldes B_0 , nach Le Ster et al. [111] und Pohmann et al. [163] sogar deutlich supralinear, was der Hauptgrund für den Einsatz von UHF-Scannern ist. Das Signal-Rausch-Verhältnis (engl. signal-to-noise ratio) (SNR) der gewonnenen Bilddaten hängt also entscheidend von der Magnetfeldstärke ab. Jede MR-Messung ist mit Rauschen behaftet. Das Rauschen entsteht durch das thermische Rauschen elektronischer Bauteile wie Empfängerspulen, aber auch durch den menschlichen Körper, etwa durch die Molekularbewegung (Brownsche Bewegung) geladener Teilchen oder durch Bewegungen wie Atmung und Herzschlag. Es ist dem Signal überlagert und wird in den Bilddaten als störende »Körnung« sichtbar. Das SNR drückt das Verhältnis von Signal zu Rauschen aus. Es berechnet sich aus dem Quotienten der Signalintensität und der Standardabweichung des Rauschens.

Auch durch optimierte Empfangsspulen oder stärkere Gradienten kann das SNR gesteigert werden. Der Gewinn an SNR kann in höhere Auflösung, kürzere Messzeiten oder höheren Kontrast investiert werden [188]. Je mehr Spins an der Magnetisierung und Signalgenerierung beteiligt sind, desto mehr Signal wird erzeugt. Daher trägt eine Vergrößerung des Voxelvolumens proportional zur Erhöhung des SNR bei. Eine Verdopplung der Schichtdicke verdoppelt das SNR. Umgekehrt führt eine Halbierung der Voxelkantenlänge in allen drei Raumrichtungen zu einem Achtel des ursprünglichen Signals. Eine weitere Möglichkeit zur Verbesserung des SNR ist die Wiederholung einer Messung mit anschließender Mittelwertbildung. Eine n -malige Wiederholung der Messung verbessert das SNR dann um \sqrt{n} . Beispielsweise verdoppelt sich das SNR bei vier Mittelungen. Der Begriff »Mittelung« bezeichnet in dieser Arbeit eine Messung, die zur Mittelwertbildung verwendet wird. Bei »zwei Mittelungen« wird der Mittelwert aus zwei Messungen gebildet. Für die vorliegende Arbeit ist eine grobe Abschätzung des SNR ausreichend, insofern werden Einflüsse wie etwa Spulenkombinationen, Spulenkombinationsverfahren oder parallele Bildgebung nicht berücksichtigt, und es wird eine einfache Methode zur Bestimmung des SNR in einer Region von Interesse (Region of Interest) (ROI) gewählt. Dazu wird der Mittelwert einer relativ kleinen ROI mit möglichst homogener Signalverteilung durch die Standardabweichung eines relativ großen signalarmen Bereichs außerhalb des Objekts (Luft) dividiert.

$$\text{SNR}_{\text{Gewebe}} = \frac{\text{mean}(\text{ROI}_{\text{Gewebe}})}{\text{SD}(\text{ROI}_{\text{Hintergrund}})} \quad (2.16)$$

Es ist dabei darauf zu achten, dass die ausgewählten Bereiche frei von Artefakten sind. Alternativ ist es möglich, die gleiche Messung zweimal durchzuführen und den Rauschanteil durch Subtraktion zu ermitteln oder das Rauschen aus einer Messung zu bestimmen, welche kein Signal erzeugt. Auch über die Verteilung der Signaländerungen in n identischen Messungen lässt sich das SNR berechnen. Diese Verfahren gehen jedoch mit einer Verlängerung der Messzeiten einher, weshalb sie hier keine Anwendung finden. Sie sind vor allem im Bereich der Qualitätskontrolle sinnvoll und setzen oft die Verwendung spezieller Phantome voraus. Eine vergleichende Übersicht über verschiedene Verfahren zur Bestimmung des SNR, auch unter Verwendung der im nächsten Abschnitt vorgestellten parallelen Bildgebung, findet sich beispielsweise bei Goerner und Clarke [76].

2.1.4 Parallele Bildgebung

Um die Messdauer zu verkürzen, werden gelegentlich Techniken eingesetzt, die es erlauben, den k -Raum nicht vollständig abzutasten und dennoch qualitativ hochwertige Bilder zu erhalten. Eine Gruppe dieser Verfahren wird unter dem Begriff »parallele Bildgebung« zusammengefasst. Die parallele Bildgebungstechnik »GRAPPA« wurde in der vorliegenden Arbeit bei einigen Messungen eingesetzt. Bei diesem Verfahren wird mit jedem Spulenelement einer Phased-Array-Spule ein Teil des k -Raumes erfasst und mit Hilfe von Informationen aus Kalibrierungsmessungen und Informationen über die Sensitivitäten der einzelnen Spulenelemente die fehlenden k -Raum-Zeilen ergänzt. Der Grad der Unterabtastung ist dabei wählbar. Ein höherer »GRAPPA-Faktor« bedeutet dabei eine stärkere Unterabtastung und eine größere Messzeitersparnis. Für eine detaillierte Beschreibung der GRAPPA-Technik sei auf Griswold et al. [78] verwiesen. Es ist auch möglich, die Nachverarbeitung im Bildraum durchzuführen. Dabei werden dann die durch die Unterabtastung entstandenen Einfaltungen entfaltet. Dies wird beispielsweise bei der sensitivity encoding (SENSE)-Technik [164] durchgeführt. Parallele Bildgebung erlaubt einen flexibleren Umgang mit Messzeit, Auflösung und SNR. So kann die Technik einerseits eingesetzt werden, um die Messzeit bei gleicher Auflösung auf etwa die Hälfte bis ein Viertel zu verkürzen, oder um bei gleicher Messzeit eine höhere Auflösung zu erzielen. In beiden Fällen geht dies zu Lasten des SNR. In der vorliegenden Arbeit wurde die Technik bei einigen Messungen zur Verkürzung der Messzeit eingesetzt. Eine genauere vergleichende Betrachtung der Techniken zur parallelen Bildgebung findet sich beispielsweise bei Blaimer et al. [21] und Deshmone et al. [43].

2.1.5 UHF MRT

Der Nutzen von UHF Scannern ist für die Phasenkontrastbildgebung von besonderer Bedeutung. Das wie in Abschnitt 2.1.3 beschrieben mit der Magnetfeldstärke supralinear steigende SNR [111, 163] kann einerseits genutzt werden, um die Auflösung zu verbessern und mehr Details sichtbar zu machen. Andererseits ist das SNR als limitierender Faktor ein wenig abgeschwächt. Dadurch wird mehr Flexibilität bei der Erstellung des Messprotokolls ermöglicht und mehr Raum für beschleunigende Techniken wie parallele Bildgebung gelassen. Allerdings bringt die Ultrahochfeldumgebung auch Nachteile wie eine höhere Suszeptibilität an Gewebegrenzen, größere Magnetfeldinhomogenitäten oder eine höhere spezifische Absorptionsrate (SAR) mit sich [87, 108, 188]. Für die hier vorgestellte Anwendung in der PC-MRI überwiegen die Vorteile der UHF-Umgebung, welche sich besonders in der Möglichkeit der detaillierteren Darstellung mit besserem SNR zeigen. Wegen Wechselwirkung zwischen dem pulsierenden Blutfluss und dem statischen B_0 Magnetfeld des MR-Scanners kommt es in der UHF-Umgebung zu Störungen des Elektrokardiogramm (EKG)-Signals [104]. Da der Herzschlag, wie später beschrieben, als Triggersignal verwendet wird, aber in der 7 T-Umgebung das EKG wegen dieses Magnetohydrodynamik (MHD)-Effekt genannten Effektes nur schwer ableitbar ist, wird ein akustisches Signal des Herzschlags abgeleitet und ausgewertet, um ein Triggersignal zu erzeugen.

2.2 4D Phasen Kontrast MRT

Mit Hilfe der Phasenkontrast-MRT (phase contrast-MRI) (PC-MRI) ist es möglich, die Strömungsverhältnisse im Körper, z.B. in Venen und Arterien oder auch in Liquorgängen, zu untersuchen. Dabei wird ein dreidimensionales, wenn gewünscht auch zeitlich aufgelöstes Vektorfeld erzeugt, das jedem Voxel des Messvolumens eine Strömungsrichtung und eine Strömungsgeschwindigkeit zuordnet. Die Möglichkeit der Flussmessung mittels MRT wird aber häufig auch im zweidimensionalen Fall genutzt, beispielsweise auf einem oder mehreren Querschnitten durch die Aorta oder Hirnarterien. Häufig ist dabei nur der Blutfluss durch diesen Querschnitt von Interesse, der sogenannte »through-plane« Fluss. Aber auch die Darstellung des »in-plane« Flusses ist möglich. Als weitere Dimension kann die zeitliche Auflösung hinzugefügt werden. Meist werden viele Bilder erzeugt, welche das dynamische Verhalten von Gewebe und Blut über einen Herzschlag darstellen. Um komplexe Flussverhältnisse zu untersuchen, ist es alternativ möglich, ein dreidimensionales Volumen mit hoher Auflösung in allen drei Raumrichtungen zu messen. Hier erlaubt eine zeitliche Auflösung ebenfalls das Abbilden von dynamischen Flussverhältnissen. Bei der in der vorliegenden Arbeit benutzten Technik handelt es sich um eine zeitlich aufgelöste dreidimensionale Phasenkontrastbildgebung [136–138, 158, 159, 201], welche auf einer (RF-gespoilten) Gradientenechosequenz [28, 140] basiert. In der Literatur wird diese meist als »4D PC-MRI«, »4D Flow« oder »4D flusssensitive MRT« bezeichnet. In dieser Arbeit wird die Bezeichnung »4D PC-MRI« verwendet.

2.2.1 Flusskodierung

Bipolare Gradienten. Die Idee der Phasenkontrastbildgebung wurde bereits in den 1980er Jahren von Bryant et al. [29] und Moran [148] vorgeschlagen. Bei dem dort vorgestellten Verfahren wird ein Gradient entlang der Flussrichtung geschaltet. Abhängig von der Position eines Spins entlang dieses Gradienten ändert sich dessen Präzessionsfrequenz. Betrachtet man Gleichung 2.7 im rotierenden Koordinatensystem, welches mit der Geschwindigkeit ω_0 parallel zu B_0 rotiert, so ist γB_0 konstant und null, und man erhält bei Schalten eines zeitabhängigen Gradienten $\vec{G}(t)$

$$\omega = \gamma \vec{G} \vec{x} \quad . \quad (2.17)$$

Gleichzeitig ändert sich nach dem Weg-Zeit-Gesetz für beschleunigte Bewegungen bei bewegten Spins deren Position nach

$$\vec{x}(t) = \vec{x}_0 + \vec{v}t + \frac{1}{2}\vec{a}t^2 + \dots \quad , \quad (2.18)$$

wobei \vec{x}_0 , \vec{v} und \vec{a} die ursprüngliche Position, die Geschwindigkeit und die Beschleunigung zum Zeitpunkt $t = 0$ des Spins sind. Pelc et al. [159] führen weiter aus, dass sich somit die Phase ϕ_s des Signals zum Zeitpunkt T abhängig von der Frequenz ω geändert hat zu:

$$\phi_s(T) = \int_0^T \omega(t) dt \quad (2.19)$$

Durch Kombination der Gleichungen (2.17) bis (2.19) ergibt sich

$$\phi_s(T) = \underbrace{\vec{x}_0 \left\{ \gamma \int_0^T \vec{G}(t) dt \right\}}_{\text{Wegen Position } x_0,} + \underbrace{\vec{v} \left\{ \gamma \int_0^T \vec{G}(t)t dt \right\}}_{\text{wegen Geschwindigkeit } v,} + \underbrace{\vec{a} \left\{ \frac{1}{2} \gamma \int_0^T \vec{G}(t)t^2 dt \right\}}_{\text{wegen Beschleunigung } a \text{ und Termen höherer Ordnung.}} + \dots \quad (2.20)$$

Die Signalphase ϕ wird also beeinflusst von der Position x_0 entlang des flusskodierenden Gradienten, der Geschwindigkeit v und Termen höherer Ordnung. Nach Pelc et al. [159] entspricht der erste Term der Positionskodierung und der zweite Term der Geschwindigkeitskodierung. In der vorliegenden Arbeit werden die Beschleunigung und Terme höherer Ordnung ignoriert, da die Änderung der Geschwindigkeit in Bezug auf die zeitliche Auflösung bzw. auf die Echozeit TE gering ist und daher vereinfachend eine konstante Geschwindigkeit innerhalb der zeitlichen Auflösung angenommen werden kann. Die Phase im rekonstruierten Bild lässt sich nach Markl [134] und Pelc et al. [159] daher annähern als

$$\phi(\vec{x}, T) \approx \underbrace{\phi_0}_{\text{Hintergrundphase}} + \underbrace{\gamma \vec{x}_0 \int_0^T \vec{G}(t) dt}_{M_0} + \underbrace{\gamma \vec{v} \int_0^T \vec{G}(t)t dt}_{M_1} \quad (2.21)$$

ϕ_0 bezeichnet dabei die Hintergrundphase, welche sich aus der Anfangsphase nach der Anregung und aus Effekten wie Feldinhomogenitäten, Suszeptibilität oder ungenauem Shim ergibt [134]. Der Vektor $\vec{x}(t) = \vec{x}_0 + \vec{v}(t - t_0) + \dots$ gibt die Bewegung bei konstanter Geschwindigkeit $\vec{v} = (v_x(\vec{x}_0), v_y(\vec{x}_0), v_z(\vec{x}_0))$ an. Das erste Integral wird als Gradientenmoment nullter Ordnung M_0 und das zweite Integral als das Gradientenmoment erster Ordnung M_1 bezeichnet. Die Phase stationärer Spins wird mit konstanter Rate geändert, solange der Gradient besteht. Wenn sich Spins durch verschiedene Abschnitte des Gradienten bewegen, ändert sich ihre Phase nicht mit einer konstanten Rate, sondern entsprechend ihrer jeweiligen Position während ihrer Bewegung. Diese Änderung bleibt auch nach dem Abschalten des Gradienten erhalten.

$$\phi = \gamma \int_0^T G(t)vt dt = \left[\frac{1}{2} \gamma v G(t)t^2 \right] = \frac{1}{2} \gamma v G(t)T^2 = v\gamma M_1 \quad (2.22)$$

Die Kodierung der Geschwindigkeit in die Phase des Signals erfolgt nun durch Invertieren des Gradienten, so dass M_0 in Summe null wird. Das bedeutet, dass die zuvor verursachte Phasenverschiebung bei stationären Spins wieder korrigiert wird, die Nettophasenänderung durch den Gradienten ist für diese Spins null. Wie in Abbildung 2.14 dargestellt, führt die Inversion des Gradienten für bewegte Spins jedoch nicht zu einer Korrektur der vorherigen Phasenänderung, da sie sich nun an einer anderen Position des Gradienten befinden und eine Phasenänderung erfahren, die nicht der Inversion des vorherigen Gradienten entspricht und somit nicht zu einer Korrektur der vorherigen Änderung führt. Die resultierende Phasendifferenz ist proportional zur Geschwindigkeit in Richtung des beschriebenen bipolaren Gradienten. Für bewegte Spins ändert sich die Phase also nach Markl [134] linear abhängig von ihrer

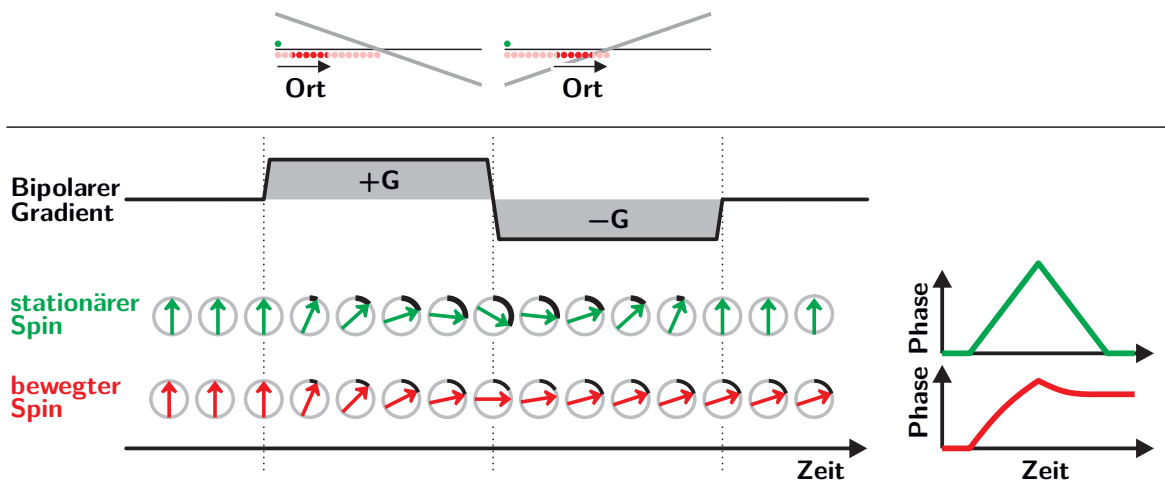


Abbildung 2.14: Während die durch den ersten Gradienten hervorgerufene Phasenänderung bei einem stationären Spin (grün) durch den zweiten Gradienten wieder korrigiert wird, bleibt bei einem entlang des Gradienten bewegten Spin (rot) eine Phasendifferenz erhalten. Rechts ist dies auch in den Phasendiagrammen zu sehen.

Geschwindigkeit. Sie hängt auch von der Stärke und Dauer T des bipolaren Gradienten ab:

$$\phi_1(v) = -\gamma v M_1 \quad . \quad (2.23)$$

Phasendifferenz. Die Hintergrundphase ϕ_0 aus Gleichung 2.21 lässt sich anders als M_0 nicht mittels bipolarem Gradienten beseitigen. Um die rein durch Bewegung beziehungsweise Blutfluss verursachten Phasenänderungen zu erhalten, ist daher die Ermittlung einer Differenz zweier Phasenkontrastmessungen erforderlich. Es ist naheliegend, die Messung wie zuvor durchzuführen, jedoch die Polarität des bipolaren Gradienten umzukehren und zur Subtraktion zu verwenden. Dies ist ein geeignetes Verfahren für zweidimensionale Messungen mit Flussmessungen in nur einer Richtung. Eine Differenz der Phasen

$$\Delta\phi = \gamma\Delta M_1 v \quad (2.24)$$

der beiden Messungen ist dann proportional zur Geschwindigkeit v . Da die Phase wegen ihrer periodischen Natur nur Werte zwischen $-\pi$ und $+\pi$ annehmen kann, muss eine maximale Geschwindigkeit definiert werden, die durch einen halben Phasenumlauf, also durch eine Phasenverschiebung nach $-\pi$ oder $+\pi$ beschrieben werden kann. Dieser Parameter für die Empfindlichkeit der Geschwindigkeitskodierung (engl. velocity sensitivity encoding parameter) wird » v_{enc} « genannt:

$$\begin{aligned} \pi &= \gamma v_{\text{enc}} \Delta M_1 \\ v_{\text{enc}} &= \frac{\pi}{\gamma \Delta M_1} \end{aligned} \quad (2.25)$$

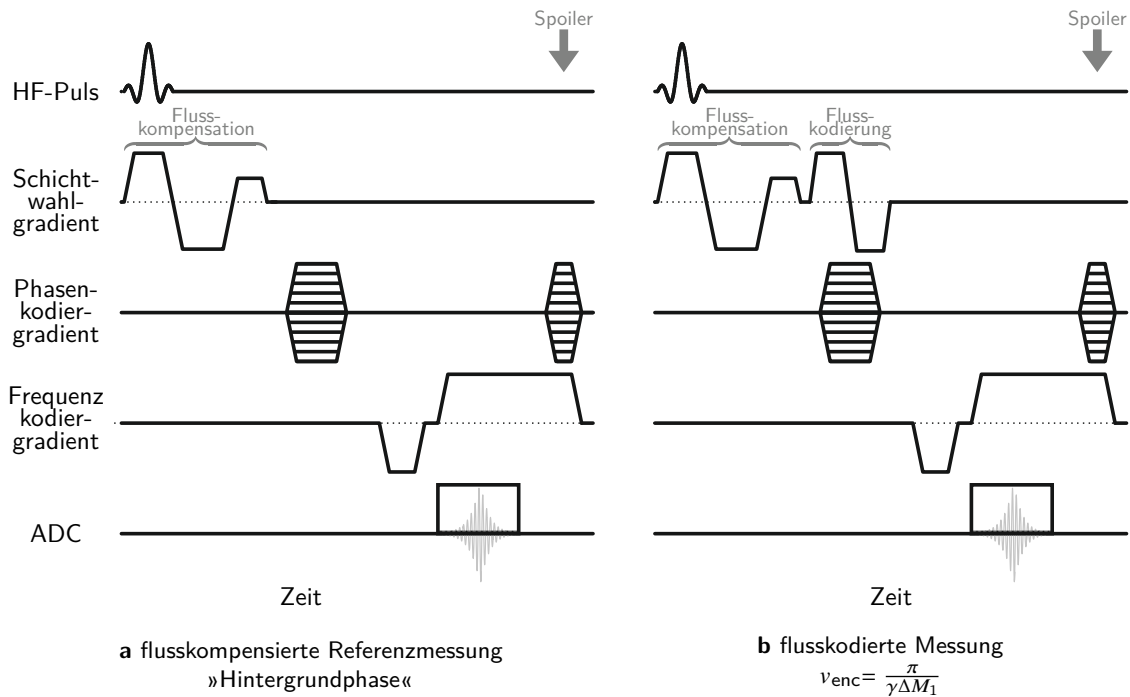


Abbildung 2.15: Sequenzdiagramme von (a) flusskompensierter Messung und (b) flusskodierter Messung. Die Flusskodierung mittels bipolarem Gradienten und die Flusskompensation finden im gezeigten Fall entlang des Schichtwahlgradienten statt. Für die anderen Raumrichtungen funktioniert sie entsprechend für die jeweiligen Gradienten.

Wird dieser Wert im Messvolumen entlang des geschwindigkeitskodierenden Gradienten überschritten, so ergibt sich in den Messdaten an der entsprechenden Stelle ein »Phasensprung«. Mit geeigneten Algorithmen kann dieses auch als »phase wrap« oder »velocity- oder phase-aliasing« bezeichnete Artefakt korrigiert werden, jedoch sind diese Algorithmen nur begrenzt in der Lage, diese Artefakte zu beseitigen. In den meisten Fällen ist es besser, die v_{enc} so zu wählen, dass diese Artefakte nicht auftreten. Abschnitt 2.2.4 geht näher auf den Zusammenhang zwischen v_{enc} und Phasensprüngen ein. Geschwindigkeiten im Bereich von $+v_{enc}$ bis $-v_{enc}$ können ohne solche Artefakte dargestellt werden. Die Geschwindigkeit v lässt sich dann als

$$v = \frac{\Delta\phi}{\gamma \Delta M_1} = \left(\frac{v_{enc}}{\pi} \right) \Delta\phi \quad (2.26)$$

direkt aus den Phasendifferenzen ermitteln.

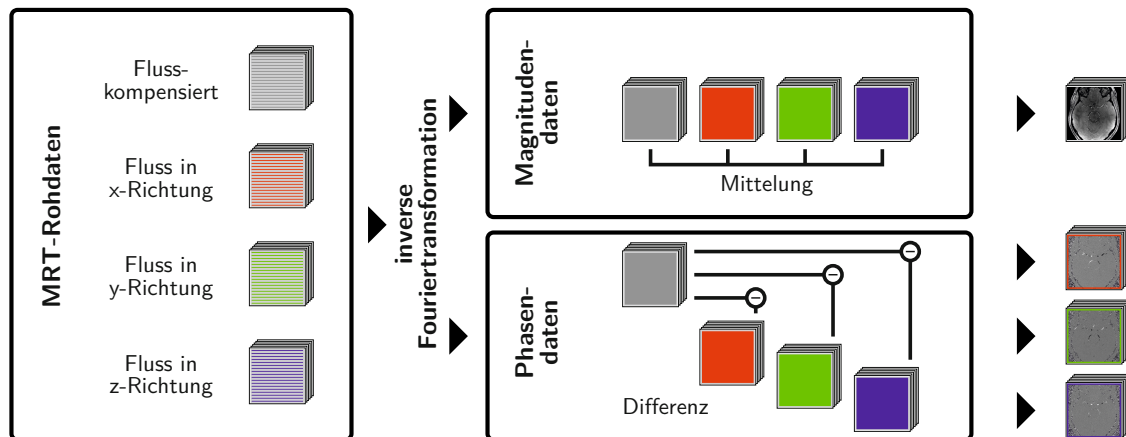


Abbildung 2.16: Pipeline für zeitlich aufgelöste PC-MRI-Messungen für einen einzelnen Zeitpunkt: Die Rohdaten der vier pro Zeitpunkt gemessenen k -Räume werden zunächst in den Bildraum überführt. Die Magnitudendaten der vier Datensätze werden gemittelt und so das SNR verbessert. Aus der flusskompensierten und den flusssensitiven Messungen werden die Differenzen berechnet. Im Ergebnis liegt ein Magnitudendatensatz und drei flusssensitive Phasendatensätze vor, einer für jede der Flusskomponenten (x , y , z). Abbildung 2.17 zeigt dazu ein Beispiel.

3D PC-MRI und Flusskompensation. Bei der Übertragung auf den drei- oder vierdimensionalen Fall mit drei Strömungskomponenten (x , y , z) würde das beschriebene Verfahren drei Phasendifferenzen von drei Messpaaren, also sechs Messungen, erfordern. Dieses als »six-point«-Technik [49] bezeichnete Verfahren lässt sich durch Nutzung einer »four-point«-Technik verkürzen: Hierbei wird eine flusskompensierte Messung nach Bernstein et al. [19] und Haacke und Lenz [79] als Referenzmessung verwendet. Abbildung 2.15 zeigt Sequenzdiagramme für flusskompensierte und flusskodierte Messungen. Wie oben beschrieben erhalten Spins, die sich bewegen, während die Gradienten zur Orts- oder Flusskodierung geschaltet sind, eine zusätzliche Phase. Eine flusskompensierte Messung refokussiert mittels eines weiteren Gradiententeils diese zusätzliche ortsabhängige und bewegungsinduzierte Phase auch für bewegte Spins [79]. Die so erhaltene Messung kann als Referenz für alle drei Richtungskomponenten verwendet werden. Die flusssensitiven Messungen werden für jede Richtungskomponente x , y und z durchgeführt, aber die Differenz wird immer mit der gleichen flusskompensierten Messung gebildet, so dass wie in Abbildung 2.16 dargestellt, vier k -Räume erzeugt werden und in jedem Schritt vier k -Raum-Zeilen gemessen werden, eine für jeden der vier k -Räume [136–138]. Jedesmal, nachdem das Echo ausgelesen wurde, wird ein sogenannter »Spoiler« ausgeführt, welcher die restliche transversale Magnetisierung durch Dephasierung zerstört, anstatt auf deren natürlichen Zerfall zu warten. So soll deren Einfluss auf die Messung nachfolgender k -Raum-Zeilen verhindert werden, um Artefakte zu vermeiden. Spoiler helfen somit, Wartezeiten zu eliminieren und die Sequenz zu beschleunigen. Die Berechnung der Differenz erfolgt in der Regel bereits in der Bildrekonstruktion des Magnetresonanzbildgebung (engl. magnetic resonance imaging) (MRI)-Systems. Die Phasendifferenzen werden dann als Grauwertbild meist mit 12 oder 16 Bit ausgegeben, wobei der Wertebereich ausgenutzt wird. Null entspricht dann der Geschwindigkeit $-v_{\text{enc}}$ und der größtmögliche Wert entspricht der Geschwindigkeit $+v_{\text{enc}}$. Je nach Anwendung kann daher eine Umrechnung in Phasenwinkel oder Geschwindigkeiten erforderlich sein. Für jede Richtungskom-

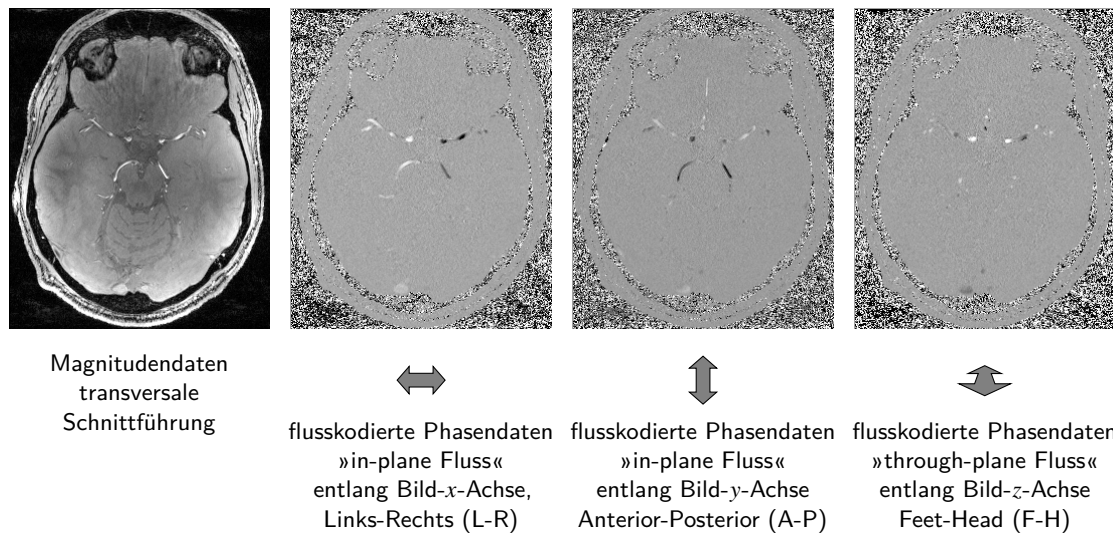


Abbildung 2.17: Eine 3D oder 4D PC-MRI Messung erstellt, wie in Abbildung 2.16 beschrieben, für jede Schicht bzw. für jeden Zeitpunkt jeder Schicht vier Bilder. Helle Bereiche repräsentieren Fluss entlang der jeweiligen Raumachse in die eine Richtung, dunkle Bereiche repräsentieren den Fluss in die andere Richtung. Hier ist eine Schicht zu sehen, welche Teile des Circulus arteriosus Willisii (engl. Circle of Willis) (COW)-Gefäßbrings enthält.

ponente x , y und z des Geschwindigkeitsvektors werden Bilddaten rekonstruiert, so dass, wie in Abbildung 2.17 gezeigt, für jede Schicht (und ggf. für jeden Zeitpunkt) vier Bilder zur Verfügung stehen: ein Magnitudenbild, das die Struktur / Anatomie des Messvolumens wiedergibt, und drei Phasenbilder, die die Geschwindigkeiten in jeweils einer der Raumrichtungen darstellen. Durch Kombination zu dreidimensionalen Geschwindigkeitsvektoren kann dann das dreidimensionale Vektorfeld erzeugt werden.

2.2.2 SNR und VNR

Wie in Abschnitt 2.1.3 beschrieben sind MR-Daten, wie viele andere Messungen auch, rauschbehaftet. Dem Signal, welchem bei der Messung das Interesse gilt, ist ein störendes Signal überlagert, welches als Rauschen bezeichnet wird. Das SNR gibt das Verhältnis von Signal zu Rauschen in einer Messung an und ist damit ein Maß für die Qualität der Daten. Bei ungenügendem SNR ist es schwer oder unmöglich, die gewünschte Information in einem Bild (das MR-Signal) zu erkennen oder vom Rauschen zu unterscheiden.

Bei den meisten MRT-Messungen muss ein Kompromiss zwischen den limitierenden Faktoren SNR, Messzeit, Messvolumen bzw. Schichtanzahl und Auflösung gefunden werden. Bei 4D Messungen kommen als weitere Komponenten die zeitliche Auflösung und die Anzahl der Zeitschritte hinzu. Häufig fällt die Gestaltung des Messprotokolls zugunsten einer dieser Eigenschaften aus, welche für die jeweilige Anwendung besonders wichtig ist. So geht das Streben nach hoher räumlicher und/oder zeitlicher Auflösung bei gutem SNR mit hohen Messzeiten einher, da bei höheren Auflösungen mehr Kodierschritte erforderlich sind, um das Volumen von Interesse (engl. Volume of Interest) (VOI) abzudecken. Da das SNR proportional zum Voxelvolumen ist, sinkt es bei steigender Auflösung. Soll die Auflösung bei gleichbleibendem SNR gesteigert werden, so sind mehrere Mittelungen derselben Messung notwendig, was die Messzeit nochmals stark erhöht

und schnell in den Bereich mehrerer Stunden bringt. Die Erkenntnis, dass lange Messzeiten von Versuchspersonen nicht bewegungslos verbracht werden können, ist die Hauptmotivation für die später in Kapitel 3 vorgestellte Bewegungskorrektur. Da die Flussinformation im Phasenteil des Signals kodiert ist, ist es bei der PC-MRI im Gegensatz zu den meisten anderen MRT-Techniken wichtig, neben den Magnitudenbildern auch die Phasenbilder zu betrachten. Vergleichbar mit dem SNR in den Magnitudenbildern ist das Geschwindigkeits-Rausch-Verhältnis (engl. velocity-to-noise ratio) (VNR) in den Phasenbildern ein wichtiges Maß für die Qualität der Daten. Das Rauschen in der PC-MRI ist proportional zum v_{enc} und umgekehrt proportional zum SNR in den entsprechenden Magnitudenbildern. Das VNR kann wie folgt berechnet werden: [28, 159]:

$$\text{VNR} = \left(\frac{\pi}{\sqrt{2}} \right) \left(\frac{v}{v_{\text{enc}}} \right) \text{SNR} \quad (2.27)$$

Das VNR steigt mit kleinerem v_{enc} und größerem SNR der Magnitudendaten [159]. Daher sollte der v_{enc} immer so klein wie möglich gewählt werden, um ein gutes VNR zu erhalten, aber groß genug, um die später in Abschnitt 2.2.4 beschriebenen Phasensprünge zu vermeiden.

2.2.3 Zeitliche Auflösung und EKG-Triggerung.

Zusätzlich zu den drei Raumrichtungen ist es möglich, die Daten mit einer zeitlichen Auflösung darzustellen. Dabei werden die vier k -Räume (flusskompensiert und jeweils fluss sensitiv in x -, y - und z -Richtung) für jeden Zeitpunkt erzeugt. Bei den in dieser Arbeit vorgestellten Daten handelt es sich um dreidimensionale Datensätze mit zeitlicher Auflösung, hier auch als 4D bezeichnet. Es können jedoch nur zeitliche Abläufe dargestellt werden, die repetitiver Natur sind, also beispielsweise der Blutfluss in einem ROI zeitlich zwischen zwei Herzschlägen. Als Trigger wird dann der Herzschlag verwendet und die Zeit zwischen zwei Herzschlägen in mehrere Zeitphasen unterteilt. Für jede dieser Zeitphasen werden dann die k -Raum-Zeilen zum richtigen Zeitpunkt gelesen und in die entsprechenden k -Räume sortiert. Für die Erstellung des vollständigen Datensatzes sind, wie in Abschnitt 2.1.2 beschrieben, sehr viele einzelne Messschritte notwendig, bei denen jeweils ein Echo gemessen wird, das eine k -Raum-Zeile repräsentiert. Die Anzahl der zu erfassenden k -Raum-Zeilen hängt von der räumlichen und zeitlichen Auflösung der gewünschten Daten ab. Die Anzahl der k -Raum-Zeilen, die für vier Datensätze (die flusskompensierte Referenz und drei fluss sensitive Scans für jede Raumkomponente x , y , z) mit z Schichten der Größe $x \times y$ und t Zeitpunkten aufgenommen werden müssen, beträgt dann $4 \times y \times z \times t$. Für eine zeitliche Darstellung der Flussverhältnisse zwischen zwei Herzschlägen wird ein Herzzyklus, wie in Abbildung 2.18 gezeigt, in Zeitfenster unterteilt. Die Anzahl entspricht der Anzahl der zu messenden Zeitpunkte. Innerhalb eines Zeitfensters müssen vier k Raum-Zeilen (Referenz, x , y , z) erfasst werden. Die in einem Zeitfenster erfassten Daten werden jeweils einem Zeitpunkt zwischen zwei Herzschlägen zugeordnet, so dass für jeden Zeitpunkt vier vollständige dreidimensionale k -Räume entstehen. Die zeitliche Auflösung ist durch die Wiederholungszeit TR begrenzt, die zur Messung einer k -Raum-Zeile benötigt wird. Um die Messzeit zu verkürzen, ist es möglich, die Anzahl der zu messenden Zeitpunkte zu reduzieren und damit die Länge eines einzelnen Zeitfensters zu vergrößern, um in diesem längeren Zeitfenster Segmente mehrerer k -Raum-Zeilen nacheinander zu erfassen. Die zeitliche Auflösung verringert sich entsprechend. Die Zeit am Ende des Herzzyklus, die nicht mehr lang genug ist, um einen vollständigen Zeitpunkt zu erfassen, kann nicht gemessen werden. Da die Herzfrequenz nicht konstant ist, kann die Zeit zwischen zwei Herzschlägen variieren. Wenn der nächste Herzschlag erfolgt, bevor die eingestellte Anzahl von Zeitpunkten erfasst wurde, werden alle während dieses Herzzyklus gemessenen Daten verworfen

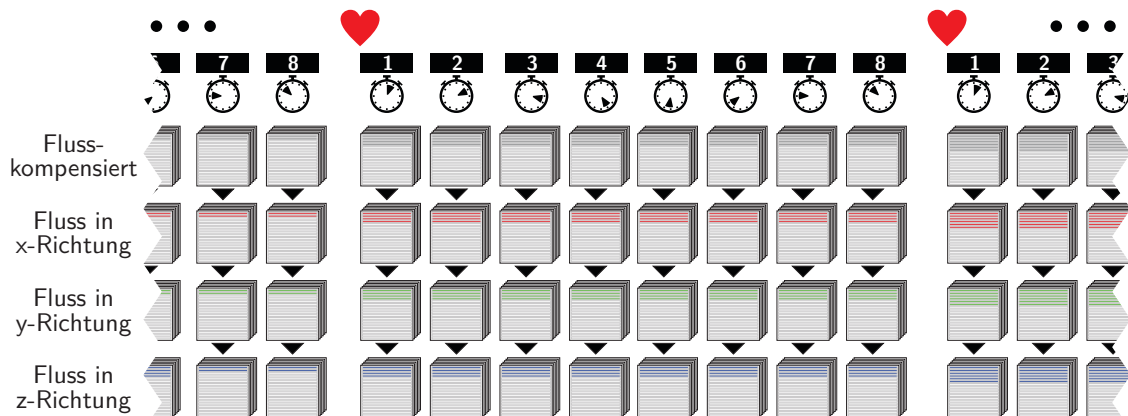


Abbildung 2.18: Der EKG-getriggerte Sequenzablauf der 4D PC-MRI-Messung: Zur vollständigen Messung eines zeitaufgelösten Phasenkontrastdatensatzes werden für jeden Zeitpunkt des Herzzyklus vier k -Räume gemessen (flusskompensierte Referenzmessung plus flusssensitive x, y, z -Komponenten). Da diese nicht sofort, sondern k -Raum-Zeile für k -Raum-Zeile, aufgenommen werden sind viele Herzschläge nötig, um die k -Räume vollständig zu füllen. In diesem Beispiel werden acht Zeitpunkte erfasst. Um die Messzeit (zu Lasten der zeitlichen Auflösung) zu verkürzen, werden optional bei jedem Herzzyklus jeweils mehrere k -Raum-Zeilen für jeden der vier Datensätze erfasst (Segmente). In diesem Beispiel werden jeweils zwei k -Raum-Zeilen erfasst, also acht k -Raum-Zeilen pro Zeitpunkt. Ein k -Raum hat hier 6 Schichten mit jeweils 18 Zeilen. Es müssen $4 \times y \times z \times t$, in diesem Beispiel also $4 \times 18 \times 6 \times 8 = 3456$ k -Raum-Zeilen gescannt werden. Diese werden nacheinander erfasst.

und die Messung wird wiederholt. Die Dauer der Messung hängt also nicht nur von der zeitlichen und räumlichen Auflösung ab, sondern auch von der Herzfrequenz, deren Regelmäßigkeit und der Anzahl der verworfenen Datenpakete. Es ist ratsam, mit der 4D PC-MRI-Messung zu warten, bis sich der Puls des Probanden nach Lagerung im MR-Scanner und erster Aufregtheit in der MR-Umgebung normalisiert hat. Dazu kann es sinnvoll sein, zunächst pulsunabhängige Messungen des Messprotokolls durchzuführen, z.B. Messungen zur Darstellung der Anatomie wie Time-of-Flight (TOF)-Messungen. Typische Messzeiten (engl. times of acquisition) (TAs) für PC-MRI-Messungen, wie sie in dieser Arbeit gezeigt werden, können aus Tabelle 4.1 entnommen werden. Bei sehr hoch aufgelösten Daten oder sehr großen Messvolumina kann sich die Messzeit erheblich verlängern. Daher sind oft Kompromisse zwischen räumlicher Auflösung, zeitlicher Auflösung und Messvolumen erforderlich, um eine für den Probanden oder Patienten akzeptable Messzeit zu ermöglichen.

2.2.4 Artefakte bei der PC-MRI

Artefakte sind ungewollte Bildstörungen, welche die Qualität der MR-Daten beeinträchtigen und die Auswertung der Bilder erschweren oder unmöglich machen. Aufgrund der Komplexität der Bildgebung mittels MR können Artefakte viele verschiedene Ursachen haben. Die Ursachen können durch die Scannerhardware, beispielsweise bei Defekten oder Bedienungsfehlern (z.B. Einfaltungen), durch äußere Einflüsse (z.B. störende HF-Quellen oder Signalausfälle und Verzerrungen durch metallische Fremdkörper), durch den Patienten (z.B. Bewegung), durch Gewebeeigenschaften (z.B. chemische Verschiebung), durch das Signal (z.B. SNR) oder durch die Rekonstruktion bedingt sein. Im Folgenden werden diejenigen Artefakte aufgeführt, welche für die PC-MRI von besonderer Wichtigkeit sind. Bewegung und Bewegungsartefakte werden im anschließenden Abschnitt 2.3 genauer betrachtet. Eine detaillierte Betrachtung von Artefakten in der MRT ist zum Beispiel bei Bellon et al. [11] und Gibby [73] zu finden. Für die PC-MRI sind nach Bissell et al. [20], Dyverfeldt et al. [50], Köhler et al. [100] und Markl et al. [137, 139] vor allem folgende Artefakte von Bedeutung:

- **Maxwell-Term-Fehler** werden die Phasenfehler genannt, die durch zusätzliche nichtlineare, ortsabhängige Magnetfelder erzeugt werden, die ihrerseits beim Schalten der Magnetfeldgradienten entstehen. Dies ist eine Folge der Maxwell-Gleichungen. Die dadurch verursachten Phasenfehler sind zwar klein, aber für die Anwendung der PC-MRI nicht vernachlässigbar [17, 120]. Diese Fehler können bereits auf der Scannerseite korrigiert werden, indem die Phase entsprechend der durch die Sequenz geschalteten Gradienten verändert wird.
- **Wirbelströme** entstehen durch das Ein- und Ausschalten der zur Orts- und Flusskodierung benötigten Gradienten in den leitenden Komponenten des MRT-Systems, die ihrerseits durch die induzierten Ströme eigene Magnetfelder erzeugen. Diese verzerren das eigentlich trapezförmige Gradientenprofil und verändern unter Umständen auch das Flächenintegral des Gradienten und tragen so als niederfrequenter, shadingartiger Offset zur »Hintergrundphase« (dem nicht durch Flußeffekte verursachten Anteil der Phasenverschiebung) bei. In allen modernen MRT-Systemen sind Methoden zur Korrektur dieser Effekte, beispielsweise hardwareseitig durch spezielle Abschirmspulen oder sequenzseitig durch Gradientenvorverstärkung zum Ausgleich der Verzerrungen, integriert [18, 206]. Für die meisten Anwendungen sind diese Korrekturen ausreichend, aber sie sind begrenzt und für PC-MRI können weitere Korrekturen durch Nachbearbeitung der Daten erforderlich sein [20, 50, 71, 216].
- **Gradienten- und Magnetfeldinhomogenitäten** sind ein bekanntes Problem in der MRT. Fehler in der Gradientenstärke oder Gradientenrichtung führen daher zu Fehlern beim Kodieren der Geschwindigkeiten und deren Richtung. Außerdem führen die Inhomogenitäten zu Verzerrungen der Bilder, welche üblicherweise durch die Scannersoftware retrospektiv während der »Verzeichnungskorrektur« ausgeglichen werden. Diese meist bildbasierte Nachbearbeitung korrigiert jedoch nur die Lage der Pixel, nicht aber die Auswirkung auf die gemessenen Phasen bzw. Geschwindigkeiten. Hier ist eine weitere Nachverarbeitung der Daten erforderlich [135].
- **Phasensprünge** (auch Phase Aliasing genannt) treten auf, wenn die tatsächliche Geschwindigkeit höher ist als erwartet und mittels v_{enc} eingestellt. Da die Geschwindigkeit in der Phase des Signals kodiert ist, ist es nötig, diesen v_{enc} anzugeben. Er gibt diejenige Geschwindigkeit in m/s an, welche einen vollständigen Phasenumlauf ($-\pi$ bis $+\pi$) beschreibt.

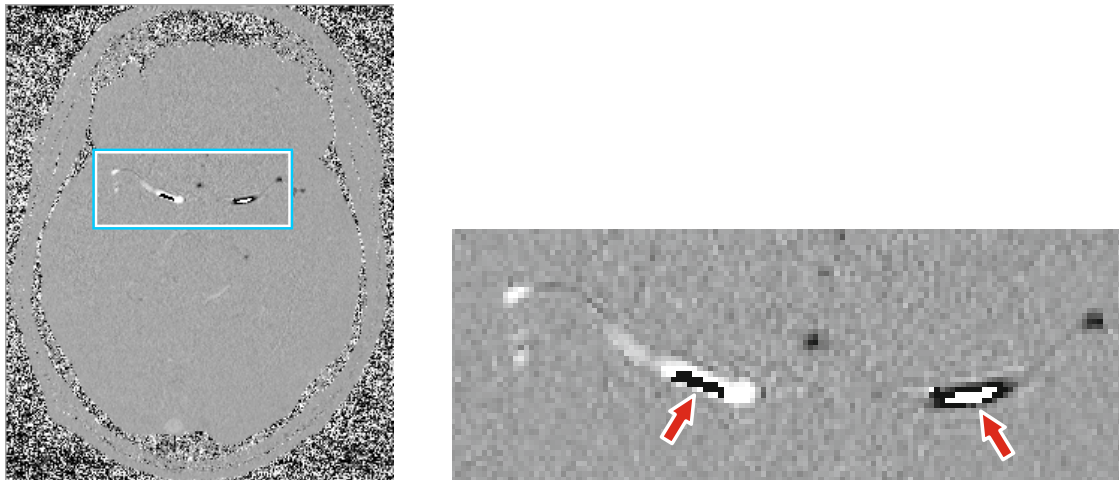


Abbildung 2.19: Phasensprünge treten immer dann auf, wenn die tatsächliche Fließgeschwindigkeit den eingestellten v_{enc} überschreitet. Dieser Wert gibt diejenige Geschwindigkeit in m/s an, welche durch eine Phasenverschiebung um $-\pi$ bzw. $+\pi$ repräsentiert wird. Überschreitet die Geschwindigkeit den v_{enc} , so kommt es zu einem Phasensprung. In den Phasenbildern treten sie als scharfe Kante zwischen schwarzen und weißen Flächen auf. In der Abbildung sind die linke und die rechte A. cerebri media angeschnitten. In beiden überschreiten die Geschwindigkeiten den v_{enc} , jedoch sind die Fließgeschwindigkeiten entgegengesetzt, weshalb der Phasensprung einmal als weiße Fläche auf schwarzem Grund und einmal als schwarze Fläche auf weißem Grund dargestellt wird. Kennzeichnend für Phasensprünge ist die Diskontinuität in den Phasenwerten.

Aufgrund der Periodizität kommt es bei Überschreitung der mittels v_{enc} gewählten Geschwindigkeit zu einem Phasensprung. Der eindeutig messbare Geschwindigkeitsumfang beträgt somit $+v_{\text{enc}}$ bis $-v_{\text{enc}}$. Die Dauer oder Stärke der Gradienten zur Geschwindigkeitskodierung werden dazu entsprechend dem eingestellten v_{enc} geändert. Um geringe Geschwindigkeiten mit gutem VNR darstellen zu können, sollte v_{enc} klein gewählt werden. Aber wenn die Strömungsverhältnisse im Messvolumen diesen Wert überschreiten, kommt es zu Phasensprüngen. Überschreitet also der Phasenwinkel $+\pi$ (was der Geschwindigkeit $+v_{\text{enc}}$ entspricht), so ist ein Phasenumlauf vollendet und der Messwert beginnt wieder bei $-\pi$ (was der Geschwindigkeit $-v_{\text{enc}}$ entspricht). Überschreitet die tatsächliche Geschwindigkeit beispielsweise den v_{enc} -Parameter um 15%, so wird der Phasenwert π bzw. 180° überschritten. Er würde $1,15\pi$ bzw. 207° betragen, was nicht von einer Phasenverschiebung um -153° unterscheidbar wäre. Abbildung 2.19 zeigt ein Beispiel für ein PC-MRI-Bild mit Phasensprüngen. Um dies zu vermeiden, sollten die zu erwartenden Geschwindigkeiten vor der Messung abgeschätzt und der v_{enc} knapp darüber eingestellt werden. Sollten dennoch vereinzelt Phasensprünge auftreten, können diese durch geeignete Verfahren automatisch oder halbautomatisch entfernt werden [23, 222]. Andererseits sollte der Parameter nicht zu hoch gewählt werden, da höhere v_{enc} -Werte das Geschwindigkeits-Rausch-Verhältnis (VNR) reduzieren und insbesondere niedrige Geschwindigkeiten dann nicht mehr mit einem guten VNR erfasst werden [137, 138]. Es ist daher nötig, die erwarteten Geschwindigkeiten vor der Messung zu schätzen und den v_{enc} -Wert geringfügig höher einzustellen. In Bereichen mit hoher Dynamik der Fließgeschwindigkeiten, in denen sowohl hohe als auch niedrige Geschwindigkeiten erwartet werden und beide Geschwindigkeitsbereiche von Interesse

sind, kann es sinnvoll sein, zwei Messungen mit unterschiedlichen v_{enc} -Werten durchzuführen [20, 50]. Da bei der Messung mit hohem v_{enc} -Wert die niedrigen Geschwindigkeiten nur schwer vom Rauschen zu unterscheiden sind und bei der Messung mit niedrigem v_{enc} -Wert die hohen Geschwindigkeiten stark von Phasensprüngen beeinflusst werden, sollten die Geschwindigkeitsbereiche in den jeweiligen Messungen getrennt betrachtet werden. Es ist aber auch möglich, die Messungen, wie z.B. in Ma et al. [124], Schnell et al. [173] und Stucht et al. [197] beschrieben, zu einem Datensatz zu kombinieren oder bereits in der Sequenz mit zwei v_{enc} zu arbeiten.

- **Partialvolumeneffekte** treten auf, wenn das Volumen eines Voxels im Messfeld von mehr als einem Gewebetyp ausgefüllt wird. Geben die Gewebetypen unterschiedlich starke Signale (Voxel, die vollständig mit diesem Gewebe gefüllt wären, würden sich in der Helligkeit unterscheiden), so wird das Voxel entsprechend dem Anteil des jeweiligen Gewebes und dessen Signalstärke gewichtet, soweit andere Effekte wie chemische Verschiebung oder Suszeptibilität außer Acht gelassen werden. Liegt also ein Voxel genau auf der Grenze zweier unterschiedlicher Gewebe und ist jeweils zur Hälfte mit diesen gefüllt, so entspricht das Signal dem Mittelwert der beiden Gewebearten. Strukturen, die im Verhältnis zur Auflösung sehr klein sind, sind so nicht zu erkennen. Bei PC-MRI-Messungen führt dies in der Regel zu einer Überschätzung der Flussrate in den Gefäßen [18]. Je kleiner das Gefäß oder die Struktur im Verhältnis zur Auflösung ist, desto stärker ist sie von diesem Effekt betroffen. Er kann durch Erhöhung der Auflösung verringert werden, was jedoch nicht immer möglich ist. Der Partialvolumeneffekt kann auch bei der Gefäßsegmentierung stören, da die Kontur weniger genau bestimmt werden kann. Hier können Verfahren im Vorteil sein, die mit Subpixelgenauigkeit arbeiten. Liegen Strukturen, wie beispielsweise zwei Gefäße in den in Abbildung 4.3 gezeigten TOF-Daten, sehr nahe beieinander, kann es bei der Segmentierung zu Verschmelzungsartefakten kommen, da die Grenze zwischen den Strukturen nicht mit ausreichender Auflösung dargestellt wird. Diese Artefakte erfordern dann eine zusätzliche manuelle Korrektur.
- **Intravoxel Effekte** können ähnlich wie Partialvolumeneffekte auftreten, wenn innerhalb eines Voxels größere Unterschiede im Flussverhalten auftreten, welche zu großen Phasenunterschieden bei den Spins innerhalb dieses Voxels führen. Das Nettosignal eines Voxels entspricht der Summe der Signale der Spins in diesem Voxel. Phasenunterschiede führen daher nach Ingolf P. Arlart [90] zu einem reduziertem Nettosignal. Abhängig von der Zerstreuung der Phasen innerhalb des Voxels kann es sogar zu völligem Signalausfall kommen. Nach Ingolf P. Arlart [90] sind solche Intravoxel-Effekte besonders häufig in Bereichen starker Geschwindigkeitsgradienten, beispielsweise an Gefäßwänden, oder bei Messungen mit niedriger räumlicher Auflösung zu beobachten.
- **Rauschen** hat, wie bereits im vorigen Abschnitt beschrieben, Auswirkungen auf die Flussdaten, und es sollte ein möglichst hohes SNR beziehungsweise VNR angestrebt werden. Rauschen tritt in Phasendaten aber auch dort auf, wo kein oder nur ein schwaches Signal erzeugt wird, zum Beispiel in allen luftgefüllten Bereichen wie dem Hintergrund, aber auch innerhalb des Körpers, wie in den Nasennebenhöhlen. Bei Phantommessungen kann dies besonders problematisch sein, wenn die zu messenden Strukturen in ein Material eingebettet sind, das kein oder nur ein sehr schwaches Signal liefert, wie z.B. Silikon. In diesem Fall grenzen die interessanten Strukturen direkt an die in den Phasendaten stark verrauschten Bereiche an. Ist beispielsweise für eine Phantommessung eine gefäßähnliche Struktur in einen wenig Signal gebenden Silikonblock eingebettet, so werden die Voxel

in den Wandbereichen dieser Gefäßstruktur durch den Partialvolumeneffekt stark vom umgebenden Rauschen beeinflusst. Hier ist bei der Segmentierung besondere Vorsicht geboten.

- **Flussbedingte Artefakte** Neben den technisch bedingten Artefakten können auch bestimmte Flusseigenschaften zu Fehlern in den Daten führen. Wie beschrieben können nur zeitliche Abläufe von Strömungsverhältnissen dargestellt werden, die repetitiver Natur sind, sich also fortlaufend wiederholen, so dass für jeden Zeitpunkt des repetitiven Prozesses bei jeder Wiederholung eine k -Raum-Zeile gemessen werden kann. Kommt es hier zu Veränderungen, z.B. weil sich der Puls, der als Trigger während der Blutflussmessung verwendet wird, beschleunigt oder verlangsamt, so passen die k -Raum-Zeilen nicht mehr zum selben Abschnitt des Herzzyklus, da sich die zeitliche Auflösung und der zeitliche Ablauf der Sequenz nicht dynamisch an die Pulsrate anpassen. Daher kann es zu einer Vermischung von k -Raum-Zeilen aus verschiedenen Phasen des Herzzyklus kommen, wenn sich der Zeitraum, über den sich der Herzzyklus erstreckt, während der Messung ändert.

Aus demselben Grund können nur laminare Strömungen zuverlässig gemessen werden. Bei turbulenten Strömungen, die durch zufällige Änderungen der Strömungsrichtung und der Strömungsgeschwindigkeit gekennzeichnet sind [105], ist nicht gewährleistet, dass sich die Strömungsverhältnisse bei der Messung einer k -Raum-Zeile nur wenig von denen bei der Messung der nächsten k -Raum-Zeile des gleichen zeitlichen Abschnittes, unterscheiden. Zusätzlich treten die oben beschriebenen Intravoxel-Effekte verstärkt auf.

Bei sehr langsamem Fluss, wie er zum Beispiel im Zentrum sehr großer Aneurysmen auftreten kann, kann das Rauschen in diesen Bereichen die Geschwindigkeitsdaten dominieren. Auch hier kann der Fluss nicht zuverlässig dargestellt werden. Außerdem kann in solchen Bereichen die Segmentierung aufgrund des geringeren Signals in den Magnitudenbildern schwierig sein, und es kann, ähnlich wie bei den in Abbildung 4.3 gezeigten TOF-Daten, zu Untersegmentierungen kommen. Hier wäre, wie bereits beschrieben, der Einsatz von Multi- v_{enc} techniken ratsam.

2.3 Bewegung in der MR-Umgebung

Voraussetzung für ein bewegungsartefaktfreies Bild ist, dass die zu untersuchende Person oder das zu untersuchende Objekt bewegungslos bleibt, während die Daten zur Erzeugung des k -Raumes wie oben beschrieben gemessen werden. Die Messdauer kann zwischen wenigen Sekunden bis vielen Minuten betragen. Im Bereich wissenschaftlicher Forschung und Messungen an gesunden Probanden sind Messzeiten von über einer Stunde keine Seltenheit. Ziel jeder MRT-Untersuchung ist es, ein möglichst gutes und aussagekräftiges Bild zu erhalten. Dazu gehört beispielsweise eine hohe Auflösung, um Detailreichtum und eine gute Darstellung kleiner Strukturen zu gewährleisten. Die MRT-Aufnahmen können durch Bewegungsartefakte beeinträchtigt werden, wenn sich die zu untersuchende Person oder das zu untersuchende Objekt während der MRT-Untersuchung bewegt. Die Ausprägung des Artefakts, also wie genau das Artefakt aussieht und wie stark es auftritt, hängt dabei vom Zeitpunkt der Bewegung innerhalb des Sequenzschemas, von der Art der Bewegung, von der Stärke der Bewegung und auch von der Richtung der Bewegung, also ob innerhalb der Schicht »in-plane« oder durch die Schicht »through-plane«. Für eine sehr ausführliche Betrachtung vieler Aspekte der Themen Bewegung und Bewegungskorrektur in der MRT-Umgebung sei auf Godenschweger et al. [75], Maclaren et al. [129] und van der Kouwe und Andre [205] verwiesen. Die für die vorliegende Arbeit relevanten Grundlagen zu diesem Themenbereich werden im Folgenden dargestellt.

2.3.1 Eigenschaften von Bewegung

Typische Bewegungen, die während einer MR-Messung einer Versuchsperson auftreten und die Messung des Gehirns beeinträchtigen können, werden durch Atmung, Herzschlag und Muskelentspannung oder durch einmalige kurze Ereignisse wie Husten, Niesen oder Schluckauf verursacht. Diese Bewegungen sind in der vorliegenden Arbeit von Interesse. Für Messungen anderer Körperregionen kommen außerdem andere Bewegungen in Betracht, so beispielsweise bei der Messung des Abdomens die Darmperistaltik und die dadurch verursachte Bewegung der inneren Organe. Bewegungen können auch Teil eines Krankheitsbildes sein, wie z.B. ein Tremor bei der Parkinson-Krankheit. Bewegungen lassen sich über ihre Eigenschaften in verschiedene Kategorien einteilen:

- **Die Größenordnung** der Bewegung hängt von der Art der Bewegung ab. Schlucken, Husten, Niesen, Schluckauf und ähnliche Bewegungen verursachen in der Regel starke Bewegungen von mehreren Millimetern. Auch Muskelentspannungen können während der Messzeit zu größeren Bewegungen führen, die ebenfalls in dieser Größenordnung liegen, während Herzschlag und Atmung – zumindest bei Messungen im Kopfbereich – meist im Bereich unter einem Millimeter liegen. Abbildung 3.8 zeigt Bewegungskurven eines Probanden während einer MR-Messung. Während Atmung und Herzschlag hier eine Bewegung von ca. 0,2 mm verursachen, zeigt sich eine allmähliche Drift der Markerposition um ca. 2 mm, verursacht durch Muskelentspannung über einen Zeitraum von ungefähr einer Viertelstunde. Auch langsam nachgebende Schaumstoffunterlagen können zu solchen Drift-Effekten führen oder diese verstärken.
- **Das Bewegungsmuster** kann kontinuierlich oder periodisch sein. So findet die Bewegung zum Beispiel bei Muskelentspannung über einen Zeitraum von mehreren Minuten eher kontinuierlich statt und ist sehr langsam und entsprechend ausgedehnt. Bewegung kann aber auch, wie beim Husten oder Niesen, einzeln oder zeitlich zufällig verteilt sein. Periodische oder nahezu periodische Bewegungsmuster zeigen sich vor allem in Herzschlag und Atmung. Abbildung 3.8 zeigt die Bewegungskurven eines Probanden während einer MR-Messung. Deutlich sind Bewegungen durch Muskelentspannung, Herzschlag und Atmung zu erkennen. Periodische Bewegung zeigt sich meist in ausgeprägten Geistern während langsame kontinuierliche Bewegung eher zu Blurring führt.
- **Der Zeitpunkt** der Bewegung während der Messung hat Einfluss auf das resultierende Artefakt und auf die Möglichkeiten der Korrektur. Wenn die Bewegung zwischen zwei Messungen (inter-image) auftritt, verursacht sie keine Bildartefakte, aber das tatsächliche Aufnahmevervolumen ändert sich. Tritt die Bewegung während der Messung auf, so wird der Teil der Bewegung, der von einer k -Raum-Zeile zur nächsten auftritt, als »inter-scan«Bewegung bezeichnet, der Teil zwischen Anregung und Auslesen der k -Raum-Zeile wird als »intra-scan«Bewegung bezeichnet. Tritt die Bewegung auf, während Daten nahe des k -Raum-Zentrums gemessen werden, so sind die Artefakte ausgeprägter, als bei Daten, die an den k -Raum-Rändern beeinträchtigt sind [228]. Möglichkeiten zur Korrektur dieser verschiedenen Bewegungsarten werden in Abschnitt 2.3.6 vorgestellt.
- **Die Rigidität** der Bewegung bzw. Eigensteifigkeit des Objekts muss in die Überlegungen zu einem geeigneten Korrekturverfahren einbezogen werden. Im Falle der Hirnbildgebung in der MRT tritt nahezu ausschließlich rigide Bewegung auf. Dabei reichen sechs Freiheitsgrade (engl. degrees of freedom) (DOF) aus, um die Bewegung zu beschreiben (drei Rotationen um die drei Raumachsen und drei Translationen entlang der drei Raumachsen).

Andere Transformationen wie Scherung und Skalierung treten bei Untersuchungen des Schädels bzw. des Gehirns nicht auf und können außer Acht gelassen werden. Innerhalb des Gehirns kann ein pulsatile Verhalten der Blutgefäße oder der Liquorräume und deren Verbindungen, das durch den Herzschlag hervorgerufen wird, unter bestimmten Umständen zu sehr kleinen, nichtrigiden Bewegungen führen. Außerdem kann die Bewegung der Muskulatur und der Hautpartien rings um den Schädel sowie Augenbewegung nicht rigide sein. Diese sind aber meist vernachlässigbar. Bei den meisten anderen Organen und Körperregionen spielen nichtrigide Bewegungen eine wesentlich größere Rolle, so verformen sich beispielsweise weite Teile des Abdomen auf nichtrigide Weise allein durch Atmung und Darmperistaltik. Auch die Bewegung an Gelenken führt – bei gleichzeitiger Betrachtung beider Teile des Gelenkes – zu nichtrigiden Bewegungen.

- Die Richtung der Bewegung ist für Bewegungskorrekturverfahren in der MRT von besonderem Interesse. Da es sich bei MR-Bildern um Schnittbilder handelt, können Teile der Bewegung in der Schnittebene (»in-plane«) und andere Teile senkrecht zu dieser Schicht (»through-plane«) erfolgen. Dies führt zu unterschiedlichen Effekten während der Bildaufnahme, welche auch die Wahl der Korrekturverfahren betreffen können, die in Abschnitt 2.3.6 beschrieben werden. Auch die Orientierung der Bewegung in Bezug zu anderen relevanten Koordinatensystemen kann von Interesse sein. So ist bei einigen Bewegungsverfolgungssystemen die Genauigkeit nicht in jede Raumrichtung identisch. Bei kamerabasierten optischen Systemen ist die Genauigkeit in der Bildebene in der Regel höher als in der Achse senkrecht dazu.

Der Einfluss, den diese Eigenschaften von Bewegungen auf die Ausprägung der Artefakte, deren Aussehen und Entstehung und auf den Informationsgehalt der Bilder sowie deren Nachverarbeitung haben, wird im folgenden Abschnitt 2.3.2 beschrieben.

2.3.2 Bewegungsartefakte

Bewegung verursacht eine Reihe von Effekten, die an der Bildung von Artefakten beteiligt sind. Den größten Einfluss auf Artefakte hat dabei meist, dass die Entwicklung der Phase während der Phasenkodierung gestört wird. Spins, welche sich entlang des Phasenkodiergradienten bewegen, erleben durch die Positionsabhängigkeit der Larmor-Frequenz eine weitere Phasenänderung. Da diese Änderung nicht in allen Messungen für den k -Raum identisch ist, entstehen Inkonsistenzen im k -Raum, welche nach der inversen Fourier-Transformation im Bildraum als Artefakt sichtbar werden. Bewegung kann zu Artefakten wie »ghosting« (Doppelungen von Strukturen in andere Bereiche des Bildes, meist entlang der Phasenkodierrichtung), »blurring« (verwaschene und unscharfe Abbildung von Kanten und Strukturen), geometrischen Verzerrungen oder vermindertem Signal bzw. vermindertem SNR führen. [75, 228]. Im Folgenden werden die Auswirkungen von Bewegung auf das MR-Signal kurz beschrieben. Für ausführliche theoretische Betrachtungen wird auf [2, 83, 132, 151, 183, 203, 205] verwiesen.

In-plane Translation. Wie in Abschnitt 2.1.2 beschrieben, wird jeder k -Raum-Zeile durch den Phasenkodiergradienten in y -Richtung ein Phasenunterschied aufgeprägt. Beim Auslesen der Daten wird der Frequenzkodiergradient in x -Richtung geschaltet, was eine ortsabhängige Frequenzänderung bewirkt und damit ebenfalls die Phase beeinflusst. Eine Bewegung in der x - y -Ebene, eine sogenannte »in-plane«-Bewegung um Δx in x -Richtung und Δy in y -Richtung ändert nun den Ort eines Spins und bringt damit eine weitere Phasendifferenz mit sich. Die Auswirkung von Bewegung entlang eines geschalteten Gradienten auf die Signalphase eines bewegten Spins wurden bereits in Abschnitt 2.2.1 bei der Betrachtung von Fluss auf die Phase (Gleichung 2.20) erörtert. Analog gilt dies nicht nur für Fluss, sondern ebenso für jede andere Bewegung. Im Gegensatz dazu wird im Folgenden speziell auf rigide Bewegung eingegangen, das heißt, die Bewegung des zu messenden Objekts wird durch sechs Freiheitsgrade beschrieben, nämlich Rotationen und Translationen jeweils in allen drei Raumrichtungen. In der klinischen Anwendung handelt es sich dabei um Patientenbewegung von in sich vorwiegend starren Körperteilen, z.B. des Kopfes bzw. des Gehirns. Wenn die in-plane Bewegung ausschließlich zwischen zwei Messungen eines jeweils vollständigen k -Raumes stattgefunden hat (»inter-image«-Bewegung) und somit Δx und Δy für alle k -Raum-Zeilen der zweiten Messung identisch sind, dann ergibt sich das Signal in dieser Schicht nach Gleichung 2.13 und dem Fourier-Shift-Theorem als [18, 28, 80]

$$S'(k_x, k_y) = \iint M_T(x, y) \cdot e^{i2\pi(k_x(x+\Delta x)+k_y(y+\Delta y))} dx dy \quad . \quad (2.28)$$

Sind Δx und Δy räumlich konstant, so handelt es sich um eine reine Translation. Die Wirkung einer reinen Translation im Bildraum auf den k -Raum ist nach dem Fourier-Shift-Theorem und Gleichung 2.28 eine lineare Phasenverschiebung.

Wenn Δx und Δy zwar räumlich konstant sind, sich aber zeitlich ändern, so sind Δx und Δy nicht für alle k -Raum-Zeilen identisch. Daraus ergibt sich eine Abhängigkeit der Bewegung von der Zeit t' , welche seit der Phasenkodierung der ersten gemessenen k -Raum-Zeile vergangen ist [83]

$$S'(k_x, k_y) = \iint M_T(x, y) \cdot e^{i2\pi(k_x(x+\Delta x(t'))+k_y(y+\Delta y(t')))} dx dy \quad . \quad (2.29)$$

Somit ist der k -Raum nicht mehr vollständig konsistent und es treten Bewegungsartefakte auf. Da die Bewegung zum größten Teil zwischen Anregung und Lesegradient auftritt und somit hauptsächlich die Phasenkodierung gestört wird, treten die Artefakte hauptsächlich in Phasenkodierrichtung auf [187].

In-plane Rotationen. Wird ein Objekt um die Achse senkrecht zur abgebildeten Schicht durch das Isozentrum des Scanners rotiert, also der Bildraum einer in-plane Rotation um die Z -Achse durch das Isozentrum unterzogen, so bewirkt diese Rotation eine identische Rotation des k -Raumes. Im Falle einer »inter-image«-Bewegung, also der Bewegung zwischen zwei Messungen eines jeweils vollständigen k -Raumes, wäre der k -Raum frei von Inkonsistenzen und das Bild daher frei von Artefakten, es würde aber gedreht erscheinen. Die Drehung eines Punktes (x, y) um den Winkel Θ_z und um die beschriebene Achse ändert die Position des Punktes nach

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \Theta_z & -\sin \Theta_z \\ \sin \Theta_z & \cos \Theta_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad . \quad (2.30)$$

Eingesetzt in Gleichung 2.13 ergibt dies

$$S'(k_x, k_y) = \iint M_T(x, y) \cdot e^{i2\pi(x'(k_x \cos \Theta_z - k_y \sin \Theta_z) + y'(k_x \sin \Theta_z + k_y \cos \Theta_z))} dx dy \quad . \quad (2.31)$$

Findet die Bewegung während der Messung statt, so ist der Rotationswinkel nicht für alle k -Raum-Zeilen identisch, sondern, wie bei der Translation beschrieben, zeitabhängig. Wie bei den zeitlich abhängigen Translationen treten dadurch Inkonsistenzen im k -Raum auf, welche zu Artefakten führen.

Through-plane Bewegung während der Messung führt zu einer Änderung der angeregten Schicht von einer k -Raum-Zeile zur nächsten. Die Magnetisierung bzw. die Spindichte in der Schicht erhält dann eine Zeitabhängigkeit, da sie sich in den verschiedenen angeregten Schichten unterscheiden kann. Spins, die vorher angeregt wurden, verlassen die angeregte Schicht, und Spins, die vorher nicht angeregt waren, bewegen sich in diese Schicht hinein. Die »Spin-Historie«, also die Veränderungen, die die Spins bisher über Anregung und Gradienten erfahren haben, unterscheidet sich dabei. Diese Spins erfahren den Sequenzablauf unvollständig und Sättigungs-»steady state«-Effekte, werden gestört [64]. Dies führt nach Herbst [83] zu einer Zeitabhängigkeit der transversalen Magnetisierung an der Position (x, y)

$$S'(k_x, k_y) = \iint M_T(x, y, t) \cdot e^{i2\pi(k_x x + k_y y)} dx dy \quad . \quad (2.32)$$

Des Weiteren können Positionsänderung von Objekten oder Körperteilen Einfluss auf das B_0 -Feld des MRT-Scanners haben, oder unterschiedlich rotierte k -Raum-Zeilen zu einem inhomogen abgetasteten k -Raum führen [228]. Für eine genauere Betrachtung von Bewegungsartefakten und ihren Ursachen in der MRT wird hier an Zaitsev et al. [228] verwiesen.

Bewegung während der 4D PC-MRI. Nach Gleichung 2.26 berechnet sich die Geschwindigkeit aus den Phasendaten der PC-MRI aus der Phasendifferenz zweier Messungen mit unterschiedlichen Gradientenmomenten erster Ordnung M_1 (siehe Abschnitt 2.2.1) als $v = \frac{v_{enc}}{\pi} \Delta\phi$. Da die Phase und somit auch die Phasendifferenz durch Bewegung beeinflusst wird, hat Bewegung auch Einfluss auf die berechneten Geschwindigkeitsdaten. Der Fehler resultiert aus der Geschwindigkeit v_{Bew} , welche durch die Bewegung zu der tatsächlichen Bewegung durch Blutfluss v_{Fluss} hinzu kommt, bzw. abgezogen wird. Diese ergibt sich als Quotient aus dem Anteil der Bewegung entlang des Flusskodierungsgradienten während der Flusskodierung Δs_{Bew} durch den bipolaren Gradienten und dessen Dauer ΔT :

$$v_{Bew} = \frac{\Delta s_{Bew}}{\Delta T} \quad . \quad (2.33)$$

Nach Gleichung 2.23 ist der Einfluss der Geschwindigkeit auf die Phase nach dem bipolaren Gradienten bei der Flusskodierung

$$\begin{aligned} \phi_1(v_{Sum}) &= \phi_1(v_{Fluss}) + \phi_1(v_{Bew}) \\ &= (-\gamma v_{Fluss} M_1) + (-\gamma v_{Bew} M_1) \quad . \end{aligned} \quad (2.34)$$

Soll die Bewegung korrigiert werden, so kann die Phase für jede k Raum-Zeile n durch Addition der Phase ϕ_{korrt_n} korrigiert werden:

$$\phi_{\text{korrt}_n} = \gamma v_{\text{Bew}_n} M_1 = \gamma \frac{\Delta s_{\text{Bew}_n}}{\Delta T} M_1 \quad . \quad (2.35)$$

Diese Korrektur würde für die Messung vor der Differenzbildung durchgeführt werden. Bei Einsatz der in Abschnitt 2.2.1 beschriebenen four-point Technik nach Bernstein et al. [19] und Haacke und Lenz [79] ist die Korrektur nur für die flusskodierte Messung erforderlich, da die Phase der flusskompensierten Messung nicht durch die Geschwindigkeit der Bewegung beeinträchtigt wird, da auch diese kompensiert wird. Da die zu erwartenden Bewegungen während der Messung im Vergleich zur Blutflussgeschwindigkeit aber sehr klein sind, ist der Fehler allerdings vernachlässigbar. Die Bewegungsartefakte in der 4D PC-MRI werden vor allem von den ortskodierenden Gradienten bestimmt. Die Korrektur der so verursachten Artefakte in der 4D PC-MRI ist Thema der vorliegenden Arbeit.

2.3.3 Notwendigkeit für Bewegungskorrektur in der UHF-MRT

Nicht nur bei den bereits erwähnten langen Messzeiten in Forschung und Wissenschaft, sondern auch bei den Messungen im klinischen Alltag spielen Bewegungsartefakte eine große Rolle. Normalerweise werden MRT-Messungen unter der Annahme durchgeführt, dass sich die zu untersuchende Person während der Messung nicht bewegt. Bewegungen, die während der Messung auftreten, führen – wenn sie nicht korrigiert werden – zu Bewegungsartefakten. Diese äußern sich in den bereits beschriebenen Störungen wie Unschärfe und verwaschene Details, Doppelungen (»Geister«) oder verringerter Bildkontrast. Diese Bildfehler sind selbst bei kurzen Messungen im klinischen und wissenschaftlichen Alltag nicht selten. Selbst gesunden Menschen fällt es schwer, länger als zehn Minuten sehr ruhig zu liegen [46]. Patienten mit Vorerkrankungen wie Morbus Parkinson können krankheitsbedingt nicht regungslos bleiben. Auch für Kinder ist es deutlich schwieriger, auch nur sehr kurze Zeit bewegungslos zu verharren. Sehr kleine Kinder sind überhaupt nicht in der Lage, kooperativ an einer Untersuchung teilzunehmen und werden daher häufig zur Durchführung der Untersuchung sediert. All dies bedeutet geringeren Komfort für die zu untersuchenden Personen und führt dazu, dass Messungen unter Umständen wiederholt werden müssen, Wartezeiten auf Untersuchungstermine länger sind, die Kosten für das Gesundheitssystem steigen und im schlimmsten Fall die Auswertung von artefaktbehafteten Bildern zu falschen Ergebnissen und Fehldiagnosen führt [4].

Bildartefakte begrenzen die effektive Auflösung von MRT-Messungen und beeinflussen auch in der Wissenschaft die Ergebnisse von Analysen und Berechnungen eines eventuell anschließenden Postprocessings, verschlechtern das Ergebnis oder machen eine Weiterverarbeitung unmöglich, so dass die Messung wiederholt werden muss [228]. Daher ist hier eine Bewegungskorrektur unerlässlich. Dies ist beispielsweise bei Segmentierungsaufgaben [200] oder bei Volumen- und Dickenschätzungen der grauen Substanz [167] der Fall. Bei der funktionellen Magnetresonanztomografie (fMRT), mit deren Hilfe Hirnaktivität dargestellt werden kann, werden Signalunterschiede gemessen, welche durch Unterschiede in der Oxygenierung des Blutes verursacht werden (blood oxygenation level dependent (BOLD) Signal). Auch hier kann Bewegung zu Signalunterschieden führen, die viel stärker ausgeprägt sind, als sie durch Oxygenierungsunterschiede hervorgerufen würden, und die falsch interpretiert werden könnten [6, 45, 149, 181, 189]. Für solche Anwendungen ist ein System zur Bewegungskorrektur aus den beschriebenen Gründen sehr hilfreich.

Längere Messzeiten für sehr hochauflösende Bildgebung, die das Potenzial des höheren SNR der UHF-MRT ausnutzen, machen das Auftreten von Bewegungsartefakten selbst bei kooperativen Probanden wahrscheinlicher. Das SNR der MR-Daten sinkt proportional zum Voxelvolumen und nimmt daher bei höheren Auflösungen ab. Soll das SNR auf dem gleichen Wert gehalten werden, sind mehrere Mittelungen erforderlich, was die Messzeit vervielfacht. Bei höheren Auflösungen werden mehr Kodierschritte für mehr Voxel benötigt, um die gleiche VOI abzudecken, was die Messzeit zusätzlich erhöht und dann leicht in den Bereich von mehreren Stunden bringt [195], was bei konventionellen Messungen unweigerlich zu Bewegungsartefakten führt. Die Einschränkung durch Artefakte, welche das Bild dann beeinträchtigen und den Detailreichtum reduzieren, kann größer sein als der Gewinn durch die erhöhte Auflösung [145]. Dies gilt umso mehr, als die Feldstärken und damit sowohl die Signalausbeute als auch die Messzeit voraussichtlich weiter zunehmen werden. Zukünftige Extrem-Hoch-Feld (EHF) Geräte, welche der UHF Generation folgen und Feldstärken von 12 T, 14 T und mehr mitbringen, sind bereits in der Planung [109]. Weitere Verbesserungen an der Scannerhardware, wie Empfangsspulen mit mehr Kanälen [204], tragen zur weiteren Steigerung des SNR bei. Insofern ist – neben den Möglichkeiten moderner Scannerhardware mit hoher Signalausbeute – die Geduld der Probanden und ihre Fähigkeit, über einen längeren Zeitraum bewegungslos in einer Position zu verharren, entscheidend für die erreichbare effektive Auflösung. Dies stellt nach Stucht et al. [195] eine neue »biologische Auflösungsgrenze« dar. Diese Grenze entsteht durch unwillkürliche Bewegungen des Probanden, wie Atmung, Herzschlag oder Muskelentspannung (auch sichtbar in den Bewegungskurven in Abbildung 3.8) aber auch durch Husten, Niesen und Schlucken, wie Herbst et al. [85] zeigten. Dies gilt insbesondere für neurowissenschaftliche Anwendungen, bei denen das Interesse an sehr hoch aufgelösten Bildern besonders ausgeprägt ist.

2.3.4 Bewegungsverfolgung

Die Bewegungsdaten können auf verschiedene Weise gewonnen werden. Grob lassen sich die Methoden einteilen in Navigatorotechniken, Bewegungsverfolgung mit zusätzlicher Hardware wie Mikro-HF-Spulen und Bewegungsverfolgung durch ein vollständig externes Trackinggerät.

- **Navigatorotechniken**, wie von Ehman und Felmlee [52], Lee et al. [112] und Ward et al. [218] vorgeschlagen, haben den Vorteil, dass sie keine zusätzliche Hardware benötigen, sondern die Technik des Scanners nutzen, um die Bewegungsdaten zu erhalten. Bestimmte Teile des k -Raumes werden wiederholt gemessen und aus den Unterschieden wird die Bewegung berechnet. Dies kann k -Raum basiert sein oder im Bildraum stattfinden. Die Technik erfordert meist eine gewisse Flexibilität im Sequenzablauf. Es müssen geeignete Zeitpunkte im Ablauf gefunden werden, um die Messung der Navigatoren möglichst störungsfrei einzubauen. Es gibt eine Vielzahl von Navigator-Trajektorien für verschiedene Anwendungen, die erfolgreich eingesetzt wurden [65, 68]. Da die Techniken von der Scannerhardware abhängig sind, wirken sich Störungen wie Inhomogenitäten, die die Bildgebung beeinträchtigen, auch auf die Genauigkeit der Navigatorotechniken aus. Die Aufnahme kleiner Teile eines k -Raumes kostet Zeit und verlängert die Messung. Einige Navigatorotechniken versuchen diese Nachteile zu umgehen, indem sie auf zusätzliche Gradienten und Ortskodierung verzichten und z.B. die gemessenen Rohdaten oder das reine FID-Signal [217] verwenden. Dazu gehört z.B. die Verwendung von Navigatoren und selbstnavigierenden Sequenzen, wie sie von Brau und Brittain [27] und Hu und Kim [89] vorgeschlagen wurden oder Techniken wie »Periodically Rotated Overlapping Parallel

Lines with Enhanced Reconstruction (PROPELLER)« [162] und »multiple overlapping k -space junctions for investigating translating objects (MOJITO)« [25]. Teile des k -Raumes werden für die Bildgebung mit optimierten Messschemata und Aufnahmetrajektorien wiederholt durchfahren, um aus diesen Messdaten auch die Bewegungsinformation ableiten zu können.

- **Mikro-HF-Spulen** können, wie von Derbyshire et al. [41] und Ooi et al. [155, 156] beschrieben, als Sensoren verwendet werden, um die lokalen Änderungen des HF-Feldes zu erfassen. Während ein Gradient geschaltet ist, kann über die Unterschiede in der Resonanzfrequenz der Ort des Sensors ermittelt werden. Um neben der Position auch die Orientierung zu bestimmen, sind mindestens drei Sensoren erforderlich. Während bei den genannten Systemen eine Verkabelung der Sensoren zur Datenübertragung nötig ist, existieren auch kabellose Systeme wie die von Ooi et al. [154] und van Niekerk et al. [207, 208] beschriebenen. Um die für die Positionsbestimmung notwendigen Frequenzunterschiede in den Sensoren zu erzeugen, werden Gradientenimpulse benötigt, die innerhalb der Sequenz geschaltet werden müssen. Ähnlich wie bei den Navigationstechniken sind daher Eingriffe in den Sequenzablauf erforderlich.
- **Externe Trackinggeräte** bieten die Möglichkeit, die Bewegungsdaten unabhängig von der Scannerhardware und den Bildgebungsabläufen zu erfassen. Es gibt eine Vielzahl von technischen Lösungen: stereoskopische Trackingsysteme, z.B. auf Infrarotbasis, meist in Kombination mit retroreflektierenden Markern wie beispielsweise bei Schulze et al. [178], Speck et al. [189], Stucht et al. [199] und Zaitsev et al. [227]. Einkamerasysteme haben den Vorteil, dass nur eine freie Sichtachse benötigt wird. Diese Systeme können retrograde Marker verwenden [5, 7, 8, 127, 128] oder Features wie Gesichtsstrukturen oder 2D Muster auf Markern verfolgen [1, 44, 165], um Positionsinformationen zu berechnen. Es existieren auch markerlose Systeme wie von Slipsager et al. [184] im Einsatz mit Structured-Light-Techniken. Auch integrierte Systeme (zum Beispiel in Kopfspulen integrierte Kameras) wurden beschrieben [44, 175]. Bei externen Systemen ist immer eine Kreuzkalibrierung wie in Abschnitt 2.3.5 dargestellt notwendig, um die Bewegungsdaten aus dem Koordinatensystem des Trackingsystems in das Koordinatensystem des MR-Scanners transformieren zu können. Wenn ein externes Trackingsystem verwendet wird, ist keine zusätzliche Messzeit in der Bildsequenz erforderlich, um Informationen über Bewegung und Orientierung zu erhalten, jedoch muss die Kommunikation zwischen Trackingsystem und Scanner sowie das Verarbeiten und Einbinden der Bewegungsinformation für den Korrekturmechanismus in der Sequenzlaufzeit stattfinden.

Um rigide Bewegung in allen drei Raumrichtungen zu korrigieren, müssen die Systeme diese rigiden Bewegungen mit sechs DOF, nämlich drei Rotationen um die drei Achsen und drei Translationen entlang der drei Achsen des verwendeten Koordinatensystems erfassen können. Ist die Präzision des Trackingsystems zu gering, also das Trackingrauschen zu hoch, führt dieses zu Pseudobewegungen, die zu einer Korrektur von nicht vorhandenen Bewegungen und damit erst zu Bewegungsartefakten führen. Die Präzision muss nach Maclaren et al. [131] daher um ein Vielfaches (etwa fünf- bis zehnfach) höher sein als die gewünschte Auflösung, damit die erzeugten Bewegungsartefakte deutlich unterhalb des Bildrauschens bleiben und somit kaum wahrnehmbar sind. Die meisten externen Bewegungsverfolgungssysteme verfolgen nicht das eigentliche zu verfolgende Objekt – im hier betrachteten Fall das Gehirn – sondern einen oder mehrere Marker, die für die Kameras oder Sensoren besser sichtbar sind. Diese Marker müssen fest mit dem zu verfolgenden Objekt verbunden sein. Herbst et al. [84] haben gezeigt, dass die

Fixierung von Markern auf der Haut mit Klebeband oder Knetmasse für hochauflösende Scans ungeeignet ist und Bewegungsartefakte auftreten können. Es wurde auch beschrieben, dass ein Mundstück wie eine Aufbisschiene eine bessere Stabilität bietet.

2.3.5 Kreuzkalibrierung

Koordinatensysteme werden bei der Benutzung eines externen Trackingsystems aus mehreren Bereichen des Systems für eine Vielzahl unterschiedlicher Daten verwendet. Diese Koordinatensysteme sind nicht identisch. So muss zuerst die Lage und Orientierung des Objektes und des gegebenenfalls daran befestigten Markers in einem Koordinatensystem erfasst werden. Kamerabasierte Systeme zur externen Bewegungsverfolgung liefern diese Position in einem eigenen Koordinatensystem, in dem die Position und Orientierung des Objektes oder Markers im Raum wiedergegeben wird. Je nach System gibt es weitere interne Koordinatensysteme, z.B. die zweidimensionalen Bilddaten der Kameras. Der Scanner hat ein Koordinatensystem, das sich in der Regel am Isozentrum und den Raumrichtungen in der MR-Röhre orientiert, es werden hier aber auch eigene Koordinatensysteme für den Patienten oder die Gradienten definiert. Die vom Scanner gelieferten Bilddaten haben Voxel-Koordinaten. Häufig ist die Beziehung zwischen den Koordinatensystemen klar definiert und Teil des Bildgebungsprozesses, z. B. die Beziehung zwischen den Scannerkoordinaten und den Voxelkoordinaten der Bilder.

Die Relation zwischen dem externen Trackingsystem und dem Scanner muss jedoch erst ermittelt werden. Die Korrektur findet sequenzseitig im MR-Scanner statt. Die an den Scanner gelieferten Positionsdaten müssen daher zunächst vom Tracking-Koordinatensystem in das Scanner-Koordinatensystem transformiert werden. Dazu wird eine Transformationsmatrix benötigt, die dies leisten kann. Diese Transformationsmatrix kann durch Kreuzkalibrierung auf verschiedene Weise erzeugt werden. Wenn ein Phantom sowohl für den Scanner als auch für das Kamerasystem sichtbar ist und die räumliche Beziehung zwischen den MR-sichtbaren und den kamerasichtbaren Teilen des Phantoms (z.B. aufgeklebte Marker) bekannt ist, kann die Transformationsmatrix, wie in Aksoy et al. [1] beschrieben, leicht erzeugt werden. Dazu ist es notwendig, dass das Phantom MR-sichtbare Strukturen enthält, die in keiner Weise symmetrisch sind, um die Orientierung des Phantoms eindeutig bestimmen zu können. Ist diese Beziehung nicht bekannt, kann sie in einem iterativen Verfahren aus den Bewegungsdaten beider Systeme mit Hilfe von Registrierungstechniken, die häufig bereits in der Scannersoftware implementiert sind, angenähert werden [202, 227]. Wenn eine Kreuzkalibrierung durchgeführt wurde, ist sie nur für genau die Position der Kamera relativ zum Isozentrum des Scanners gültig. Das bedeutet, dass die Kamera nicht mehr bewegt werden darf, da sonst die Transformationsmatrix ihre Gültigkeit verliert. Dies ist besonders im Forschungsbereich, in dem der Scanner von vielen Forschergruppen benutzt wird, ein Problem.

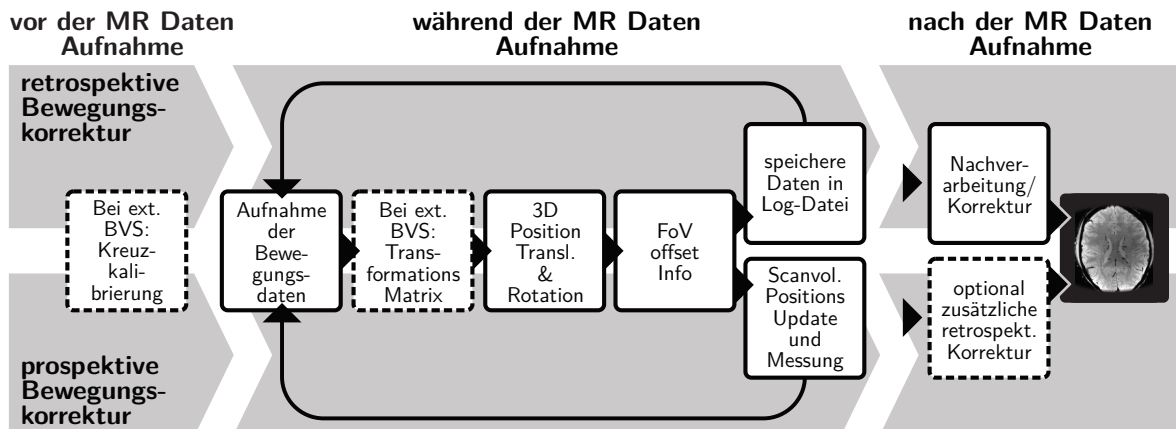


Abbildung 2.20: Allgemeine Bewegungskorrektur-Pipeline: Bei Verwendung eines externen Bewegungsvollführungssystems muss in jedem Fall zuerst eine Kreuzkalibrierung durchgeführt werden. Die Verarbeitungsschritte während der MR-Messung sind für retrospektive und prospektive Verfahren ähnlich, jedoch werden bei prospektiven Verfahren die Bewegungsinformationen zur sofortigen Anpassung von Position und Lage (Orientierung) des Scanvolumens verwendet, während bei retrospektiven Verfahren die Bewegungsinformationen zunächst gespeichert werden, um nach der Messung für die Korrektur verwendet zu werden.

© mit Erlaubnis nach Godenschweger et al. [75]

Ein **Referenzmarker** bietet die Möglichkeit, eine einmal durchgeführte Kreuzkalibrierung schnell wieder herzustellen. Der Marker muss so an der Innenverkleidung des MR-Scanners befestigt werden, dass er relativ zum Isozentrum unbeweglich ist, aber für die Kamera auch dann sichtbar bleibt, auch wenn diese einige Zentimeter von ihrer typischen Position entfernt montiert wird. Auf diese Weise kann wie von Maclaren et al. [126] beschrieben, die Position des Markers relativ zum Isozentrum dauerhaft festgelegt und die Transformationsmatrix auch bei veränderter Kameraposition schnell wieder hergestellt werden. Sobald die Position des Referenzmarkers in den jeweils neuen Kamerakoordinaten wieder bekannt ist, ergibt sich daraus die Kameraposition in Scannerkoordinaten.

2.3.6 Bewegungskorrektur

Bewegungsvermeidung und Synchronisation ist eine grundlegende Möglichkeit, Bewegungsartefakte zu reduzieren. Im Allgemeinen ist es – zumindest bei der Untersuchung kooperativer Personen – einfacher, Bewegung zu vermeiden, als sie zu korrigieren. Fixierungen wie Kissen und Polster können Bewegungen einschränken, aber nicht vollständig verhindern und können bei längerem Scannen unangenehm sein. Taktiles Feedback an die Versuchsperson kann helfen, unbeabsichtigte Bewegung wie von Krause et al. [102] vorgeschlagen als solche zu erkennen und zu vermeiden. Bewegungen, welche durch Atmung und Herzschlag verursacht werden lassen sich kaum vermeiden. Daher spielen neben den Techniken zur Vermeidung von Bewegung, wie Atemkommandos mit den dazu notwendigen kurzen Messzeiten, auch Techniken, die das Timing der Messung auf die Bewegung abstimmen, etwa die Synchronisation der Sequenz mit Atmung [9, 51, 170] oder Herzschlag [55, 110], eine große Rolle. Dazu wird die Atmung oder der Herzschlag mit geeigneten Techniken wie EKG, Atemgurt oder Navigationstechniken überwacht und diese Information zum Timing der Sequenz herangezogen, um die Datenakquise immer zur selben Phase der Bewegung, etwa beim Ausatmen, durchzuführen.

Retrospektive Bewegungskorrektur erlaubt es, nach Abschluss der Messung die Bewegungskorrektur vorzunehmen. Dazu muss die Bewegung während der Messung mit einem der in Abschnitt 2.3.4 vorgestellten Verfahren ermittelt werden. Die Bewegungskorrektur kann dann durch Phasenänderungen und Rotation der k -Raum-Zeilen erfolgen, um die in Abschnitt 2.3.2 beschriebenen bewegungsbedingten Inkonsistenzen im k -Raum zu korrigieren. Dafür muss eine zeitliche Korrelation zwischen den Bewegungsdaten und den k -Raumdaten vorliegen. Der k -Raum wird nach der Korrektur nicht mehr gleichmäßig abgetastet sein und bei großen Rotationen können größere unterabgetastete Bereiche auftreten. Dies kann zu neuen Artefakten führen. Da der Scan selbst nicht korrigiert wird, kann die Bewegung dazu führen, dass Teile des VOI aus dem Messbereich geraten. Die in Abschnitt 2.3.2 beschriebenen Spin-Historien-Effekte, die durch through-plane-Bewegungen verursacht werden, also Bewegungen, bei denen das zu messende Objekt die angeregte Schicht verlässt, werden durch die retrospektive Korrektur nicht beseitigt. Einige Verfahren versuchen, die Daten ohne die Bewegungsinformation zu korrigieren und verwenden nur die Rohdaten als Eingabe, um diese mit statistischen Methoden zu korrigieren [117, 118]. Ein neueres Forschungsfeld ist die retrospektive Korrektur mittels Deep-Learning-Verfahren [10, 48, 106, 107, 113, 190]. Auch hier werden keine Bewegungsdaten benötigt, sondern es werden Trainingsdatenpaare verwendet, die die gleichen MRT-Aufnahmen mit (simulierten) und ohne Bewegungsartefakte zeigen und den Aufbau des Deep-Learning-Systems ermöglichen.

Prospektive Bewegungskorrektur führt die Korrektur der Bewegung bereits während der Aufnahme durch, so dass die Daten bereits korrigiert gemessen werden. Im Gegensatz zu retrospektiven Techniken stellt prospektive Bewegungskorrektur (engl. prospective motion correction) (PMC) sicher, dass eine gleichmäßige Abtastung des k -Raums auch bei Rotationsbewegungen vorhanden ist [129]. Through-plane Bewegungen werden durch Nachführen des Scanvolumens ebenfalls ausgeglichen, so dass die Spin-Historie nicht beeinträchtigt wird. Prospektive Verfahren erfordern tiefere Eingriffe in die Systemarchitektur der verwendeten MRT-Geräte, um die Bewegungsinformation zur Anpassung der Gradienten und Frequenzen zu nutzen, die in der Sequenz zur Ortskodierung verwendet werden. Die technische Umsetzung hängt daher stark vom Hersteller und Modell des verwendeten MR-Scanners ab.

Wie in Abschnitt 2.3.2 beschrieben, führt Bewegung zu Störungen in der Ortskodierung und damit zu Inkonsistenzen im k -Raum. Diese machen sich dann nach der Bildrekonstruktion als Artefakte vor allem in Richtung der Phasenkodierung bemerkbar. Um diese Fehler bereits bei der Signalerzeugung zu vermeiden und nicht wie bei der retrospektiven Korrektur nachträglich zu korrigieren, werden bei der PMC die Bildgebungsparameter so angepasst, dass die Inkonsistenzen bei der Erzeugung des k -Raumes weitestgehend vermieden werden. Voraussetzung ist, dass die zu korrigierende Bewegung bekannt ist und es sich um eine starre Bewegung handelt. Die Möglichkeiten, die Bewegungsdaten zu erhalten, wurden in Abschnitt 2.3.4 vorgestellt. Für die PMC ist es wichtig, dass die Bewegungsdaten in Echtzeit zur Verfügung stehen, d.h. die Latenzzeit des Systems muss möglichst gering sein. Definiert man Latenz als die Zeit zwischen dem Auftreten einer Bewegung und der Verfügbarkeit der Parameter zur Anpassung der Bildgebung, dann tragen alle Komponenten der Pipeline aus Abbildung 2.20 zur Latenz bei, wobei das Trackingsystem selbst eine der Hauptursachen für erhöhte Latenz ist. Typische Latenzzeiten liegen bei 20 bis 60 ms [125].

Den Ausführungen von Zaitsev [226] folgend lässt sich das MR-Signal für das Objekt $\rho(\vec{x}_{sca})$ an der Position \vec{x}_{sca} als Vektor in Scannerkoordinaten als Integral über das gesamte Volumen

beeinflusst durch die Auswirkung der ortskodierenden Gradienten $\vec{g}(\tau)$ ausdrücken als

$$S(t) = \int_V \rho(\vec{x}_{\text{sca}}) e^{-i\gamma \int_0^t \vec{g}(\tau) \cdot \vec{x}_{\text{sca}} d\tau} d\vec{x}_{\text{sca}} \quad . \quad (2.36)$$

Durch die zeitabhängige Bewegung wird auch das Objekt an der Stelle \vec{x}_{sca} dann abhängig von der Zeit als

$$S_{\text{bew}}(t) = \int_V \rho(\vec{x}_{\text{sca}}, t) e^{-i\gamma \int_0^t \vec{g}(\tau) \cdot \vec{x}_{\text{sca}} d\tau} d\vec{x}_{\text{sca}} \quad . \quad (2.37)$$

Die Auswirkung der rigiden Bewegung auf die Position \vec{x}_{sca} des Objektes $\rho(\vec{x}_{\text{sca}})$ ergibt sich nach Zaitsev [226] weiter mit Hilfe der Rotation $R(t)$ und der Verschiebung $\vec{i}(t)$ zum jeweiligen Zeitpunkt als

$$\vec{x}_{\text{obj}}(t) = R(t)\vec{x}_{\text{sca}} + \vec{i}(t) \quad . \quad (2.38)$$

\vec{x}_{obj} ist dann in einem Koordinatensystem angegeben, welches der Bewegung folgt. Zu Beginn sind die Scanner- und die Objektkoordinaten identisch und erst die Bewegung führt zu Unterschieden in den Koordinatensystemen. In Objektkoordinaten ist die Signaldichte konstant, nur die Bewegung und damit das Signal in Scannerkoordinaten, ist zeitabhängig.

$$\rho(\vec{x}_{\text{sca}}, t) = \rho_{\text{obj}}(\vec{x}_{\text{obj}}(\vec{x}_{\text{sca}}, t)) = \rho_{\text{obj}}\left(R^T(t)(\vec{x}_{\text{obj}} - \vec{i}(t))\right) \quad . \quad (2.39)$$

Eingesetzt in Gleichung 2.37 erhält man

$$S_{\text{bew}}(t) = \int_V \rho(\vec{x}_{\text{obj}}) e^{-i\gamma \int_0^t \vec{g}(\tau) \cdot R^T(t)(\vec{x}_{\text{obj}} - \vec{i}(t)) d\tau} d\vec{x}_{\text{obj}} \quad . \quad (2.40)$$

Durch Einsetzen der Substitutionen

$$\begin{aligned} \vec{g}'(t) &= R(t)\vec{g}(t) \quad , \\ \vec{g}(t) &= R^T(t)\vec{g}'(t) \quad \text{und} \\ S'(t) &= S(t) e^{-i\gamma \int_0^t \vec{g}(\tau) \cdot \vec{i}(\tau) d\tau} \end{aligned} \quad (2.41)$$

erhält man die Signalgleichung in Abhängig von $R(t)$ und $\vec{i}(t)$:

$$S'(t) = \int_V \rho(\vec{x}_{\text{obj}}) e^{-i\gamma \int_0^t \vec{g}'(\tau) \cdot \vec{x}_{\text{obj}} d\tau} d\vec{x}_{\text{obj}} \quad . \quad (2.42)$$

Um die Rotation zu korrigieren muss also der Gradient angepasst werden zu $\vec{g}'(t)$. Zur Korrektur der Verschiebung ist die vom Ort des Objektes und der Verschiebung abhängige Phase

$$\Delta\varphi(t) = -i\gamma \int_0^t \vec{g}'(\tau) \cdot \vec{i}(\tau) d\tau \quad (2.43)$$

hinzuzufügen. Das bedeutet, dass das durch Gradienten, Frequenzen und Phasen definierte Koordinatensystem der Sequenz der Bewegung des Objektes folgt und entsprechend nachgeführt wird. Dies geschieht bei PMC in der Regel scannerseitig, indem zur Laufzeit der Sequenz für jede k -Raum-Zeile das Slice-Objekt angepasst wird, das die Position und Orientierung des Messvolumens an die Sequenz übergibt. Bei Verwendung externer Trackingsysteme ist eine funktionierende Kreuzkalibrierung, wie in Abschnitt 2.3.5 beschrieben, erforderlich, um die Bewegungsdaten in Scannerkoordinaten zu überführen. Retrospektive und prospektive Korrekturen schließen sich nicht aus, sondern können sich ergänzen, z.B. um die Auswirkungen ungenauer Kreuzkalibrierungen [1] oder ungenauer Trackingdaten [130] zu reduzieren, oder um Gradienten-Nichtlinearitäten und Variationen der Spulenempfindlichkeit [223] zu korrigieren.

3

Prospektive Bewegungskorrektur bei 7 Tesla

Dieses Kapitel basiert in Teilen auf Journalveröffentlichungen und Konferenzbeiträgen, an denen der Autor beteiligt war. Darunter ein Reviewartikel zu Bewegungskorrektur für die MRT des menschlichen Gehirns [75], der einen detaillierten Überblick über etablierte Verfahren zur Bewegungsverfolgung und Korrektur in der MRT gibt. Die höchstauflösten MR-Bilder, die im Ergebnisteil des Kapitels vorgestellt werden, wurden in [195] und [196] gezeigt. Die technischen Details des Systems und deren Entwicklung sowohl in der 3 T als auch in der 7 T Umgebung wurden in [38, 128, 131, 176–179, 199] dokumentiert. Ferner sind Beiträge zur Nutzbarkeit und Repositionierbarkeit der Zahnsperre für die Markerfixierung [198] und zum Einfluss der Bewegungskorrektur für die Anwendung von Bildverarbeitungstechniken in der späteren Nachverarbeitung [200] veröffentlicht worden.

Den Hauptteil des Kapitels bildet die Beschreibung der Hardware und der Verarbeitungspipeline des im Rahmen der vorliegenden Arbeit entwickelten Systems in der 7 T-Umgebung und dessen Anwendung zur hochauflösenden Bildgebung. Es werden die Komponenten der Hardware und Software beschrieben und die teils weitreichenden Anpassungen für die 7 T-Umgebung dargestellt. Dazu werden auch die Veränderungen des Systems und die Komponenten betrachtet, welche im Laufe der Entwicklung zum Einsatz kamen und ausgetauscht wurden. Das ursprüngliche System wurde an der Universität Freiburg entwickelt und bereits 2005 erfolgreich in einer 3 T-Umgebung getestet [46, 47, 189, 227]. Ein weiterer Forschungsbeitrag der vorliegenden Arbeit ist die Evaluation des vorhandenen Systems in der 7 T-Umgebung und die Erarbeitung von Anforderungen, die zu Anpassungen des Systems führten und schließlich die Nutzung dieser Bewegungskorrektur-Technologie bei 7 T ermöglichen. Zum Abschluss des Kapitels wird eine im Rahmen der Promotion durchgeführte Studie vorgestellt, welche unter Nutzung des beschriebenen Systems am 7 T Kernspintomografen in Magdeburg durchgeführt wurde. Hierbei war das Ziel, die höchstauflösten in-vivo-MR-Daten des menschlichen Gehirns zu erzeugen, die jemals aufgenommen wurden, und deren effektive Auflösung nicht durch Bewegungsartefakte kompromittiert ist.

3.1 Hardware und technische Umsetzung der prospektiven Bewegungskorrektur

Im vorherigen Kapitel wurden viele verschiedene Konzepte zur Korrektur von Bewegungsartefakten und viele Implementationen mit unterschiedlicher Hardware vorgestellt. Im Mittelpunkt der vorliegenden Forschungsarbeiten steht die prospektive Bewegungskorrektur [46, 151, 189, 227] mittels eines kamerabasierten Trackingsystems in Kombination mit Markern. Dieses Trackingsystem verfolgt die Bewegung eines an der zu messenden Person befestigten Markers und liefert diese Bewegungsdaten an den MR-Scanner. Dort werden diese Informationen genutzt, um das Koordinatensystem des Scanners, wie in Abschnitt 2.3.6 beschrieben, durch Anpassung der Gradienten und Frequenzen nachzuführen und so bereits während der Messung (im Gegensatz zu retrospektiven Verfahren) eine Korrektur vorzunehmen und ein artefaktfreies Bild zu ermöglichen. In diesem Abschnitt werden die verwendete Hardware, deren Entwicklung und die notwendigen Anpassungen für die UHF-Umgebung sowie die scannerseitig verwendete Softwareimplementierung beschrieben und ein Überblick über das Zusammenspiel der verschiedenen Komponenten in der Pipeline für die Bewegungskorrektur gegeben.

3.1.1 Vorarbeiten und verwendete Hardware und Software

Die in dieser Arbeit verwendete Technik der Bewegungskorrektur basiert auf Vorarbeiten der MR-Forschungsgruppe am Universitätsklinikum Freiburg (Prof. Dr. Maxim Zaitsev, ehemals Prof. Dr. Dr. h.c. Jürgen Hennig), die dort mit einem stereoskopischen Trackingsystem in einer 3 T-Umgebung erprobt wurden [46, 189, 227]. Die Freiburger Arbeiten stellten sozusagen einen POC dar, mit dem das grundsätzliche Funktionieren der Technik gezeigt wurde. Auf dieser Grundlage hat die Magdeburger Forschungsgruppe der Abteilung Biomedizinische Magnetresonanz, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg (BMMR) diese POC-Arbeit aus der 3 T-Umgebung mit einer großen Anzahl von Anpassungen in die 7 T Welt übertragen, um sie dort am vorhandenen Gerät (7 T Magnetom, Siemens Healthineers, Forchheim) so zu etablieren, dass sie für die neurowissenschaftliche Forschung nutzbar ist. Dazu wurde die Technik auch in weiteren Sequenzen implementiert und so für neue Anwendungsfälle verfügbar gemacht.

Software und Sequenz. Zur Sequenzprogrammierung kommt im Siemens-Bereich die »integrated development environment for applications (IDEA)«-Umgebung zum Einsatz, in der Sequenzen als C++ Bibliothek erstellt werden können. Für die Bewegungskorrektur wird das von *Prof. Dr. Maxim Zaitsev* (Universitätsklinikum Freiburg Klinik für Radiologie Arbeitsbereich Medizinphysik) entwickelte »external prospective acquisition correction (XPACE)«-System für die Siemens MRT-Plattform eingesetzt. Die XPACE Bibliothek (libXPACE) bietet Funktionalitäten, die es ermöglichen, die Schnittstelle zwischen Tracking-System und Sequenz in MRT-Sequenzen zu implementieren. Es bietet z.B. eine Transformation der Tracking-Koordinaten in Scanner-Koordinaten, eine Synchronisation mit der Sequenz, Funktionen für ein regelmäßiges Positionsupdate während der Sequenzlaufzeit und eine Logging-Funktionalität, um die Bewegungen beziehungsweise die ausgeführten Korrekturen nachvollziehen zu können. Es bietet Schnittstellen zu verschiedenen Trackingsystemen und kann modular um Schnittstellen zu weiteren Trackingsystemen erweitert werden. Zu Testzwecken können auch künstliche Bewegungen simuliert oder aus Logfiles eingelesen werden. Für eine detaillierte Betrachtung von libXPACE sei auf Herbst [83] und Zaitsev et al. [227] verwiesen.

Bewegungsverfolgung. Als Komponente für die Bewegungsverfolgung wird ein Trackingsystem eingesetzt, das mit einer einzigen Kamera in Kombination mit speziellen Markern (MT384i, Metria Innovation Inc., WI, USA) die Bewegung der Testperson verfolgen kann [5, 7, 8, 127, 128]. Die Methode basiert auf der Auswertung von Moiré-Mustern, die auf einem passiven Marker entstehen und mit einer herkömmlichen Digitalkamera aufgenommen werden [7]. Die Kamera- und Beleuchtungseinheit (engl. camera and lighting unit) (CLU) des Moiré-Phase-Tracking (MPT)-Systems besteht aus einer VGA-Kamera (656×492 px Bildauflösung) mit festem Fokus und fester Blende und einer LED-Beleuchtung. Aufgrund der geringen Abmessungen von $72 \times 72 \times 168$ mm kann sie mit 3M™ Dual-Lock™ Klettband über der Kopfspule im MR-Scanner befestigt werden. Der zu verfolgende MPT-Marker soll gut sichtbar sein. Je nach Position und Lage des Markers relativ zur Kamera verändern sich die von der Kamera aufgenommenen Moiré-Muster. Sie entstehen durch die Überlagerung von zwei Streifenmustern unterschiedlicher Frequenz, die auf der Vorder- und Rückseite einer Glasscheibe aufgedruckt sind. In mehreren in unterschiedlicher Richtung angelegten Bereichen des Markers entstehen so Moiré-Muster. Neben den Moiré-Mustern ist in anderen Bereichen des Markers auch eine Seriennummer kodiert, so dass mehrere Marker gleichzeitig benutzt und unterschieden werden können. Für eine detailliertere Betrachtung der MPT-Technologie wird auf Armstrong et al. [7] verwiesen. Die photogrammetrisch vorkalibrierte [36] Kamera liefert die Bilddaten mit maximal 80 Bildern pro Sekunde (engl. frames per second) (fps) über ein Lichtleiterkabel aus dem Scanner durch den Scannerraum und das Waveguide an einen Rechner im Operatorraum, der die Moiré-Muster auswertet und die aktuelle Position und Lage des Markers im Kamerakoordinatensystem bestimmt. Die Präzision (Standardabweichung des Trackingrauschens für einen stationären Marker während der MR-Bildgebung) des Trackingsystems in dem beschriebenen Aufbau beträgt dabei $1 \mu\text{m}$ für Translationen in der Bildebene der Kamera und $12 \mu\text{m}$ für solche senkrecht zur Bildebene. Für die Verfolgung von Rotationen um alle drei Achsen beträgt die Präzision $0,01^\circ$ [128]. Eine weitere Voraussetzung für den Einsatz des beschriebenen Trackingsystems ist, dass die Kamera und die Kamerabeleuchtung mindestens 80 min auf Betriebstemperatur gebracht wurden. Andernfalls kann es zu einer Drift der Positionsdaten kommen. Der Rechner des Trackingsystems sendet die Bewegungsdaten als User Datagram Protocol (UDP)-Stream in das lokale Netzwerk.

Entwicklungshistorie. Zu Beginn des Projektes wurde, wie in Stucht et al. [199] dokumentiert, ein stereoskopisches Infrarotkamarasystem (ARTtrack3, Advanced Realtime Tracking GmbH, Deutschland) mit leichten Modifikationen (HF-abschirmendes Gehäuse, Ausgänge für optische Verkabelung) eingesetzt. In der 7 T-Umgebung warf diese Technik einige Probleme auf. Die Kameras konnten mangels MR-Kompatibilität nur außerhalb der MR-Röhre betrieben werden und mussten in ausreichendem Abstand (ca. 5 m) zur Röhre platziert werden (lokale Feldstärke ca. 40 mT). Die enge Öffnung des MR-Systems erlaubte nur einen kleinen Winkel (ca. 14°) zwischen den Kameras und damit eine geringere Genauigkeit. Außerdem war es oft schwierig, eine ungestörte Sichtachse zwischen den Kameras und dem Tracking-Target aufrechtzuerhalten. Der große Abstand und der kleine Winkel stellten extreme Anforderungen an die Stabilität der Kameraaufhängung, da kleinste Vibrationen, die auch durch den Scanner verursacht werden können, zu großen Störungen in den Bewegungsdaten führen. Hier brachte der Wechsel von einer Stativaufhängung zu einer Montage der Kameras an der 240 t Eisenabschirmung des MRT-Raumes eine leichte Verbesserung, aber insbesondere die Genauigkeit der Daten in der Scanner-Z-Achse war immer noch zu gering. Daher wurde zunächst auf eine Vorgängerversion des MPT-

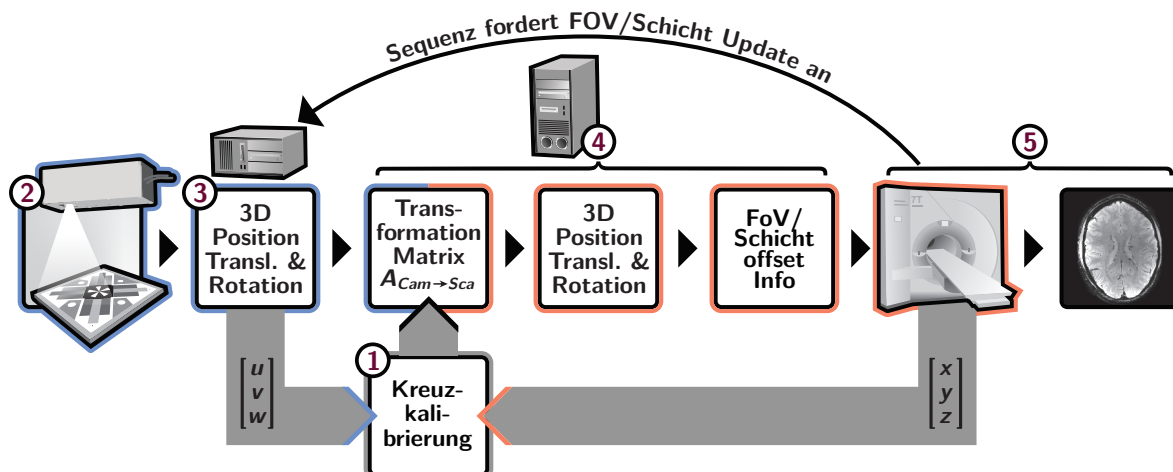


Abbildung 3.1: Pipeline der Bewegungskorrektur mittels MPT und libXPACE für die bewegungskorrigierten Messungen in der 7 T-Umgebung. (1) Kreuzkalibrierung und erstellen der Transformationsmatrix $A_{cam \rightarrow sca}$, (2) Probandenlagerung, Marker und Aufbisschiene, (3) Positionsbestimmung, (4) Matrixtransformation, Berechnung der Positions- und Lagedifferenzen, (5) Anpassung des Scanvolumens und Bilderzeugung. Die Kreuzkalibrierung in Schritt 1 muss nur einmal durchgeführt werden. Schritte 3 bis 5 werden während der gesamten Sequenz wiederholt, normalerweise vor jeder Anregung, bis der k -Raum vollständig erfasst und ein bewegungskorrigiertes Bild erzeugt wurde.

Trackingsystems zurückgegriffen, die sich dadurch auszeichnet, dass nur eine Kamera benötigt wird. Diese Kamera war jedoch nicht vollständig MR-kompatibel und musste daher wie das Stereosystem mehr als 5 m vom Isozentrum des Scanners und damit etwa 5 m vom MPT-Marker entfernt positioniert werden, was zu einer unzureichenden Genauigkeit der Trackingdaten führte [177]. Die nachfolgende Version der MPT-Kamera konnte wegen ihrer geringeren Größe innerhalb des MR-Scanners platziert werden. Allerdings zeigte das Kamerasystem in Abhängigkeit von der verwendeten Sequenz Vibrationen aufgrund von Wirbelströmen, die in die Aluminium-/Kupferabschirmung induziert wurden, was die Datenqualität beeinträchtigte. Die Kamera des schließlich verwendeten Modells »MT384i« enthält keine ferromagnetischen Bauteile und ist ausreichend abgeschirmt, so dass sie wie beschrieben sicher innerhalb des Scanners platziert werden kann, ohne dass sie Artefakte verursacht oder durch induzierte Wirbelströme Vibrationen auftreten. Durch die Umstellung auf das MT384i MPT-Ein-Kamera-System innerhalb des MR-Scanners konnten die beschriebenen Probleme beseitigt werden.

3.1.2 Pipeline der Bewegungskorrektur

Zur erfolgreichen Aufnahme prospektiv bewegungskorrigierter MRT-Bilder mit der beschriebenen Hardware und Technik ist das Zusammenspiel der einzelnen Komponenten entscheidend. Abbildung 3.1 zeigt den Aufbau der Pipeline für die Bewegungskorrektur. Im Folgenden werden die Komponenten und der Ablauf beschrieben:

1. Kreuzkalibrierung. Zunächst muss vor der Messung der Versuchspersonen, wie in Abschnitt 2.3.5 dargestellt, eine Kreuzkalibrierung durchgeführt werden. Diese wurde, wie in [96, 128] beschrieben, zwischen den Koordinatensystemen des Trackingsystems und des MR-Scanners durchgeführt. Bei dieser Methode wird für die Kreuzkalibrierung ausschließlich eine rigide Bewegung angenommen. Die mit dem MPT-System und dem MR-Scanner gemessene Bewegung des Testobjekts ermöglicht die Bestimmung einer Koordinatentransformation zwischen den Kamera- und Scannerkoordinaten [227]. Um die Bewegung in Scannerkoordinaten zu ermitteln, wird die Registrierungsfunktion der Scannersoftware benutzt. Nach einigen Iterationen, bei denen ein Phantom um verschiedene Raumachsen jeweils 180° gedreht und der Restfehler nach prospektiver Korrektur ermittelt wird, ist die Transformationsmatrix $A_{cam \rightarrow sca}$ zur Überführung der Kamerakoordinaten in das Scannerkoordinatensystem ausreichend genau angenähert und die Kalibrierung abgeschlossen. Die Kreuzkalibrierung muss jedes Mal neu durchgeführt werden, wenn die Kamera ihre Position relativ zum Isozentrum des MR-Scanners ändert. Im laufenden Betrieb eines MR-Scanners im wissenschaftlichen Bereich, an dem viele verschiedene Forschergruppen arbeiten, kann die Kamera leider nicht montiert bleiben, so dass eine Kreuzkalibrierung sehr häufig durchgeführt werden müsste. Um dies zu verkürzen, wurde wie in Abschnitt 2.3.5 beschrieben, ein MPT-Marker als Referenz so in das MRT-Rohr eingebaut, dass er von der üblichen Kameraposition aus gut sichtbar ist, aber im täglichen Betrieb des Scanners nicht stört. Es wurde ein großer Marker verwendet, der nicht wie die üblichen Marker eine Kantenlänge von 15 mm, sondern 55 mm Kantenlänge hat und somit auch dann sicher erkannt wird, wenn er sich nicht im optimalen Fokusbereich der Kamera befindet. Dieser Referenzmarker kann dauerhaft im MRT-Rohr verbleiben und verändert seine Position relativ zum Isozentrum des MR-Scanners nicht. Wird nun eine Kreuzkalibrierung durchgeführt, kann die Position des Permanentmarkers als Referenz bestimmt werden. Bei der nächsten Änderung der Kameraposition genügt es, die Position des Referenzmarkers zu bestimmen. Da die Position des Isozentrums relativ zur Referenzmarke aus der ursprünglichen vollständigen Kreuzkalibrierung bekannt ist, kann die Position des Isozentrums relativ zur neuen Kameraposition erneut bestimmt und die Kreuzkalibrierung wiederhergestellt werden. Dies verkürzt den Kalibriervorgang von etwa ein bis zwei Stunden auf wenige Minuten. Eine erneute vollständige Kreuzkalibrierung ist nur dann erforderlich, wenn sich die Position des Referenzmarkers relativ zum Isozentrum des MR-Scanners ändert.

2. Probandenlagerung, Marker und Aufbissschiene. Nachdem die Kreuzkalibrierung durchgeführt oder wiederhergestellt wurde, kann die Testperson gelagert werden. Diese trägt einen Marker, dessen Position vom Kamerasystem verfolgt wird. Mit Hilfe dieses Markers kann über das Kamerasystem die Position und Lage des Markers, also die sechs Freiheitsgrade Position (x, y, z) und Rollen (Drehung um die Längsachse), Nicken (Drehung um die Querachse) und Gieren (Drehung um die Hochachse) bestimmt werden. Der Marker befindet sich auf einer Aufbissschiene, die in die obere Zahnreihe der Versuchsperson eingesetzt wird. Eine Verlängerung der Schiene, auf der der Marker positioniert ist, ragt aus dem Mund des Probanden und der helmartigen Kopfspule heraus und ermöglicht eine direkte optische Verbindung zwischen Kamera und Marker. Abbildung 3.2 zeigt einen MPT-Marker und eine Aufbissschiene mit MPT-Marker. Die Aufbissschiene wurde in Zusammenarbeit mit der Universitätsklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg (OVGU) (Dr. med. Dr. med. dent. Christian Zahl, Dr. med. dent. Juliane Höhme, Frau Indra Griesau und Frau Christine Rohloff) entwickelt und dort für jede Versuchsperson individuell angefertigt. Der Abstand zwischen der Kamera und dem am Verlängerungsteil der Aufbissschiene angebrachten Marker beträgt bei dem beschriebenen Aufbau ca. 11 bis 14 cm (siehe Abbildung 3.3). Dieser Abstand

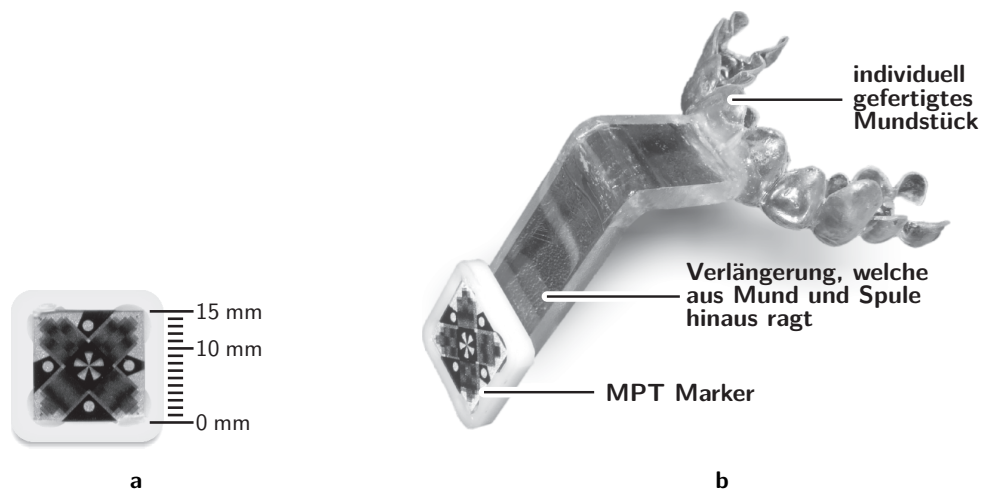


Abbildung 3.2: In (a) ist ein 15mm MPT-Marker in Originalgröße dargestellt. Dieser wird, wie in (b) zu sehen, auf einer individuell gefertigten Aufbissschiene befestigt, welche während der MR-Messung im Oberkiefer fixiert wird.

a,b © nach Stucht et al. [195] (CC BY 4.0 license, Beschriftung angepasst)

hängt von der individuellen Kopfform der Versuchsperson, der aktuellen Position des Kopfes in der Spule und dem Durchmesser der MRT-Röhre ab. Im Falle des verwendeten 7 T-MRT beträgt der Röhrendurchmesser 60 cm.

Da der Oberkiefer starr mit dem Schädel und damit auch mit dem Gehirn verbunden ist, können alle Bewegungen des Schädels verfolgt werden, wenn die Bewegung des Markers auf der Aufbissschiene im Oberkiefer verfolgt wird. Abgesehen von den pulsatilem Effekten der Hirngefäße und Ventrikel, die unabhängig vom Schädel innerhalb des Gehirns stattfinden, kann so auch die Bewegung des Gehirns verfolgt werden. Die durch pulsatile Effekte verursachten Bewegungen innerhalb des Gehirns sind extrem klein und selbst in sehr hoch aufgelösten Bildern, wenn überhaupt, nur bei größeren Gefäßen erkennbar. Sie werden daher für die weiteren Betrachtungen in dieser Arbeit vernachlässigt.

Da die Aufbissschiene individuell gefertigt wird und immer an der gleichen Stelle des Oberkiefers einrastet, kann die Bewegungskorrektur auch über mehrere Sitzungen hinweg angewendet werden, beispielsweise um mehrere Messungen automatisch zu registrieren, mehrere Messungen zur Mittelung zu messen oder die Aufnahme des k -Raum über mehrere Sitzungen zu verteilen. Dazu muss die Aufbissschiene zuverlässig immer wieder an der selben Position sitzen. In Abschnitt 3.1.3 wird die Genauigkeit der Repositionierbarkeit der Aufbissschiene untersucht.

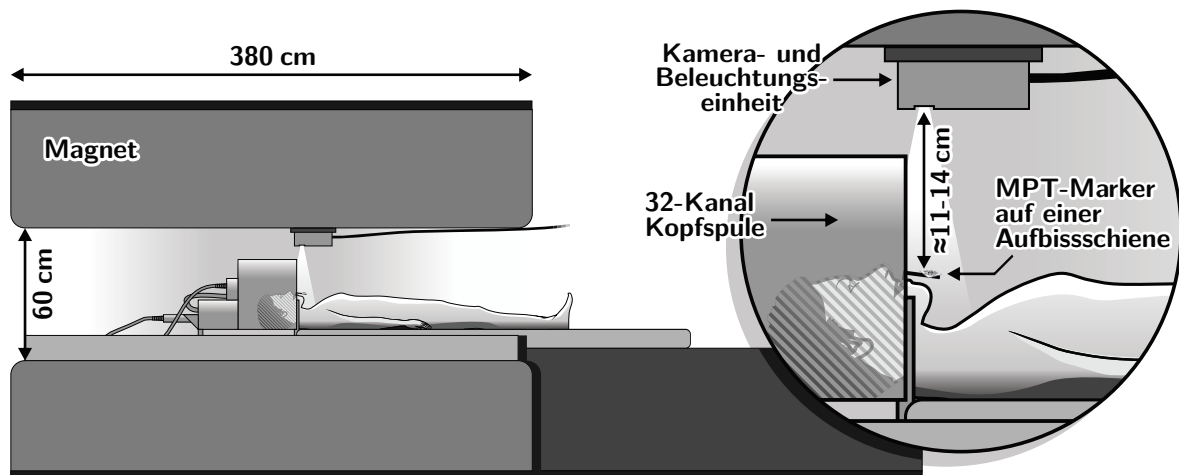


Abbildung 3.3: Versuchsaufbau für die bewegungskorrigierten Messungen in der 7 T-Umgebung. Die Kamera- und Beleuchtungseinheit des Trackingsystems ist an der Innenwand des MR-Scanners befestigt. Sie befindet sich über dem Kopf des Probanden. Der Abstand zum MPT-Marker beträgt ca 11 bis 14 cm. Dieser Marker ist, wie in Abbildung 3.2b zu sehen, an einer Verlängerung der Aufbisschiene befestigt, welcher aus der Helm-Design 32-Kanal-Spule hinaus ragt und für die Kamera sichtbar ist .

© nach Stucht et al. [195] (CC BY 4.0 Lizenz, Beschriftung angepasst)

3. Positionsbestimmung. Über eine Bedienkonsole am Rechner des Trackingsystems kann die Belichtungszeit der Kamera eingestellt und an die vorhandenen Lichtverhältnisse angepasst werden. Die Kamera liefert die Bilddaten mit 80 fps an den Rechner des Trackingsystems. Dieser wertet die Moiré-Muster auf dem MPT-Marker aus und berechnet so die aktuelle Position und Lage des Markers. Diese Daten werden als UDP-Stream in das lokale Netzwerk gesendet, in das auch der Host-Rechner des MR-Scanners integriert ist. Die Trackingdaten werden nicht gefiltert, geglättet oder anderweitig nachbearbeitet.

4. Matrixtransformation, Berechnung der Positions- und Lagedifferenzen. Die libXPACE transformiert die Daten, die das Trackingsystem über den UDP-Stream an den Host-Rechner des MR-Scanners sendet, mit Hilfe der Transformationsmatrix aus der Kreuzkalibrierung in Scannerkoordinaten. Die Differenzen zu den Initialdaten werden berechnet und eine Transformationsmatrix zur Anpassung des Sichtfeldes (engl. Field of View) (FOV) an die Sequenz übergeben. Die Ausgangsdaten können entweder die Position sein, die zu Beginn der Sequenz vorlag, oder eine bereits gespeicherte Position, beispielsweise aus früheren Sequenzen oder sogar aus früheren Sitzungen. Dies geschieht jedes Mal, wenn die Sequenz diese Daten anfordert, um eine FOV-Aktualisierung durchzuführen, in der Regel vor jeder Anregung.

5. Anpassung des Scanvolumens und Bilderzeugung. Sofort wird das Scanvolumen beziehungsweise die Schichtführung entsprechend den übermittelten Daten angepasst. Mit den angepassten Gradienten und Frequenzen wird nun eine k -Raum-Zeile erfasst. Schritte 3 bis 5 werden während der gesamten Sequenz wiederholt, normalerweise vor jeder Anregung, und ein bewegungskorrigiertes Bild wird erzeugt.

3.1.3 Präzision der Repositionierbarkeit der Aufbissschiene

Die Aufbissschiene sitzt sehr fest in der oberen Zahnreihe und befindet sich durch die individuelle Anfertigung passgenau und wackelfrei immer an nahezu der gleichen Stelle. Die Abweichungen von Messtag zu Messtags sind minimal, und die Daten der verschiedenen Sitzungen werden bei eingeschalteter Bewegungskorrektur automatisch registriert. Um die Präzision der Repositionierbarkeit der Aufbissschiene zu untersuchen, wurde von Stucht et al. [198] eine Versuchsreihe durchgeführt, in der zwei Probanden jeweils fünfmal neu gelagert wurden und jedes Mal die Aufbissschienen entfernt und neu in die obere Zahnreihe eingesetzt wurden. Nach jedem Einsetzen wurde eine MRT Messung durchgeführt. Diese MRT-Messungen wurden auf einem 7 T-Ganzkörper-MRT (7 T Magnetom, Siemens Healthineers, Forchheim) mit den in Tabelle 3.1 angegebenen Messparametern mit zwei Versuchspersonen durchgeführt. Die Messungen wurden von der lokalen Ethikkommission genehmigt und nach den Vorgaben der Deklaration von Helsinki durchgeführt. Für jede Testperson wurde der Scan fünfmal wiederholt. Zwischen den einzelnen Scans wurden die Versuchspersonen aus dem Scanner geholt, die Kopfspule wurde geöffnet, die Versuchsperson bewegte den Kopf aus der Spule. Die Aufbissschiene wurde dann entfernt und neu positioniert. Anschließend wurde die Versuchsperson neu gelagert. Es wurden keine besonderen Maßnahmen für eine exakte Neupositionierung des Kopfes in der Spule getroffen. Diese Prozedur und die Vorbereitung für den nächsten Scan dauerten jeweils ca. zwei Minuten. Zur Berechnung des Registrierungsfehlers wurden die Daten mit der Realign-Funktion von SPM (SPM8, Wellcome Trust Centre for Neuroimaging, UCL, London, UK [63]; Implementation auf Matlab (Matlab 2008a, The MathWorks, Natick, MA, USA)) verarbeitet. Der erste Scan wurde als Referenz genommen, die Scans zwei bis fünf wurden an den ersten Scan angeglichen und die Abweichungen bestimmt. Die Vorverarbeitung der Daten durch eine Freistellung des Gehirns mit dem Brain Extraction Tool (BET) [185] von FSL 4.1.2 (www.fmrib.ox.ac.uk/fsl) [93, 186] führte zu keiner signifikanten Veränderung der Fehlerberechnung, so dass die hier gezeigten Daten auf den vollständigen MRT-Volumina berechnet wurden. Die Restfehler betragen deutlich unter einem Millimeter / einem Grad für die Verschiebung / Rotation in allen drei Achsen (Tabelle 3.2). Diese Werte geben den Fehler des gesamten Bewegungskorrektursystems an. Dazu gehören das Rauschen der Trackingdaten, Restfehler bei der Kreuzkalibrierung zwischen Trackingsystem und Scanner und Positionsdifferenzen nach einer Repositionierung der Aufbissschiene. Die Studie wurde mit einer älteren Version der Aufbissschiene durchgeführt. Durch Verbesserungen am Design der Aufbissschiene, die den Kontakt mit dem Gaumen reduziert und somit Schluck- und Zungenbewegungen weniger stark auf die Schiene im Mund übertragen werden, ist zu erwarten, dass die tatsächlichen Fehlerwerte noch weiter reduziert werden konnten. Die Präzision der Repositionierung ist für die meisten klinischen Anwendungen ausreichend, für ultrahochoflösende Daten in der wissenschaftlichen Bildgebung kann jedoch, wie in [122], eine zusätzliche Registrierung nach Repositionierung der Aufbissschiene in mehreren Sitzungen über einen längeren Zeitraum erforderlich sein, um diese minimalen Positions- und Lageunterschiede zu eliminieren und Effekte wie Unterschiede in der Hirnmorphologie aufgrund tageszeitlicher Veränderungen oder des Hydratationszustandes zu beseitigen.

3.2. Hochauflösende In-vivo MRT des menschlichen Gehirns – Verwandte Arbeiten

Tabelle 3.1: Versuchsreihe zur Repositionierungsgenauigkeit der Aufbissschiene: Messparameter der Gradientenechosequenz für die jeweils fünf Messungen an zwei Versuchspersonen, welche zur Ermittlung des Registrierungsfehlers mittels SPM 8 verwendet wurden.

	Person 1	Person 2
Bildmatrix in px	224 × 224 × 72	224 × 224 × 72
Voxelgröße in mm	1,0 × 1,0 × 1,0	1,0 × 1,0 × 1,0
Schichten	72	72
TR in ms	9,8	14,0
TE in ms	3,38	9,0
Flipwinkel in °	5	5
BW in Hz/px	1015	1015
TA in min pro Messung	2:38	3:46

Tabelle 3.2: Versuchsreihe zur Repositionierung der Aufbissschiene: Mittelwert und Standardabweichung der translatorischen (3D-Vektorlänge) und rotatorischen Komponenten des Registrierungsfehlers bei der Versuchsreihe mit fünf Repositionierungen bei zwei Versuchspersonen.

	Person 1		Person 2	
	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung
3D-Verschiebung in mm	0,63	0,12	0,40	0,10
Nicken (pitch) in °	−0,23	0,14	−0,14	0,07
Rollen (roll) in °	−0,21	0,17	−0,11	0,14
Gieren (yaw) in °	0,51	0,25	0,29	0,32

3.2 Hochauflösende In-vivo MRT des menschlichen Gehirns – Verwandte Arbeiten

Zahlreiche Veröffentlichungen auf dem Gebiet der hochauflösenden in-vivo Bildgebung des menschlichen Gehirns beschreiben die MR-Bildgebung mithilfe von UHF-Geräten mit Feldstärken von 7 T oder mehr, aber ansonsten mit konventioneller Hardware. Insbesondere die Möglichkeit, altersbedingte Veränderungen oder neurodegenerative Erkrankungen mit hoher Detailgenauigkeit sichtbar zu machen, hat Beachtung gefunden. Eine höhere Detailgenauigkeit ermöglicht es, kleinere pathologische Veränderungen in einem früheren Stadium zu erkennen. Hochauflösende 7 T-Gradientenecho (GRE)-Daten von mikrovaskulären Anomalien, z.B. in Läsionen der Multiplen Sklerose [72], in Gliomen [35] oder Veränderungen des Körnerzellbandes im Gyrus dentatus von Schizophreniepatienten [99] wurden mit Auflösungen zwischen 0,196 mm × 0,196 mm × 2,0 mm und 0,232 mm × 0,232 mm × 1,5 mm dargestellt. 7 T TOF Daten von gesunden Probanden und Patienten mit Aneurysmen oder arteriell-venösen Malformationen (AVM) wurden in [82, 191, 221] mit Auflösungen zwischen 0,22 mm × 0,22 mm × 0,41 mm und 0,43 mm × 0,43 mm × 1,2 mm vorgestellt. Diese Studien zeigen auch die überlegene Qualität der UHF TOF-Daten im Vergleich zu 3 T. Forstmann et al. [57] stellten Magnetization Prepared - Rapid Gradient Echo (MP-RAGE)-Daten mit einer isotropen Auflösung von 0,6 mm und 0,7 mm in einem Repository für ultrahochauflösende 7 T-MRT-Daten der Öffentlichkeit zur Verfügung.

Lenglet et al. [114] präsentierten 7 T-MP-RAGE-Bilder der Basalganglien mit Auflösungen von $0,4 \text{ mm} \times 0,4 \text{ mm} \times 1,0 \text{ mm}$. Keuken et al. [98] berichteten, dass in ihrer hochauflösenden Studie mit $0,7 \text{ mm}$ isotropen MP-RAGE-Daten und $0,5 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm} \times 0,6 \text{ mm}$ GRE-Daten der Datensatz eines Probanden aufgrund starker Bewegungsartefakte nicht verwendet werden konnte. Die in Budde et al. [30] gezeigten akquisitionsgewichteten Daten wurden bei 9,4 T mit einer Auflösung von $0,13 \text{ mm} \times 0,13 \text{ mm} \times 0,8 \text{ mm}$ aufgenommen und es wurde keine Bewegungskorrektur angewendet. Obwohl keine offensichtlichen Bewegungsartefakte sichtbar sind, gehen die Autoren davon aus, dass die Anwendung einer Bewegungskorrektur die Bildqualität weiter verbessern würde. Die genannten Veröffentlichungen bewegen sich also am Rande der in Abschnitt 2.3.3 beschriebenen biologischen Auflösungsgrenze. PMC bietet die Möglichkeit, diese Grenze zu überwinden.

Die in Abbildungen 3.9 bis 3.12 präsentierten Daten von Stucht et al. [195] wurden mit Hilfe der PMC erstellt. Sie waren nach bestem Wissen des Autors die zum Zeitpunkt ihrer Veröffentlichung höchst aufgelösten in-vivo MRT-Bilder des menschlichen Gehirns und übertreffen die Daten aus Budde et al. [30]. Aufbauend auf der PMC-Technik, deren Nutzen zur Erzeugung sehr hoch aufgelöster Daten von Stucht et al. [195] gezeigt wurde und Thema der vorliegenden Arbeit ist, veröffentlichte Lüsebrink et al. [121, 122] und Mattern et al. [142, 143] anschließend mehrere Datensätze mit ultrahoher isotroper Auflösung, die die Auflösung der Daten aus [195] noch übertreffen. Hier sind die Messzeiten mit teils mehreren Stunden sehr lang, so dass diese in mehrere Sitzungen aufgeteilt wurden, um mit mehreren Mittelungen ein genügend hohes SNR zu erreichen. Diese umfassen unter anderem eine $0,15 \text{ mm}$ isotrop aufgelöste TOF-Angiografie, T1-gewichtete Strukturbilder mit $0,25 \text{ mm}$ isotroper Auflösung und $0,33 \text{ mm}$ isotropes quantitatives Suszeptibilitäts-Mapping (engl. quantitative susceptibility mapping) (QSM).

3.3 in-vivo MRT des menschlichen Gehirns mittels PMC - Vergleichsmessungen

Dieser Abschnitt gibt zunächst eine Einführung in die Ergebnisse der Arbeiten anderer Forschergruppen zur Messung von MRT-Daten mit ultrahoher Auflösung. Daran schließen die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Studien und Messungen an. Es wird ein qualitativer Vergleich zwischen Messungen mit und ohne PMC gezeigt, eine Quantifizierung der Qualitätsunterschiede gegeben und untersucht, wie sich Bewegungsartefakte und deren Korrektur in der wissenschaftlichen Arbeit am Beispiel der Segmentierung von Hirngewebe auswirken.

Für die in diesem Abschnitt vorgestellten und im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführten Messungen und Studien wurden ausschließlich gesunde Versuchspersonen ausgewählt, die Erfahrung in der Durchführung von Bewegungskorrektorexperimenten haben und die im Besitz einer individuell angefertigten Aufbisschiene sind. Die Versuchspersonen wurden angewiesen, während der Messung so ruhig wie möglich zu verharren. Der Marker wurde am Mundstück befestigt und die Bewegungsdaten mit sechs Freiheitsgraden wurden zur Analyse und zum Vergleich aufgezeichnet. Die Scans wurden in einem 7 T-Ganzkörper-MRT-System (7 T Magnetom, Siemens Healthineers, Forchheim) unter Verwendung einer 32-Kanal-Kopfspule (Nova Medical, Wilmington, MA, USA) durchgeführt. Die Messungen wurden von der lokalen Ethikkommission genehmigt und nach den Vorgaben der Deklaration von Helsinki durchgeführt. Die Sequenzen wurden modifiziert, um die Funktionalität von Gradienten- und Frequenzänderungen zur Sequenzlaufzeit wie in Abschnitt 3.1 beschrieben zur Aktualisierung des Bildvolumens während des Scans unter Verwendung der Echtzeit-Tracking-Daten aus dem MPT-System [227] zu ermöglichen. Das FOV wurde so für jede k -Raum-Zeile einmal pro TR unter Verwendung der aktuellsten Bewegungsinformationen angepasst. Mit Ausnahme der Integration von PMC wurden

für die in diesem Kapitel gezeigten Daten die Originalsequenzen des Herstellers verwendet. Falls erforderlich wurde die Limitierung der Matrixgröße erweitert.

3.3.1 Qualitativer Vergleich

Zunächst wird ein qualitativer Vergleich zwischen Daten mit PMC und Daten ohne PMC gegeben um das Funktionieren und den Nutzen zu demonstrieren. Dazu werden Datensätze mittlerer Auflösung mit einer MP-RAGE- und einer GRE-Sequenz gemessen, deren Messzeiten kurz genug sind, um in einer Sitzung jeweils einen Datensatz mit PMC und einen ohne PMC zu messen. Ein schichtweiser qualitativer Vergleich der korrigierten und unkorrigierten MP-RAGE-Bilder mit einer isotropen Auflösung von 0,44 mm (Abbildung 3.4) und der korrigierten und unkorrigierten 0,25 mm × 0,25 mm × 2,0 mm GRE-Bilder (Abbildung 3.5) zeigt die qualitative Überlegenheit der mit PMC gewonnenen Daten. Die Parameter für die Messungen sind in Tabelle 3.3 und die statistische Auswertung der Bewegung ist in Tabelle 3.4 angegeben.

In den ohne Bewegungskorrektur aufgenommenen Bildern sind erhebliche Bewegungsartefakte und Unschärfen zu erkennen. Das Grauwertprofil in Abbildung 3.4 aus dem Frontalbereich der gezeigten MP-RAGE-Daten zeigt Bewegungsartefakte in den ohne PMC gewonnenen Bildern. Dies sind unter anderem doppelte oder unscharfe Kanten, die zu falschen Strukturen führen, abgeflachte Signalintensitätsgradienten und -plateaus, reduzierte Intensitätsspitzen und erhöhtes Rauschen. Die Bewegungsdiagramme für die GRE-Scans (Abbildung 3.5) zeigen ein ähnliches Bewegungsniveau für beide Scans mit etwas mehr Bewegung im bewegungskorrigierten Scan, wie in Tabelle 3.4 dargestellt. Die bewegungskorrigierten GRE-Bilder zeigen kleine Details wie sehr kleine Gefäße und kortikale Schichten. Die bewegungskorrigierten MP-RAGE-Bilder zeigen gut definierte Grenzen zwischen grauer und weißer Substanz. Kleinste Verästelungen der CSF gefüllten Bereiche und einzelne Folia im Kleinhirn sind erkennbar, die in den unkorrigierten Bildern nur schwer zu differenzieren sind (siehe Vergrößerungen in Abbildungen 3.4 und 3.5). Auch kleine Gefäße, deren Begutachtung im klinischen Alltag, beispielsweise in der Neurochirurgie, wichtig ist, sind besser zu erkennen. Die Dura mater zeichnet sich in der korrigierten MP-RAGE Bildern als durchgängige scharf gezeichnete helle Linie ab, während sie in den unkorrigierten Bildern ausgefranst und stellenweise unterbrochen erscheint. Zerebrale Strukturen wie etwa die capsula interna oder einzelne Sulci sind schärfer begrenzt und ihr Ort klarer zu bestimmen, was bei neurochirurgischen Interventionen von äußerster Wichtigkeit ist.

Tabelle 3.3: Scan Parameter für die MP-RAGE (Abbildung 3.4) und GRE (Abbildung 3.5) Vergleichsmessungen mit und ohne PMC.

	3D MP-RAGE	T2* 2D GRE
PMC	aus- / eingeschaltet	aus- / eingeschaltet
Bildmatrix in px	464 × 464	756 × 896
Voxelgröße in mm	0,44 iso	0,25 × 0,25 × 2,0
Voxel Volumen in mm ³	0,0852	0,125
Schichten	384	28
Mittelungen	1	2
TR / TE / TI in ms	2600 / 2,3 / 1250	900 / 18,2 / -
Flipwinkel in °	5	45
BW in Hz/px	251	60
TA in min pro Mittelung	PMC aus/ein jeweils 20:12	PMC aus/ein jeweils 11:22
TA in min alle Mittelungen	PMC aus/ein jeweils 20:12	PMC aus/ein jeweils 22:45

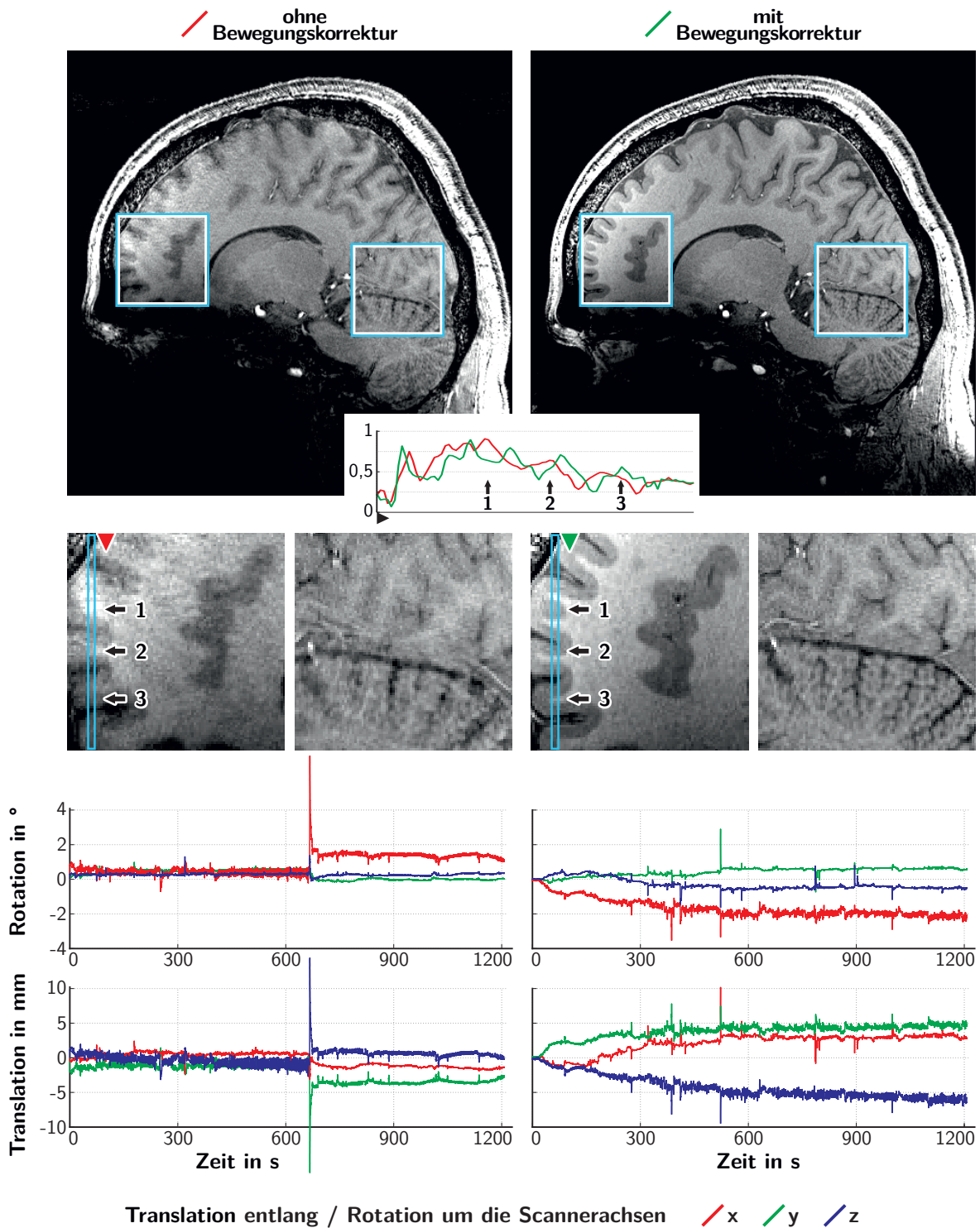


Abbildung 3.4: MPRAGE-Vergleichsscans. Isotrope 0,44 mm 3D MPRAGE Aufnahmen mit ausgeschalteter (links) und eingeschalteter (rechts) Bewegungskorrektur und Vergrößerungen der markierten Regionen. In dem Grauwertprofil (mitte) der markierten Linien aus den Vergrößerungen sind bewegungsinduzierte Artefakte wie erhöhtes Rauschen, Verstärkung und Erzeugung von Scheinstrukturen wie doppelte und verwaschene Kanten (1), Verwischung von Strukturen wie Abflachung von Signalintensitätsgradienten (2) und Plateaus (3) zu erkennen. Unten die Bewegungskurven der jeweiligen Scans.

MRT Abbildungen oben © nach Stucht et al. [195] (CC BY 4.0 license)

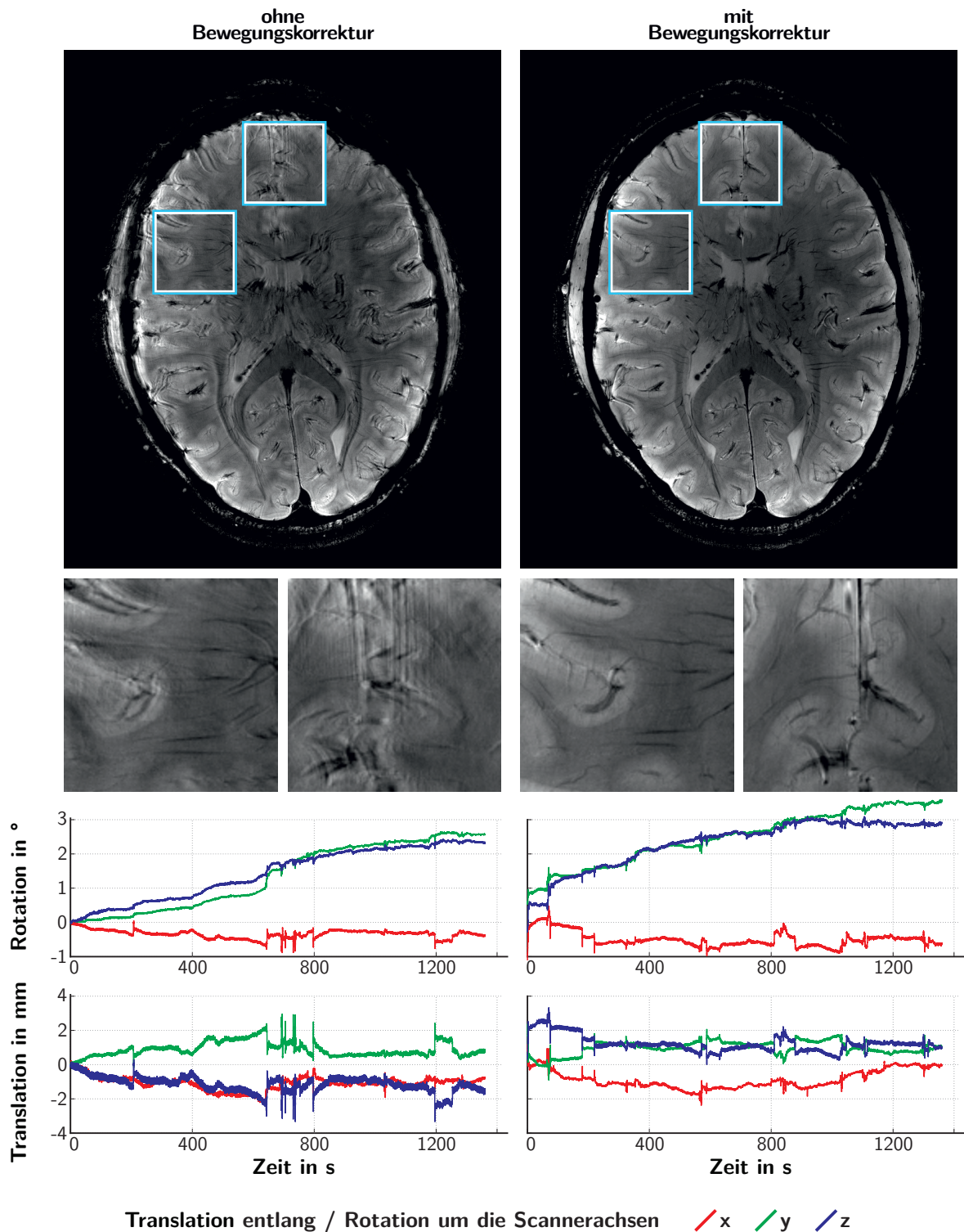


Abbildung 3.5: GRE-Vergleichsscans. Aufnahmen der Auflösung $0,25 \times 0,25 \times 2$ mm mit ausgeschalteter (links) und eingeschalteter (rechts) Bewegungskorrektur und Vergrößerungen der markierten Regionen (unten). Darunter die Bewegungskurven der jeweiligen Scans.

MRT Abbildungen oben © nach Stucht et al. [195] (CC BY 4.0 license)

Tabelle 3.4: In-vivo MRI Vergleichsdaten: Ausmaß der Bewegung während der MP-RAGE (Abbildung 3.4) und GRE (Abbildung 3.5) Vergleichsmessungen mit und ohne PMC.

	3D MP-RAGE		T2* 2D GRE	
	ohne PMC	mit PMC	ohne PMC	mit PMC
Standardabweichung der Bewegung				
x-Translation in mm	0,94	1,5	0,30	0,67
y-Translation in mm	1,4	1,1	0,32	0,50
z-Translation in mm	0,93	1,7	0,35	0,60
x-Rotation in °	0,56	0,53	0,13	0,22
y-Rotation in °	0,28	0,24	0,96	0,78
z-Rotation in °	0,07	0,31	0,76	0,70
absolutes Ausmaß der Bewegung				
x-Translation in mm	5,6	11,9	1,9	4,5
y-Translation in mm	18,1	7,9	2,4	4,1
z-Translation in mm	17,6	9,6	2,8	4,2
x-Rotation in °	7,9	3,6	0,94	1,6
y-Rotation in °	1,2	3,7	2,7	3,1
z-Rotation in °	1,5	2,5	2,5	3,4

3.3.2 Quantitativer Vergleich

Wie im vorherigen Abschnitt 3.3.1 beschrieben, schlägt sich Bewegung in Artefakten in den MRT-Bildern nieder, welche als verwaschene, weniger ausgeprägte und teils gedoppelte Strukturen, allgemeine Unschärfe, abgeflachte Signalintensitätsgradienten und -plateaus und reduzierte Intensitätsspitzen ausgeprägt sein können. All diese Effekte betreffen in besonderem Maße die Eigenschaften von Kanten und führen dazu, dass diese weniger scharf begrenzt sind, Intensitätsgradienten in den Bildern weniger ausgeprägt sind, feinere Kanten unter Umständen ganz verschwinden oder sehr stark verwischt sind. Als Maß für die Stärke von Bewegungsartefakten eignet sich daher die mittlere Kantenstärke (average edge strength) (AES) [1, 85, 144, 157, 180, 224, 225]. Sie quantifiziert die Stärke der Kanten bzw. das Ausmaß der Verwaschungen. Wenn das Blurring und die Verwaschung der Kanten zunimmt, nimmt der AES-Wert ab. Die AES-Werte wurden in Python (Version 3.11, Python Software Foundation, <https://www.python.org>) berechnet nach:

$$AES = \frac{\sqrt{\sum_{i,j} E(I_{i,j}) \left[\left(G_x(I_{i,j}) \right)^2 + \left(G_y(I_{i,j}) \right)^2 \right]}}{\sum_{i,j} E(I_{i,j})} \quad (3.1)$$

$$\text{mit } G_x = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{und} \quad G_y = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

als Faltungskerne für die Kantenbilder in x - und y -Richtung. $E(I_{i,j})$ entspricht der mittels Canny-Algorithmus ($\sigma = 0,6$) erzeugten binären Maske der Kanten im Bild $I_{i,j}$, welches die Magnitudendaten einer Schicht und eines Zeitpunktes angibt. Berechnet wurde der Mittelwert

Tabelle 3.5: Die berechnete mittlere Kantenstärke (average edge strength) (AES) zu den in-vivo PC-MRI Vergleichsmessungen mit und ohne PMC, gemittelt über alle Magnitudenbilder (alle Schichten) eines Datensatzes.

	3D MP-RAGE	T2* 2D GRE
AES ohne PMC	0,003197	0,001454
AES mit PMC	0,003489	0,001802
Änderung der AES	+9,13 %	+23,93 %
Anzahl Magnitudenbilder	384	28

der AES aller Magnitudenbilder aller Schichten und Zeitpunkte.

Da aber Kanten auch in nicht von Bewegungsartefakten beeinträchtigten Bildern aufgrund des unterschiedlichen Bildinhaltes unterschiedlich stark ausgeprägt sind und ihre Stärke auch durch andere Einflüsse bestimmt wird, eignet sich dieser Wert eher zum direkten Vergleich sehr ähnlicher Bilder. Vor dem Hintergrund, dass sich medizinische Bilder in der Regel ähneln, wenn sie mit der gleichen Modalität und von der selben Körperregion erstellt wurden, kann die AES aber auch Hinweise auf die Stärke von Bewegungsartefakten geben, wenn zwei Aufnahmen verglichen werden, welche nicht vom selben Patienten stammen. Es sollte darauf geachtet werden, dass die Aufnahmeparameter auch vergleichbar sind und sich beispielsweise Bildmatrix und Auflösung möglichst wenig unterscheiden. Generell ist zu sagen, dass sich die AES nur zum direkten Vergleich eignet und nicht als absolutes Maß dienen kann, um das Ausmaß von Artefakten zu quantifizieren. Hier wurden die AES Werte für die vergleichenden Messungen aus Abbildungen 3.4 und 3.5 für jede Schicht des Datensatzes bestimmt und der Durchschnitt aller Schichten berechnet. Tabelle 3.5 zeigt die berechneten Werte. In beiden Fällen sind die AES der Daten ohne PMC niedriger als die der Daten mit PMC.

3.3.3 Auswirkungen von PMC auf die Datenweiterverarbeitung

Bewegungsartefakte beeinflussen auch die Ergebnisse von Weiterverarbeitungsschritten, etwa in der neurowissenschaftlichen Forschung. Um die Auswirkungen von PMC auf die Daten und deren Weiterverarbeitung zu untersuchen, wird exemplarisch eine in den Neurowissenschaften häufig verwendete Anwendung, die Segmentierung der Grauen Substanz (GS) und Weißen Substanz (WS) des Gehirns, vergleichend an einem Datensatz mit und einem Datensatz ohne PMC durchgeführt. Dabei kommen die hierfür häufig verwendeten Softwarepakete »SPM« (statistical parametric mapping, SPM8, Wellcome Trust Centre for Neuroimaging, UCL, London, UK) und »Freesurfer« (Athinoula A. Martinos Center for Biomedical Imaging, Massachusetts General Hospital, Boston, MA, USA) in ihrer Matlab-Implementierung (Matlab 2008a, The MathWorks, Natick, MA, USA) zum Einsatz. Die Verarbeitungsschritte orientieren sich an etablierten Verfahren aus den Neurowissenschaften.

Die Messparameter sind in Tabelle 3.6 angegeben. Um Artefakte zu eliminieren, die aus besonders in Hochfeld-MR-Systemen auftretenden HF-Inhomogenitäten resultieren, wurde der Originaldatensatz durch eine Referenzmessung dividiert. Die Daten dieser Messung wurden ohne Inversion und mit kurzer TR aufgenommen. Diese Korrektur gewährleistet einen rein T1-gewichteten Bildkontrast [40, 141].

Beide Datensätze wurden mit und ohne Bewegungskorrektur aufgenommen und die Nachverarbeitung für beide Modi durchgeführt. Die Weiterverarbeitung der Daten erfolgte in Freesurfer und bestand aus einer Intensitätsnormalisierung und einer räumlichen Normalisierung mittels

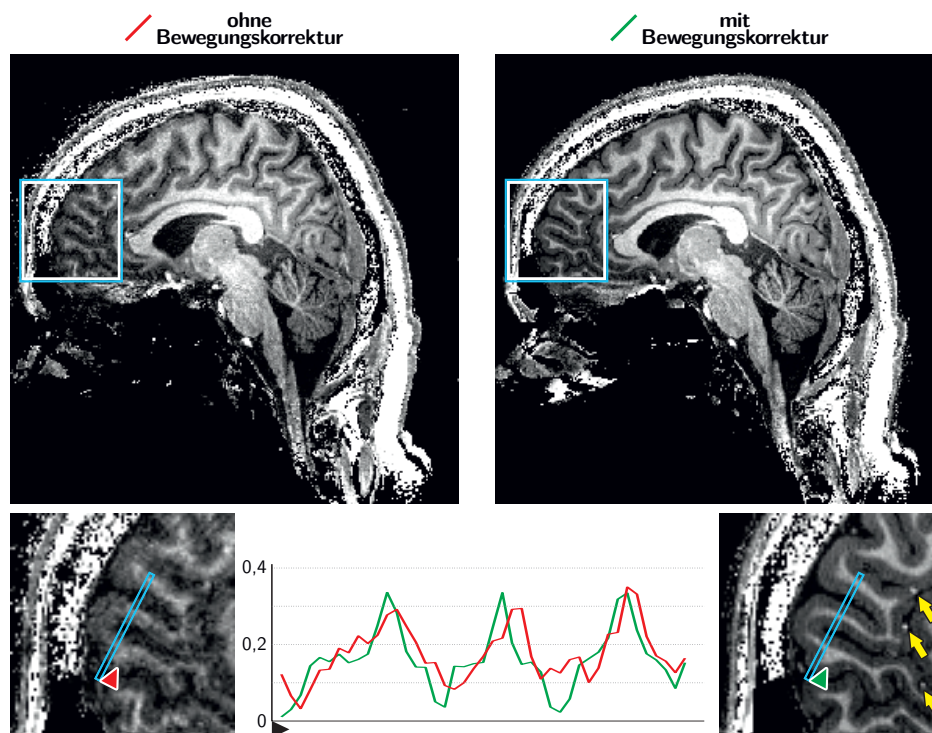


Abbildung 3.6: Zwei MP-RAGE MRT-Aufnahmen ohne (links, rot) und mit (rechts, grün) PMC. In den Vergrößerungen sind im bewegungskorrigierten Bild kleine Blutgefäße (gelbe Pfeile) zu erkennen. In den unkorrigierten Daten sind diese verwischt. Das Diagramm in der Mitte zeigt Grauwertprofile aus den in den Bildern markierten Bereichen.

© nach Stucht et al. [200]

Tabelle 3.6: Messparameter für die in Abbildung 3.6 gezeigten MP-RAGE MRT-Aufnahmen, welche Grundlage für die in Abbildung 3.7 gezeigten Segmentierungen sind.

3D MP-RAGE	
PMC	aus- / eingeschaltet
Bildmatrix in px	384 × 384 × 256
FOV in mm	230 × 230 × 153,6
Voxelgröße in mm	0,6 × 0,6 × 0,6
TR in ms	2500
TE in ms	2,69
Flipwinkel in °	5
TA in min	PMC aus/ein jeweils 14:03

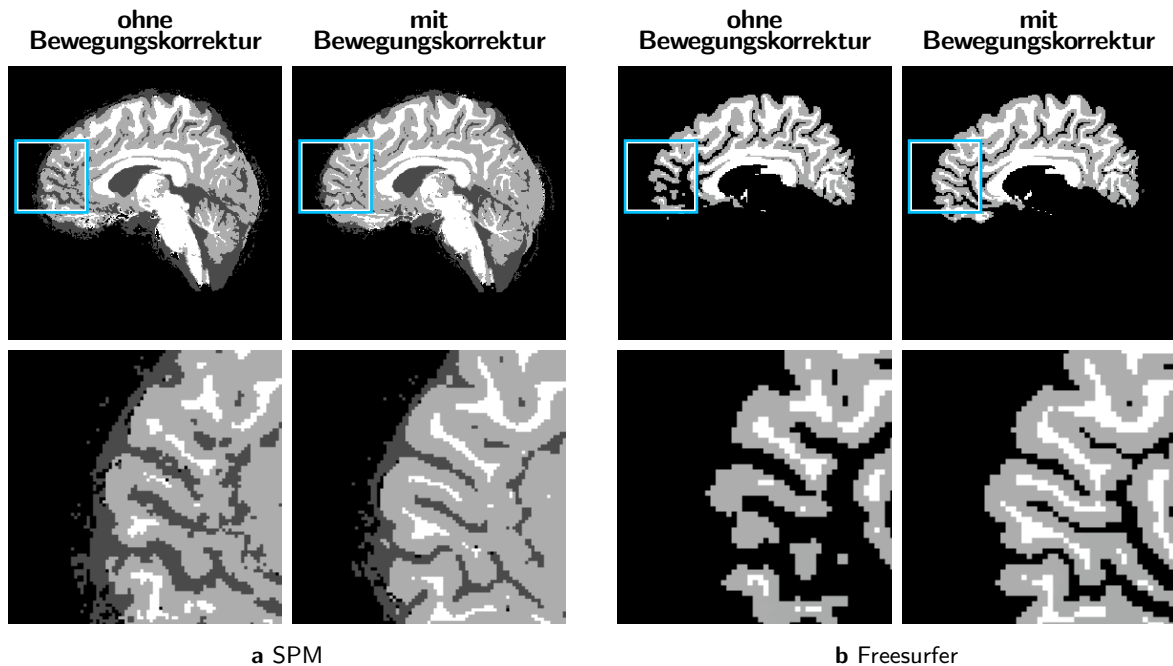


Abbildung 3.7: Ergebnisse der Segmentierungen auf den Daten in Abbildung 3.6 mit und ohne Bewegungskorrektur bei Verwendung der Softwarepakete a »SPM« und b »Freesurfer« (Vergrößerungen unten).

a,b © Stucht et al. [200]

Talairach-Transformation. Es wurden zwei Segmentierungen mit den vorverarbeiteten Daten durchgeführt. Die erste Segmentierung erfolgte mit SPM. SPM kann den Datensatz in seiner ursprünglichen Auflösung verarbeiten. Das Ergebnis der Segmentierung sind drei Wahrscheinlichkeitskarten für GS, WS und CSF, welche mittels Schwellenwert segmentiert wurden. Die zweite Segmentierung wurde mit Freesurfer vorgenommen. CSF wurde dabei nicht segmentiert. Da Freesurfer einen atlasbasierten Algorithmus verwendet, mussten die Daten auf eine Voxelgröße von $1,0 \text{ mm} \times 1,0 \text{ mm} \times 1,0 \text{ mm}$ heruntergerechnet werden (Resampling), um der Auflösung der Atlasdaten zu entsprechen.

Je eine Schicht der Messdaten mit und ohne PMC nach der oben beschriebenen Division ist in Abbildung 3.6 gezeigt. Die Konturen unterschiedlicher Gewebe sind bei aktivierter Bewegungskorrektur viel deutlicher zu erkennen. Kleine Strukturen wie Gefäße sind bei ausgeschalteter Bewegungskorrektur kaum auszumachen. In den korrigierten Daten erscheinen sie dagegen scharf und deutlich. Zwischen den korrigierten und unkorrigierten Daten ist im Linienprofil eine leichte Verschiebung im Subpixelbereich zu erkennen. Bei der Korrektur wurde die Kopfposition zu Beginn der Messung des unkorrigierten Datensatzes als Referenz verwendet. Die Verschiebung resultiert aus der Bewegung des Kopfes während der Aufnahme der unkorrigierten Daten. Im Bild des korrigierten Datensatzes zeigt das Profil hauptsächlich vier Grauwertbereiche für GS, WS und CSF. In den unkorrigierten Daten ist die CSF-Intensität nicht so niedrig wie in den korrigierten Daten, da sie durch Unschärfe der Bewegungsartefakte und Ringing-Artefakte aus den angrenzenden Geweberegionen überlagert wird.

Bei beiden Softwarepaketen zeigen die Segmentierungen (SPM in Abbildung 3.7a und Freesurfer Abbildung 3.7b) Unterschiede zwischen korrigierten und unkorrigierten Daten. Bei

der SPM-Segmentierung sind die Kanten ausgefranst. Aufgrund der geringeren Auflösung ist dieser Effekt bei der Freesurfer-Segmentierung nicht so dominant. Die ausgedehnten WS- und CSF-Segmente erscheinen im Bild ohne Bewegungskorrektur oft unterbrochen und unverbunden. Bei der Freesurfer-Segmentierung werden die Grenzbereiche zwischen GS und CSF nicht als GS segmentiert, was zu großen Regionen führt, die fälschlicherweise für CSF gehalten werden könnten. In den mit SPM segmentierten Daten ist die Anzahl der als GS erkannten Voxel mit PMC etwa 15 % höher als in den SPM-Daten ohne PMC. Dieses in [200] veröffentlichte Ergebnis wird von [167] bestätigt. Zusammen mit den Ergebnissen von Lüsebrink et al. [123], dass bei der Messung der kortikalen Dicke aus MRT-Scans auch eine höhere Auflösung einen starken Einfluss auf das Ergebnis haben kann, zeigt dies, dass hochauflösende Messungen in Kombination mit PMC für die Wissenschaft von besonderer Bedeutung sein können.

3.4 Hochaufgelöste in-vivo MRT des menschlichen Gehirns mittels PMC

Die hochauflösenden Daten mit eingeschalteter PMC wurden unter Verwendung einer T2*-gewichteten 2D GRE-Sequenz (Abbildung 3.9), einer T1-gewichteten 3D MP-RAGE-Sequenz (Abbildung 3.10) und einer 3D TOF-Sequenz (Abbildungen 3.11 und 3.12) aufgenommen. Aufgrund der sehr langen Aufnahmezeiten war es nicht möglich, Vergleichsmessungen ohne den Einsatz der PMC durchzuführen. Für die 3D TOF-Messung wurde der GRAPPA-Beschleunigungsfaktor 2 verwendet, da ohne den Einsatz von GRAPPA Die Rohdaten nicht in den Rekonstruktionsspeicher des MR-Systems gepasst hätten. Die Scanparameter für die höchstaflösenden Scans sowie alle Scanzeiten der einzelnen Scans sind in Tabelle 3.7 angegeben.

Alle Bilder wurden mit einer Online-Verzeichnungskorrektur des MR-Systems bearbeitet, aber es wurden keine weiteren Nachbearbeitungsschritte auf diese Bilder angewendet. Einzelne Schichten der Daten sind in Abbildungen 3.9 bis 3.12 dargestellt. Sie zeigen auch kleine Strukturen wie Geweberänder oder Gefäße mit einem hohen Detailgrad. In den GRE-Daten sind Strukturen von 1 bis 2 Pixel (0,12 bis 0,24 mm) Breite deutlich sichtbar. Das Ausmaß (absoluter Wert und Standardabweichung) der Translations- und Rotationsbewegung während der Scans ist in Tabelle 3.8 angegeben.

Diagramme der vollständigen Bewegungsdaten, die vom Tracking-System während der GRE-Messungen geliefert und in Scannerkoordinaten umgewandelt wurden, sind in Abbildung 3.8 dargestellt. Die Vergrößerungen der Bewegungsdaten zeigen, dass das MPT-Tracking-System empfindlich und genau genug ist, um mikroskopische physiologische Bewegungen aufgrund von Atmung und Herzschlag zu erkennen.

Mehrere Mittelungen führten zu einem höheren SNR in den Bildern, aber auch zu sehr langen Scanzeiten. Das SNR wurde nach Gleichung 2.16 berechnet, indem der Mittelwert eines relativ kleinen Bereichs (24-3222 Pixel) im spezifischen Gewebe mit homogenen Signalintensitäten durch die Standardabweichung eines relativ großen Bereichs (8206-357654 Pixel) im Hintergrund außerhalb des Objekts ohne sichtbare Artefakte dividiert wurde. Für jedes Gewebe wurde diese Berechnung für drei verschiedene Stellen in drei Schichten durchgeführt. Die Mittelwerte für WS,GS und CSF in den hochaufgelösten Daten mit eingeschalteter PMC sind in Tabelle 3.9 angegeben. Da SNR beeinflussende Faktoren wie zum Beispiel Spulenanordnung, Kombinationsverfahren und parallele Bildgebung hier nicht berücksichtigt wurden, handelt es sich nur um eine grobe Abschätzung des SNR.

Tabelle 3.7: In-vivo MRI Daten: Scan Parameter für die GRE- (Abbildung 3.9), MP-RAGE- (Abbildung 3.10) und TOF- (Abbildungen 3.11 und 3.12) Daten mit höchster Auflösung bei eingeschalteter PMC.

	<u>T2* 2D GRE</u>	<u>3D MP-RAGE</u>	<u>3D TOF</u>
PMC	nur eingeschaltet	nur eingeschaltet	nur eingeschaltet
Bildmatrix in px	1690 × 1744	464 × 464	744 × 992
Voxelgröße in mm	0,12 × 0,12 × 0,6	0,44 iso	0,2 iso
Voxel Volumen in mm ³	0,0087	0,0852	0,008
Schichten	21	384	140
Mittelungen	2	2	2
TR in ms	900	2600	24
TE in ms	17,7	2,3	6,52
TI in ms	-	1250	-
Flipwinkel in °	35	5	19
BW in Hz/px	49	251	120
TA in min pro Mittelung	25:26	20:12	28:15
TA in min alle Mittelungen	50:52	40:24	56:30
parallele Bildgebung	-	-	GRAPPA 2

Tabelle 3.8: In-vivo MRI Daten: Ausmaß der Bewegung für die GRE- (Abbildung 3.9), MP-RAGE- (Abbildung 3.10) und TOF- (Abbildungen 3.11 und 3.12) Daten mit höchster Auflösung bei eingeschalteter PMC.

	<u>T2* 2D GRE</u>	<u>3D MP-RAGE</u>	<u>3D TOF</u>
Standardabweichung der Bewegung			
<i>x</i> -Translation in mm	0,94	0,61	0,19
<i>y</i> -Translation in mm	0,40	0,90	0,71
<i>z</i> -Translation in mm	0,63	0,52	1,3
<i>x</i> -Rotation in °	0,21	0,36	0,37
<i>y</i> -Rotation in °	0,43	0,18	0,10
<i>z</i> -Rotation in °	0,12	0,49	0,09
absolutes Ausmaß der Bewegung			
<i>x</i> -Translation in mm	4,1	2,5	3,8
<i>y</i> -Translation in mm	1,9	4,8	5,6
<i>z</i> -Translation in mm	2,3	4,2	8,1
<i>x</i> -Rotation in °	0,82	1,8	2,9
<i>y</i> -Rotation in °	1,9	0,99	1,1
<i>z</i> -Rotation in °	0,51	2,1	1,2

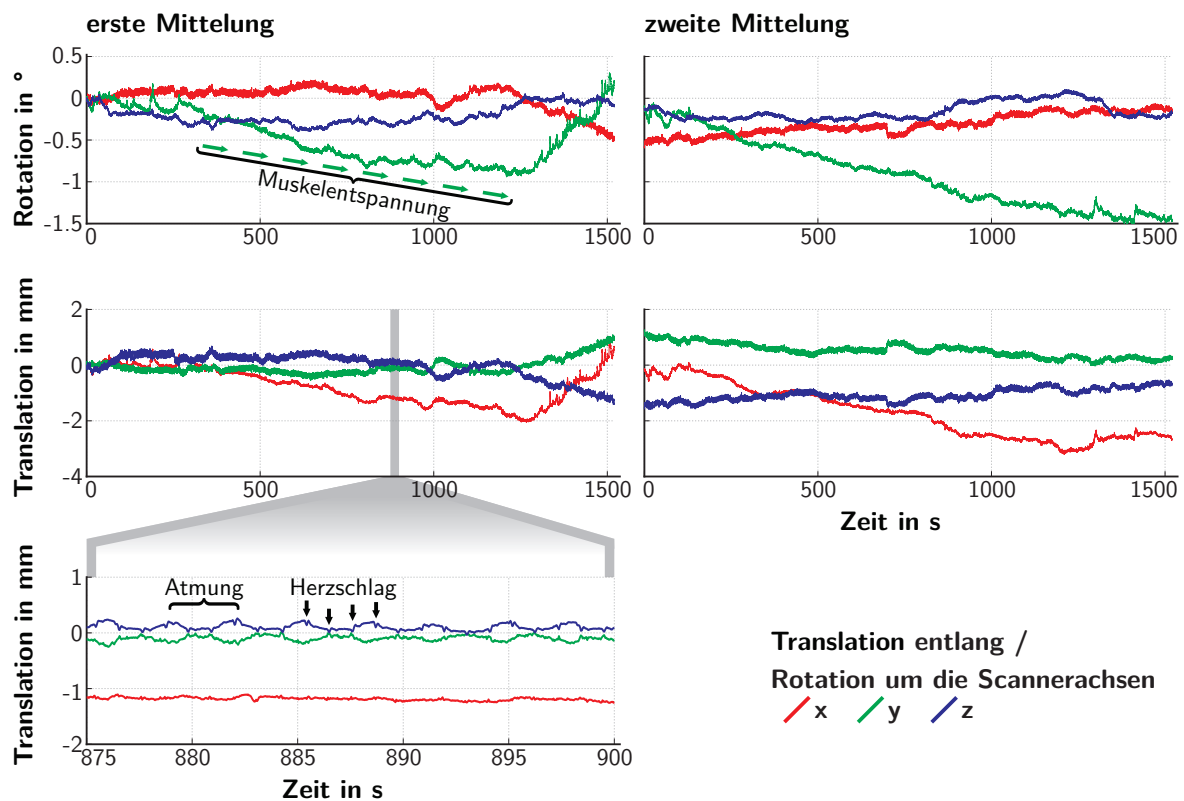


Abbildung 3.8: Die Diagramme zeigen Translationen und Rotationen, die während der ersten Mittelung (links) und der zweiten Mittelung (rechts) des GRE-Scans mit der höchsten Auflösung (Abbildung 3.9) registriert wurden. Die durch Atmung und Herzschlag verursachten Bewegungen sind in der vergrößerten Darstellung (unten) deutlich sichtbar.

© nach Stucht et al. [195] (CC BY 4.0 license)

Tabelle 3.9: In-vivo MRI Daten: SNR-Berechnungen für die GRE- (Abbildung 3.9), MP-RAGE- (Abbildung 3.10) und TOF- (Abbildungen 3.11 und 3.12) Daten mit höchster Auflösung bei eingeschalteter PMC. Ungefähre SNR-Werte, berechnet durch Division des Mittelwerts eines relativ kleinen Bereichs in einem bestimmten Gewebe durch die Standardabweichung eines relativ großen Bereichs im Hintergrund ohne sichtbare Artefakte.

T2* 2D GRE		3D MP-RAGE		3D TOF	
Weißer Substanz	≈ 11	Weißer Substanz	≈ 58	Arterien	≈ 47
Graue Substanz	≈ 22	Graue Substanz	≈ 46		
CSF	≈ 32	CSF	≈ 18		

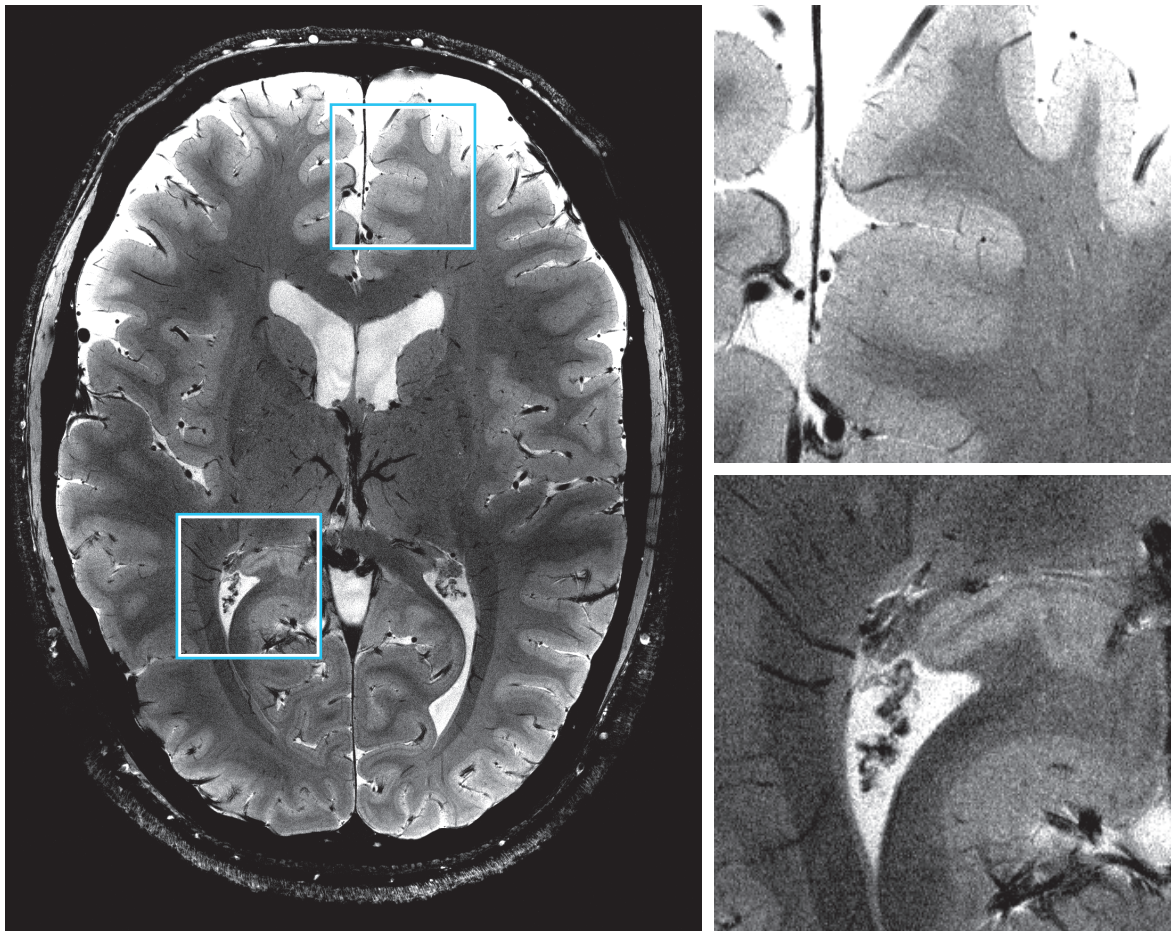


Abbildung 3.9: Ein Schichtbild des GRE Datensatzes mit höchster Auflösung bei eingeschalteter PMC. Bei einer Auflösung von $0,12 \times 0,12 \times 0,6$ mm sind Strukturen von ein bis zwei Pixeln Breite erkennbar und klar definiert. Vergrößerungen der markierten Regionen sind rechts dargestellt. Messparameter sind in Tabelle 3.7 gegeben.

© nach Stucht et al. [195]

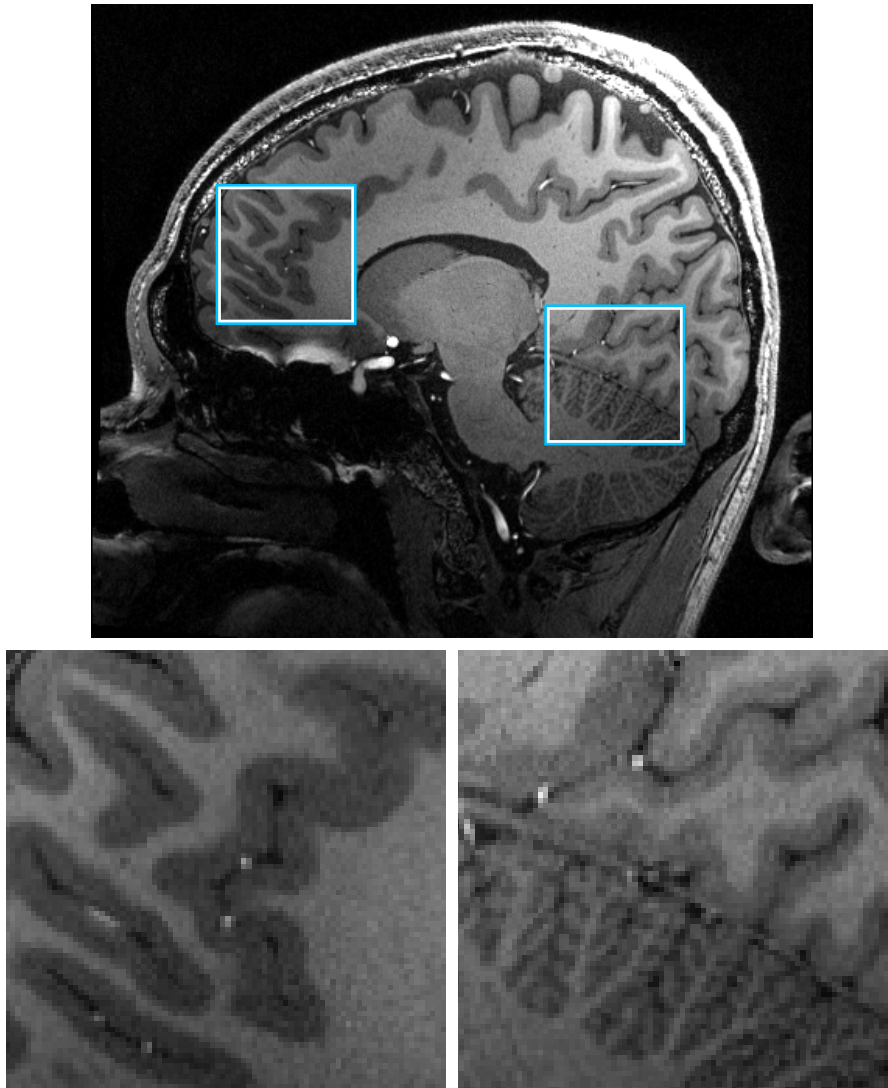


Abbildung 3.10: Ein Schichtbild des 3D MP-RAGE Datensatzes mit höchster Auflösung (0,44 mm isotrop). Bemerkenswert ist die Schärfe kleiner Strukturen wie Gefäßen und der Folia im Kleinhirn. Vergrößerungen der markierten Regionen sind unten dargestellt. Messparameter sind in Tabelle 3.7 gegeben.

© nach Stucht et al. [195]

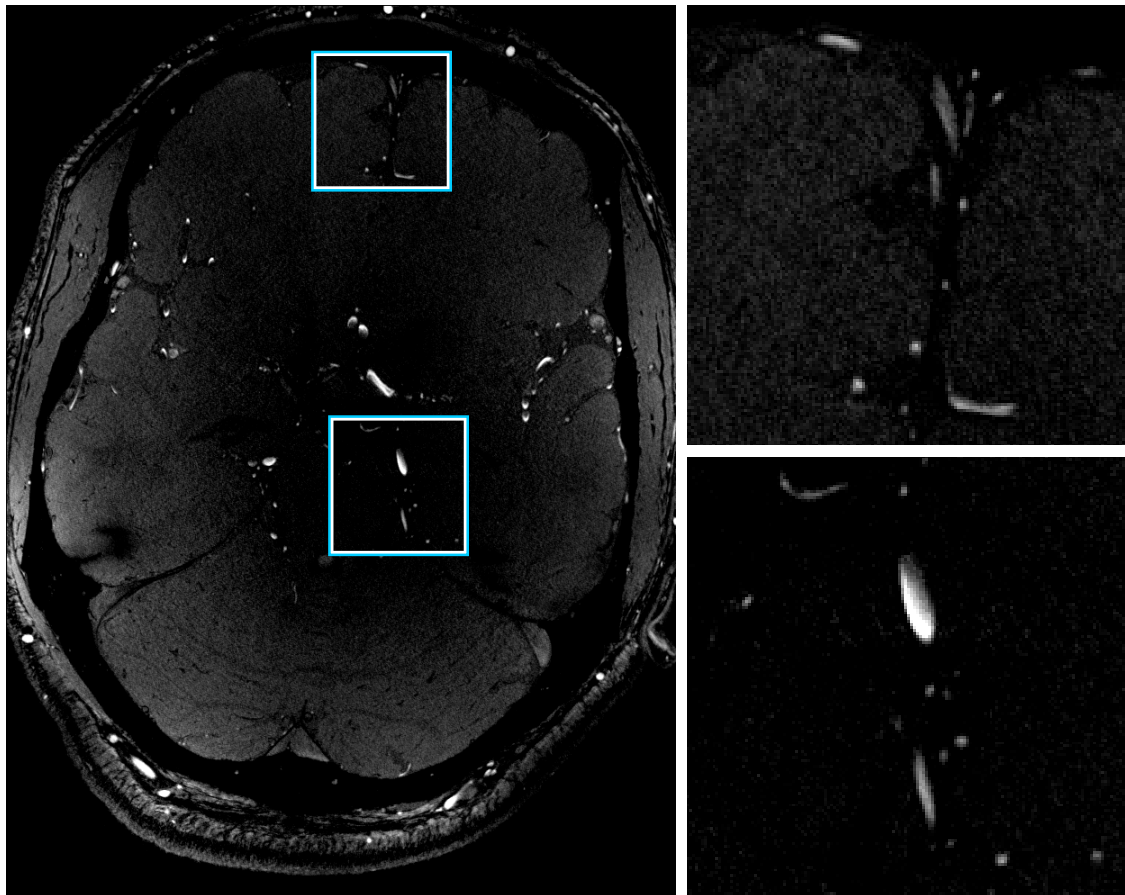


Abbildung 3.11: Eine Schicht des höchstauflösenden TOF-Datensatzes. Vergrößerungen der markierten Regionen sind rechts dargestellt.

© nach Stucht et al. [195]

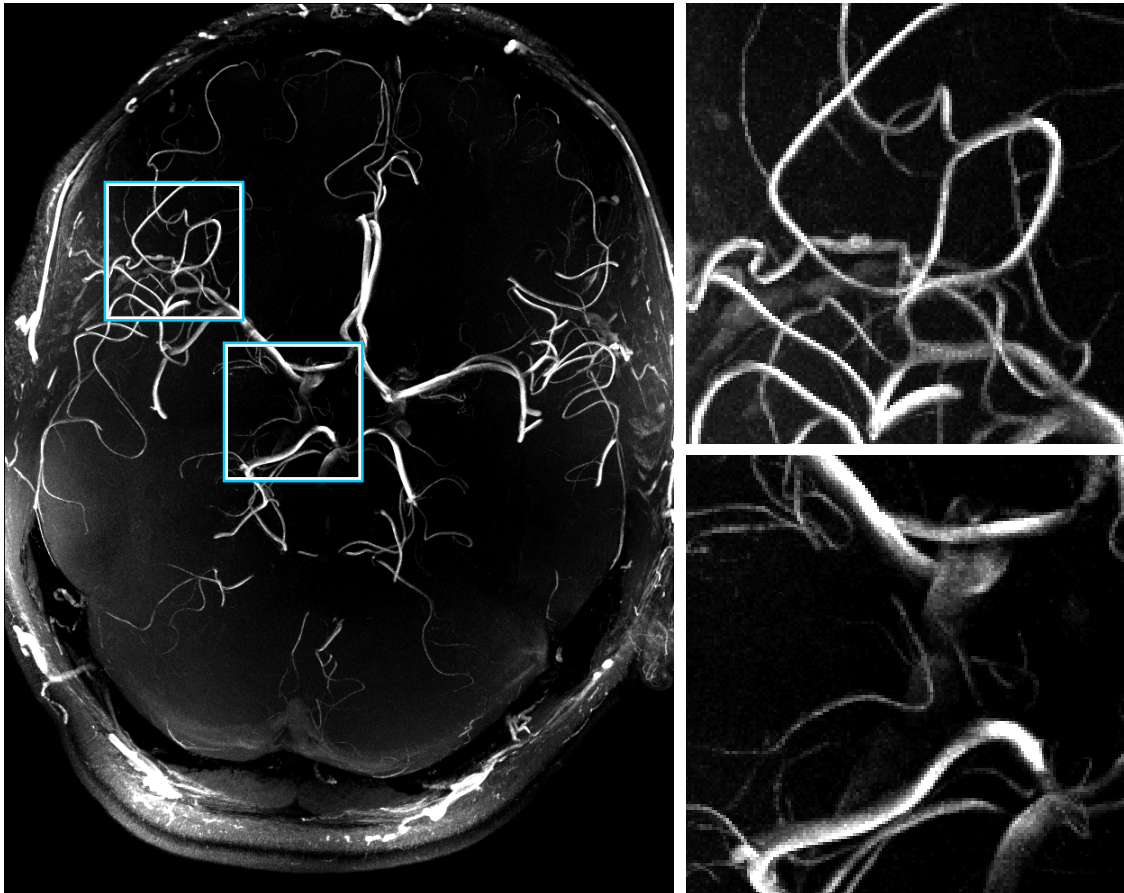


Abbildung 3.12: Eine MIP des höchstauflösenden TOF-Datensatzes. Dieser 0,2 mm isotrope Datensatz zeigt fünf bis sieben Verzweigungen der mittleren Hirnarterie für die Gefäße im FOV, das nur 2,8 cm durch die Ebene abdeckt und nicht die gesamte Hirngefäßstruktur umfasst. Die Vergrößerungen der markierten Regionen sind rechts dargestellt. Messparameter sind in Tabelle 3.7 gegeben.

© nach Stucht et al. [195]

4

4D Phasenkontrastbildgebung bei 7 Tesla

Das vorliegende Kapitel basiert in Teilen auf Konferenzbeiträgen zu den gemessenen hochauflösenden 4D PC-MRI Aneurysma Datensätzen [193, 194]. Der Autor war innerhalb des Themenfeldes »Hämodynamik und PC-MRI bei 7 T« über die hier beschriebenen Arbeiten hinaus an zahlreichen Studien zur Validierung der PC-MRI-Technik im Vergleich zu numerischen Strömungsmechanik (engl. computational fluid dynamics) (CFD) Messungen [13–16, 70, 92] und Vergleichen mit Particle Image Velocimetry (PIV) und CFD [168] beteiligt. Als weitere Anwendung hatte der Autor an einer Untersuchung zur Verbesserung hämodynamischer Simulationen des dreidimensionalen Blutflussfeldes in einem intrakraniellen Aneurysma-Modell durch Integration der PC-MRI Daten in den CFD Prozess (data assimilation) [66, 67, 174] mitgewirkt. Untersucht wurde auch die Anwendung zur Messung des CSF Flusses im Shunt bei ventrikuloperitonealen Ableitungen (VPA) zur Behandlung eines Hydrocephalus [101]. Desweiteren wurden Möglichkeiten zur Nutzung der mit PC-MRI gemessenen Geschwindigkeitsdaten zur Berechnung von Druckgradienten untersucht [12, 133].

4.1 Hintergrund

4.1.1 Intrakranielle Aneurysmen

Krankheitsbild. Ein Aneurysma ist eine Erweiterung oder Aussackung eines Blutgefäßes, das in der Regel die Strömungsverhältnisse im Gefäß beeinflusst. Ein intrakranielles (lat. intra = innerhalb und cranium = Schädel) oder zerebrales (lat. cerebrum = Gehirn) Aneurysma liegt innerhalb des Schädels an einer Hirnarterie. Intrakranielle Aneurysmen können lange Zeit symptomlos bleiben und erst bei weiterem Wachstum Druck auf Hirnregionen ausüben und dadurch Beschwerden wie Kopfschmerzen oder andere Symptome verursachen. Häufig werden intrakranielle Aneurysmen auch als Zufallsbefund bei Untersuchungen mit anderem Hintergrund

festgestellt. In jeden Fall handelt es sich um eine ernste Erkrankung, die auch im symptomlosen Fall weiterer Abklärung und Beobachtung bzw. Behandlung bedarf. In Mitteleuropa liegt die Prävalenz in der erwachsenen Bevölkerung bei mindestens 3%. Eine Ruptur des Aneurysmas geht meist mit einer Subarachnoidalblutung einher. Dabei gelangt Blut in den Raum zwischen der inneren Schicht (Pia mater) und der mittleren Schicht (Arachnoidea mater) der Hirnhäute [103]. Diese Liquorräume sind normalerweise mit CSF gefüllt. Bei gut einem Drittel der Betroffenen verläuft eine Subarachnoidalblutung tödlich und bei den meisten Überlebenden bleiben neurologische Ausfälle in unterschiedlichen Schweregraden zurück [54, 161, 215].

Lokalisation. Intrakranielle Aneurysmen entstehen häufig, aber nicht ausschließlich, an einer Aufzweigung einer Arterie des Circulus arteriosus Willisii (engl. Circle of Willis) (COW), des arteriellen Gefäßbrings an der Basis des Gehirns, oder einer daran angrenzenden Arterie. Die Übersichtsdarstellung in Abbildung 4.2 zeigt diesen Gefäßbring. Dazu gehören unter anderem die paarig (links und rechts) aus der A. basilaris verzweigende A. cerebri posterior, A. communicans posterior (links und rechts), A. carotis interna (links und rechts) und die daraus übergehende A. cerebri media (links und rechts), A. cerebri anterior (links und rechts) und deren Verbindung A. communicans anterior.

Morphologie. Grob unterscheidet man sakkuläre (lat. sacculus = Säckchen) und fusiforme (lat. fusum = Spindel) Aneurysmen (Abbildung 4.1). Sakkuläre Aneurysmen stellen sich als kugel- oder sackförmige Aussackung des Gefäßes mit einer klar definierten Grenze zwischen gesundem Gefäßverlauf und Aussackung dar. Diese gedachte gekrümmte Grenzfläche der Gefäßwand des Trägergefäßes als Übergang zum sakkulären Aneurysma wird als »Ostium« bezeichnet. Daran schließt sich der Hals des Aneurysmas an. Durch ihn fließt das Blut sowohl in das Aneurysma hinein als auch wieder heraus. Fusiforme Aneurysmen haben einen Ein- und Ausstrom und treten meist als Erweiterung entlang eines Gefäßabschnittes auf. Aneurysmen, ob sakkulär oder fusiform, die einen Durchmesser von 25 mm überschreiten, werden »Riesenanerysmen« genannt [56, 81]. Die Morphologie kann sekundäre Veränderungen aufweisen, beispielsweise die Ausformung einer Tochterknospe in der Aneurysmawand, eines sogenannten »blebs«, welche sich durch Unterschiede der Wandkrümmung klar von der Aneurysmawand abhebt und abgrenzbar ist [172] (Abbildung 4.1c rechts). Nach Cebral et al. [32] besteht ein Zusammenhang zwischen der Hämodynamik im Aneurysma und der Ausformung solcher Strukturen auf der Aneurysmawand. Ihr Vorhandensein gilt als Hinweis auf ein erhöhtes Rupturrisiko.

Ruptur und Therapie. Es ist bekannt, dass Frauen und Personen mit einer genetischen Prädisposition sowie bestimmte Gruppen wie Raucher, Personen mit hohem Alkoholkonsum oder Bluthochdruckpatienten ein erhöhtes Risiko haben, ein Aneurysma zu entwickeln. Es ist von besonderem Interesse, das Risiko einer Ruptur abschätzen zu können, wobei auch hier ein erhöhtes Risiko für die genannten Gruppen besteht [95, 192]. Darüber hinaus spielen das Alter der Patienten sowie regionale Unterschiede (insbesondere für Finnland und Japan) eine Rolle [42, 53]. Für die medizinische Beurteilung sind aber auch die Lokalisation und die morphologischen Eigenschaften des Aneurysmas wie unterschiedliche Durchmesser und Ausdehnungen an verschiedenen Stellen, Aussehen und Größe des Aneurysmahalses und des Ostiums sowie Veränderungen dieser morphologischen Eigenschaften innerhalb bestimmter Zeiträume von Bedeutung. Ein unbehandeltes unrupturiertes Aneurysma, das im Verlauf wächst, hat ein höheres Rupturrisiko als ein Aneurysma, dessen Größe konstant bleibt. Auch die Hämodynamik, also

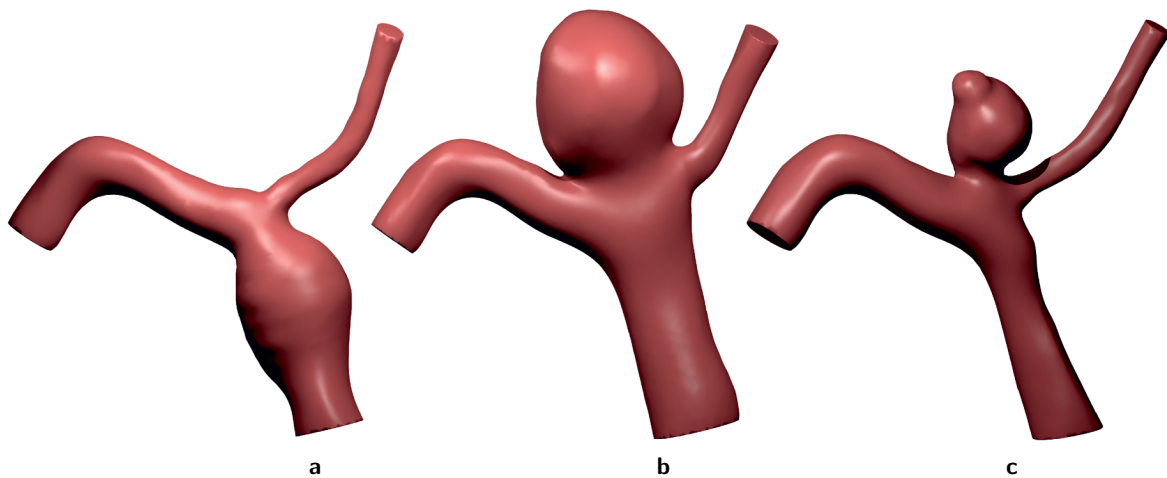


Abbildung 4.1: Drei Beispiele für Aneurysmen: Fusiformes Aneurysma (a), sakkuläres Aneurysma an einer Gefäßbifurkation (b), sakkuläres Aneurysma mit Tochterknospe (bleb) (c).

das Verhalten der Strömung des Blutes im Aneurysma, ist von Interesse. Die Analyse der inneren Strömungsmuster hilft, die Prognose über den Therapieerfolg und das potenzielle Rupturrisiko abzuschätzen und ermöglicht Entscheidungen über die richtige Behandlung [33, 182]. Eine wichtige Frage ist dabei zum Beispiel, ob die Perfusionssituation eine endovaskuläre Behandlung mit Coils, ggf. mit Stents oder flusskorrigierenden Stents (flow diverter) erlaubt, oder ob eine operative Behandlung mit Clips nötig ist [33, 182]. Da auch das Risiko besteht, durch die Therapie eine Ruptur zu verursachen, beispielsweise bei einem Kathetereingriff zur Platzierung der Coils, muss bei der Therapieentscheidung das Risiko gegen den Nutzen abgewogen werden. In manchen Fällen kann es sinnvoller sein, ein Aneurysma zunächst unbehandelt zu lassen und stattdessen durch regelmäßige Verlaufskontrollen auf Veränderungen des Aneurysmas zu achten [103].

4.1.2 Möglichkeiten zur Ermittlung der intrakraniellen Hämodynamik

Neben der bereits beschriebenen PC-MRI existieren weitere Verfahren, die intrakraniellen Blutflussverhältnisse zu bestimmen. Diese alternativen Methoden werden hier kurz vorgestellt.

Röntgenbasierte Verfahren wie die konventionelle Digitale Subtraktionsangiografie (DSA) und bedingt auch die CT-Angiografie (CTA) sind gut geeignet, um die Blutgefäße und eventuelle Malformationen mittels der Applikation von Kontrastmittel (KM) darzustellen. Die Ausbreitung des KM auf der 2D Projektion kann mit hoher räumlicher und zeitlicher Auflösung abgebildet werden, aber ist es schwierig, aus diesen Daten einen dreidimensionalen Volumendatensatz zu rekonstruieren. Die Gefäße liegen oftmals sehr nahe beieinander, so dass es häufig nicht möglich ist, eine 2D-Projektion oder ein 3D-Volumen ohne Gefäßüberlappungen abzubilden [169]. Eine 3D-Rotationsangiografie (RA), bei der mittels Rotationsprojektion ein dreidimensionales Modell der Gefäße gewonnen wird, ermöglicht eine 3D Betrachtung der Gefäßanatomie. Davis et al. [39] beschreiben, wie durch Weiterverarbeitung mehrerer 3D-RA Datensätze, welche zu unterschiedlichen Zeitpunkten der Ausbreitung des KM-Bolus entstanden sind, ein 4D-Modell erzeugt werden kann, in dem die Ausbreitung des KM zu jedem Zeitpunkt und aus jeder

Richtung betrachtet werden kann. Auch wenn die Verfahren immer noch anfällig für durch Überlappung verursachte Artefakte sind, lassen sich durch Analyse der KM-Ausbreitung einige Strömungsparameter und ein simuliertes Vektorfeld über mathematische Modelle ableiten [169], aber ein gemessenes Vektorfeld, wie es die PC-MRI liefert, ist nicht das Ergebnis dieser Verfahren.

Dopplersonografie misst Blutflussgeschwindigkeiten mittels Ultraschall. Es ist möglich, durch die dünnen Knochenstrukturen im Bereich der Schläfen den Schall auch in das Schädelinnere zu senden und den reflektierten Schall zu empfangen. Die Schallfrequenzen liegen bei dieser Untersuchung bei 1 bis 15 MHz und die Ausbreitungsgeschwindigkeit im Gewebe liegt recht konstant bei 1500 m/s mit 10 % Schwankung. Der aus einem Schallkopf ausgesandte Schall wird im Gewebe gestreut und reflektiert. Aus der Laufzeit des Schalls und des Echos lässt sich die Tiefe des reflektierenden Gewebes ermitteln. Die Amplituden ergeben die Helligkeit des Bildpunktes (Schnittbild-Sonografie). Bei der Doppler-Sonografie wird die Bewegungsgeschwindigkeit des reflektierenden Gewebes (Blut) unter Ausnutzung des Doppler-Effektes bestimmt. Dieser besagt, dass sich die Schallfrequenz durch zeitliche Stauchung bzw. Dehnung abhängig von der Geschwindigkeit des Schallsenders relativ zum Empfänger ändert. Nach der Dopplergleichung

$$\Delta f = \frac{2}{c} \cdot f_0 \cdot v \cdot \cos(\alpha) \quad (4.1)$$

ist diese Frequenzverschiebung Δf des reflektierten Schalls abhängig von der Sendefrequenz f_0 , von der Schallgeschwindigkeit c im Medium (hier konstant), von der Geschwindigkeit des Schallsenders bzw. des reflektierenden Objektes v (hier die Erythrozyten) und von dem Beschallungswinkel (Winkel zwischen dem Ultraschallstrahl und dem Gefäß). Bei der Duplex-Sonografie werden Schnittbild-Sonografie und Dopplersonografie kombiniert. Das Dopplersignal wird dann z.B. farbcodiert dem Schnittbild überlagert. Der in Gleichung 4.1 benötigte Beschallungswinkel ist aus dem Schnittbild bekannt und es kann die Geschwindigkeit berechnet werden. Das Verfahren ist fehleranfällig, zum Beispiel bei Richtungswechsel auf kurzen Gefäßabschnitten. Über den Querschnitt des Gefäßes, welcher sich aus dem Schnittbild bestimmen lässt, lässt sich auch der Volumenstrom berechnen. Zwar ermöglicht diese Technik Einblicke in die intrakranielle Hämodynamik, allerdings liefert auch dieses Verfahren keinen 4D Datensatz von Geschwindigkeitsvektoren [220].

Datengewinnung anhand eines Phantommodells Bei der technischen Geschwindigkeitsmessung in der Strömungsmechanik sind weitere Verfahren bekannt, welche es erlauben, Geschwindigkeitsfelder mit hoher räumlicher und zeitlicher Auflösung zu erstellen. Ein solches Verfahren ist beispielsweise die Particle Image Velocimetry (PIV). Die PIV ist ein optisches Verfahren, welches Partikel verfolgt, die sich in der Flüssigkeit befinden, deren Geschwindigkeit gemessen werden soll. Diese können auf verschiedene Arten mit einer Kamera (standard PIV), zwei Kameras (stereoskopische PIV) oder vier Kameras (tomografische PIV) erfasst und ihre Bewegung verfolgt werden, um die Geschwindigkeiten zu bestimmen. Bei der Laser-Doppler-Anemometrie (LDA) werden ebenfalls Partikel gemessen, aber hier kommen dazu Laser-Doppler-Systeme zum Einsatz, die Streulichtsignale und deren Dopplerverschiebung eines Partikels im Schnittpunkt zweier Laserstrahlen messen. Beiden Verfahren ist gemeinsam, dass sie ein durchsichtiges Messvolumen benötigen. Meist kommen daher Silikonphantome zum Einsatz. Diese werden mit einem transparenten Kunstblutgemisch aus Wasser und Glycerin durchspült, welches den selben Brechungsindex wie das Silikon hat, so dass keine Brechung an den Gefäßwänden innerhalb des Phantoms auftritt. So sind die Partikel, welche dem Kunstblut beigemischt werden, für die Messverfahren sichtbar,

ohne durch andere optische Effekte gestört zu werden. Die Erstellung der Silikonmodelle ist aufwendig, die Messungen sind zeitintensiv und im klinischen Alltag nicht praktikabel. Zur Erstellung des Silikonphantoms ist die Erfassung der Anatomie durch eine vorherige Messung mit einem anderen bildgebenden Verfahren erforderlich. Die Methode eignet sich aber zur Überprüfung und Validierung von Messergebnissen im wissenschaftlichen Umfeld. Eine Arbeit von Roloff et al. [168], an der der Autor beteiligt war, vergleicht PIV- und 7 T PC-MRI-Daten und zeigt gute Übereinstimmung in den Messdaten.

Numerische Strömungsmechanik (engl. computational fluid dynamics) (CFD) kann verwendet werden, um das Strömungsverhalten auf der Grundlage eines Computermodells auf Basis der geometrischen Struktur des Gefäßes zu berechnen. Die geometrischen Parameter können aus bildgebenden Verfahren wie DSA oder CT/CTA abgeleitet werden. Diese Methode basiert auf numerischen Verfahren und zeigt nicht die tatsächlichen Strömungsmuster, sondern eine berechnete Vorhersage des Strömungsfeldes, die auf zahlreichen Annahmen und Einschränkungen beruht. Im Gegensatz zu den anderen vorgestellten Verfahren wie PIV oder PC-MRI werden die Geschwindigkeiten also nicht gemessen, sondern mit Hilfe numerischer Verfahren in einer Strömungssimulation berechnet. Zahlreiche Vergleichsstudien [16, 26, 34, 70, 91, 94, 150, 153, 166, 168, 209–212] zwischen CFD und PC-MRI zeigen eine hohe Ähnlichkeit bei Phantommessungen.

4.1.3 Medizinische Fragestellungen und Anwendungen bei intrakraniellen Aneurysmen

Veränderungen der Strömungsverhältnisse, beispielsweise durch arterielle Stenosen oder Aneurysmen, stellen ein wichtiges Kriterium zur Diagnose unterschiedlicher Krankheiten dar. Dass die PC-MRI geeignet ist, die zur Diagnose benötigten Parameter zu messen, wurde in Herzgefäßen und der Aorta [136, 138] sowie in intrakraniellen Gefäßen und Malformationen [88] gezeigt. Diese Techniken und Messprotokolle wurden für viele verschiedene Körperregionen und diagnostische Zwecke optimiert und stehen in zahlreichen Varianten zur Verfügung [137, 139]. Allerdings ist die mögliche Auflösung bei niedrigeren Feldstärken wie 1,5 T- und 3,0 T-Systemen durch das geringere SNR noch stärker eingeschränkt als bei UHF-Systemen. In der Vergangenheit war die Hauptanwendung in der Medizin die Analyse des Blutflusses in den Koronargefäßen und der Aorta, wo die Gefäßdurchmesser groß sind und isotrope Auflösungen von 2 mm ausreichen. Außerdem handelt es sich bei diesen Scans häufig um zeitaufgelöste 2D Scans. Das höhere mögliche SNR bei 7 T Feldstärke ermöglicht zeitaufgelöste 3D Messungen mit höherer räumlicher Auflösung, besserem SNR und akzeptabler Messdauer [188, 191, 213]. Dies eröffnet neben einer besseren morphologischen Darstellung die Möglichkeit, den Fluss auch in kleineren Strukturen wie Hirnarterien mit Stenosen, Arteriovenösen Malformationen (AVM) oder Aneurysmen zu messen und sowohl Strömungsparameter wie beispielsweise Geschwindigkeit über den Herzzyklus und oder Durchflussraten aus den gemessenen Geschwindigkeiten zu berechnen, als auch die Flussmuster zu analysieren, um daraus Parameter wie etwa Wirbelstärke (Vortizität, engl. vorticity), Druckgradienten (engl. pressure gradients) oder Wandschubspannung (engl. wall shear stress) (WSS) abzuleiten. Gemeinsam mit den morphologischen Eigenschaften können solche Parameter, wie einleitend beschrieben, helfen, das Rupturrisiko abzuschätzen und Therapieentscheidungen zu treffen. Um den medizinischen Nutzen der höheren Feldstärke für Diagnostik, Prognoseabschätzung und Therapieplanung sowie die Machbarkeit der Darstellung hämodynamischer Verhältnisse bei intrakraniellen Gefäßmissbildungen zu evaluieren, wurde in der vorliegenden Arbeit eine 7 T-Studie an Patienten mit intrakraniellen Aneurysmen durchgeführt, welche im Folgenden vorgestellt wird.

4.1.4 4D PC-MRI bei 7 T – Verwandte Arbeiten

Zum Zeitpunkt der Datenerfassung der von Stucht et al. [193] gezeigten Daten, welche im Rahmen der im folgenden beschriebenen Studie mit Aneurysmapatienten entstanden, gab es nach besten Wissen des Autors keine anderen Veröffentlichungen zu in vivo 4D PC-MRI Messungen der Hämodynamik in Aneurysmen bei 7 T. Stamm et al. [191] verglich PC-MRI und TOF Messungen bei 1,5 T, 3 T und 7 T und stellte fest, dass sich die Bifurkationen ersten und zweiten Grades in den UHF Daten besser darstellen lassen. Diese Ergebnisse wurden von Hess et al. [86] bei Untersuchungen in der Aorta bestätigt, die das SNR in der zeitlichen Dimension verglichen und feststellten, dass das SNR der 7 T Daten ohne Kontrastmittelgabe im Vergleich zu den 3 T Daten mehr also doppelt so hoch war. Sowohl Stamm et al. [191] als auch Hess et al. [86] schlussfolgern, dass UHF Gefäßbildgebung in Zukunft ein wichtiges Instrument in der neuroradiologischen Forschung und klinischen Versorgung sein kann und das höhere SNR hilft, Geschwindigkeit und / oder Auflösung der Messungen zu verbessern. In einem Vergleich zwischen 3 T und 7 T PC-MRI Daten des COW beschreiben van Ooij et al. [213], dass das erhöhte Rauschen bei 3 T zu höheren Geschwindigkeiten in den PC-MRI führt und das erhöhte SNR der 7 T-Daten eine genauere Visualisierung der Flussverhältnisse erlaubt. Ein Vergleich der Visualisierungen und Daten von 3 T und 7 T Messungen des COW zeigt, dass die Strömungslinien der streamline Visualisierungen der 7 T Daten glatter sind und das Geschwindigkeitsvektorfeld genauer ist. Kang et al. [97] beschreiben, dass es ihnen bei 7 T PC-MRI Messungen möglich war, den Fluss in Mikrogefäßen zu messen, welche bei 3 T nicht darstellbar waren. Die erhöhte Genauigkeit wird auch von Gottwald et al. [77] berichtet, die intrakranielle Arterien und Aneurysmen bei 7 T mittels PC-MRI darstellen und ein Messprotokoll vorstellen, welches für 7 T und kurze Messzeiten optimiert ist und der Standard 2D PC-MRI qualitativ überlegen sein soll. Sache et al. [171] stellten fest, dass in vitro-Messungen hämodynamischer Parameter nahe der Gefäßwand wegen der erhöhten SNR bei 7 T eine genauere Erfassung der WSS Muster ermöglichen. Die Flussparameter innerhalb des COW konnten durch van Tuijl et al. [214] erfolgreich abgeleitet und die Hämodynamik von Trägergefäßen intrakranieller Aneurysmen mit denen auf der kontralateralen Seite verglichen werden.

4.2 4D PC-MRI bei 7 T: Patientenstudie

4.2.1 Studienbeschreibung

Alle Scans wurden in einem 7 T (Siemens Magnetom) Ganzkörper-MRT-System unter Verwendung einer 32-Kanal-Kopfspule (Nova Medical, Wilmington, MA, USA) durchgeführt. Die Messungen wurden von der lokalen Ethikkommission der OVGU genehmigt und nach den Richtlinien der Deklaration von Helsinki durchgeführt. Vor den Scans wurden schriftliche Einverständniserklärungen von den Testpersonen eingeholt. Die Flussdaten wurden mit der in Abschnitt 2.2 beschriebenen 4D PC-MRI-Sequenz aufgenommen. Diese wurde freundlicherweise von Michael Markl (Department of Radiology, Northwestern University Feinberg School of Medicine, Chicago, Illinois, USA) zur Verfügung gestellt. Die Studie umfasst sechs Patienten (fünf Frauen, ein Mann, Alter: 43-71 Jahre, Mittelwert: 56 Jahre), alle mit nicht rupturierten intrakraniellen Aneurysmen. Lage und morphologische Eigenschaften sind in Tabelle 4.1 und Abbildung 4.2 beschrieben.

Ziel der Studie war es, die Anwendbarkeit der 4D PC-MRI Technik im 7 T-Umfeld für die hochauflösende Darstellung von Flussinformationen in intrakraniellen Aneurysmen und den angrenzenden Gefäßen zu untersuchen. Die Weiterverarbeitung der Daten ermöglicht zeitaufge-

löste Streamline-/Pathline-Darstellungen der Hämodynamik in den Aneurysmen und Gefäßen. Die folgenden Abschnitte beschreiben die dazu notwendigen Datenverarbeitungsschritte, die in Abbildung 4.4 in einem Diagramm der Pipeline dargestellt sind. Der klinische Wert, die Datenqualität und die Praktikabilität der Visualisierung wurden in Abschnitt 4.2.6 gemeinsam mit medizinischem Personal mittels Befragung evaluiert.

4.2.2 MRT-Messungen

Die Scans in dieser Studie umfassen zwischen 9 und 15 Zeitphasen und 44 bis 64 Schichten. Um die Scanzeiten zu verkürzen, wurde zum Teil die parallele Bildgebungstechnik »GRAPPA« (siehe Abschnitt 2.1.4) und reduzierte k -Raum-Abtastung angewandt. Für jede Schicht und jedes Zeitfenster wurden drei Phasenbilder erzeugt, die die Geschwindigkeiten in jeder der drei Raumkomponenten repräsentieren. Außerdem wurde ein Magnitudenbild erstellt, das zur Segmentierung und Rekonstruktion der Gefäßstruktur verwendet werden kann. Für eine präzisere anatomische Bildgebung wurden zum Teil zusätzliche 7 T TOF Daten erfasst. Bei einigen Patienten lagen bereits zusätzliche Bilddaten einer zuvor klinisch durchgeführten TOF Magnetresonanzangiografie (MRA) oder 3D RA vor. Abbildung 4.2 nennt die zur Visualisierung des geometrischen Modells verwendeten Daten.

Die zeitaufgelöste vierdimensionale PC-MRI ermöglicht, wie in Abschnitt 2.2 beschrieben, die Erfassung der Hämodynamik im zeitlichen Verlauf und liefert ein dreidimensionales Strömungsfeld für mehrere Zeitschritte des Herzzyklus. Da die Datenerfassung nicht auf einmal, sondern über viele Herzschläge verteilt erfolgt, wird ein Triggergerät benötigt, um die Messung wie in Abschnitt 2.2.3 dargestellt mit dem Herzschlag zu synchronisieren. Für die Messungen in dieser Studie wurde entweder das Pulsoximeter des Computertomographen verwendet oder ein Gerät, das den Herzschlag akustisch erfasst (EasyACT, MRI.tools, Deutschland, [58–60]). Dazu wird eine Membran auf einem Trichter, ähnlich wie bei einem Stethoskop, so an der Brust des Probanden befestigt, dass die Herztöne über einen Schlauch zu einem Mikrofon geleitet werden. Diese akustischen Signale werden in einem Gerät ausgewertet und entsprechend ein Trigger (Transistor-Transistor-Logik (TTL)-Signal) ausgegeben, welcher zur Synchronisation der Messung verwendet werden kann. Für die Daten dieser Studie wurden zwei bis drei k -Raum-Zeilen pro Zeitfenster (Segmentierungsfaktor 2 oder 3) gescannt. Dies verringert zwar die zeitliche Auflösung, hilft aber, die Messzeit in einem vertretbaren Rahmen zu halten. Die Messparameter finden sich in Tabelle 4.1.

Die gesamte Scanzeit hängt stark von der Herzfrequenz der Versuchsperson, der Größe des FOV und der verwendeten räumlichen und zeitlichen Auflösung ab. Da das FOV durch die räumliche Ausdehnung des Aneurysmas vorgegeben war, mussten Sequenzparameter wie die zeitliche Auflösung (die pro Zeitphase aufgenommenen k -Raum-Zeilen) und der GRAPPA-Faktor individuell angepasst werden, um tolerierbare Scanzeiten zu erreichen und gleichzeitig sowohl SNR als auch räumliche und zeitliche Auflösung auf einem vernünftigen Niveau zu halten. Der Parameter für die Geschwindigkeitskodierung (v_{enc}) in der Ebene (in-plane) und durch die Ebene (through-plane) wurde für alle Scans auf 0,8 m/s eingestellt, was sich in früheren Studien mit gesunden Probanden als guter Wert erwiesen hat [137], da Phasensprünge nur selten auftreten und dann leicht korrigiert werden können.

Obwohl radiologisch-ärztliches Fachpersonal darin geschult ist, 3D Volumina in 2D Bildern zu untersuchen, stellt die Ableitung von Flussmustern getrennt nach räumlichen Komponenten und in Daten zeitlicher Abfolge aus den Rohbilddaten auch für diesen Personenkreis eine Herausforderung dar. Die Inspektion solcher Bilder im Grauwertformat, wie sie der Scanner liefert, ist auch wegen der großen Anzahl der Bilder sehr anspruchsvoll und zeitaufwendig,

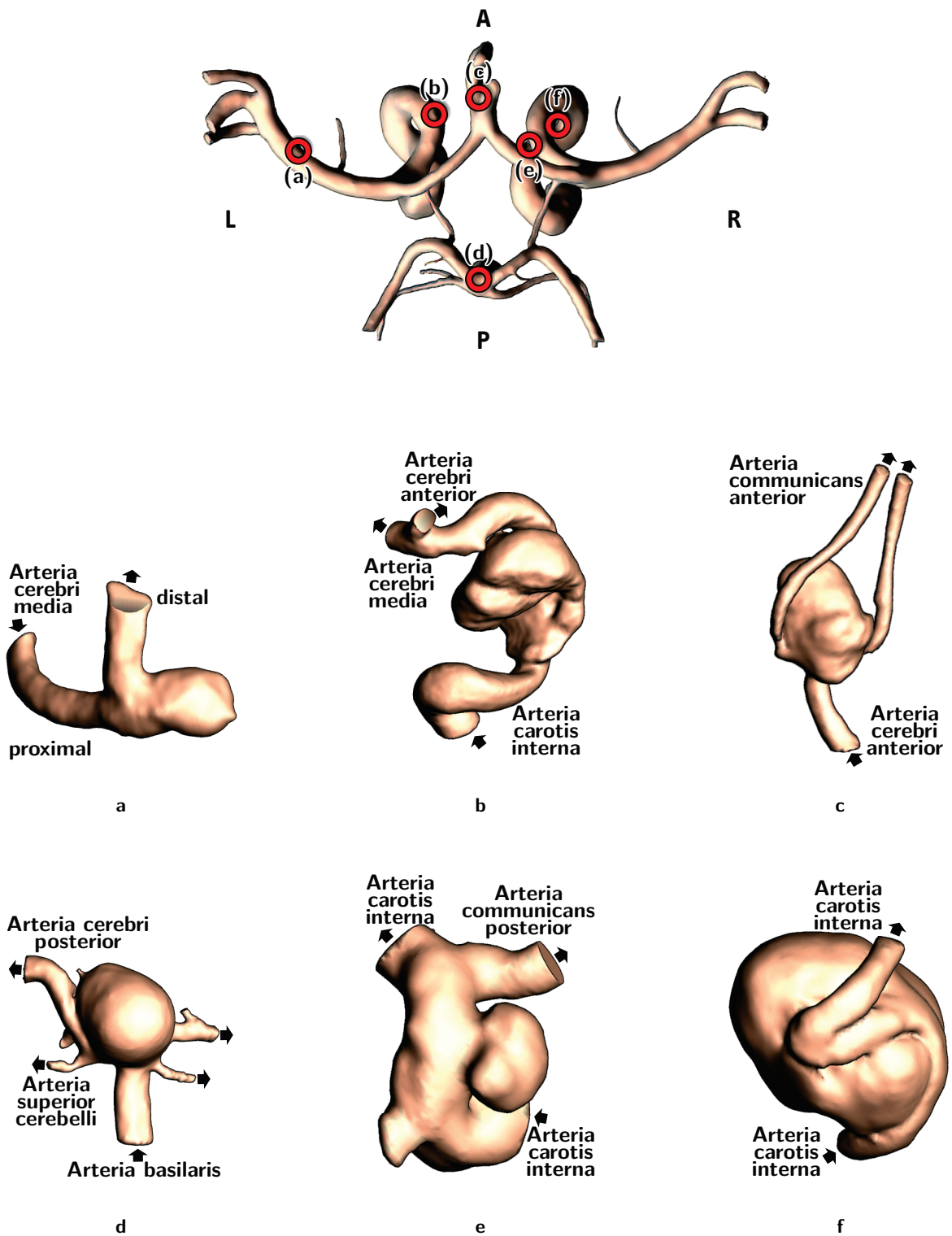


Abbildung 4.2: 3D Darstellungen der untersuchten Aneurysmen. Die Übersichtsdarstellung (oben) eines gesunden Circulus arteriosus cerebri (Aufsicht) und der angrenzenden Gefäße zeigt die Lokalisationen der Aneurysmen.

Tabelle 4.1: Messparameter für die Flussmessungen und morphologische Daten der gemessenen Aneurysmen sowie Angaben zu weiteren für die Visualisierung verwendeten Messungen.

	(a)	(b)	(c)	(d)	(e)	(f)
Bildmatrix in voxel	224 × 256 × 48	224 × 256 × 56	224 × 256 × 48	224 × 256 × 44	224 × 256 × 48	224 × 256 × 64
FOV in mm	192 × 168 × 38,4	192 × 168 × 56	192 × 168 × 38,4	192 × 168 × 35,2	192 × 168 × 38,4	168 × 192 × 51,2
Voxelgröße in mm	0,75 × 0,75 × 0,8	0,75 × 0,75 × 1,0	0,75 × 0,75 × 0,8	0,75 × 0,75 × 0,8	0,75 × 0,75 × 0,8	0,75 × 0,75 × 0,8
zeitliche Auflösung in ms	49,6	81,6	52	74,4	49,6	52
Anzahl zeitl. Phasen	15	9	9	10	12	11
k-Raum-Zeilen pro Phase	2	3	2	3	2	2
TR in ms	6,2	6,8	6,5	6,2	6,2	6,5
TE in ms	3,131	3,975	3,411	3,131	3,131	3,411
Flipwinkel in °	12	5	5	14	7	5
BW in Hz/px	360	450	360	360	360	360
GRAPPA-Faktor	3	3	3	3	3	3
γ_{enc} in m/sec	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8
phase res %	91	91	91	91	91	100
slice res %	92	93	92	91	92	100
Anzahl Einzelbilder	2880	2016	1728	1760	2304	2816
TA in min	26:51	22:57	18:02	20:21	21:30	30:59
Lage und Morphologie des Aneurysmas	linke erste Mediabifurkation, 11 × 11 mm	linke A. carotis interna, infraophthalmisch	A. communicans anterior, 10 × 15 mm	Basilar Tip, Ø 12 mm	rechte ACI parophthalmisch, 4 × 4 mm	rechte A. carotis interna, distal, 31 × 26 mm
Daten, welche zur Visualisierung der Anatomie benutzt wurden	7 T TOF	3D RA	7 T TOF	7 T TOF	1,5 T TOF	3D RA

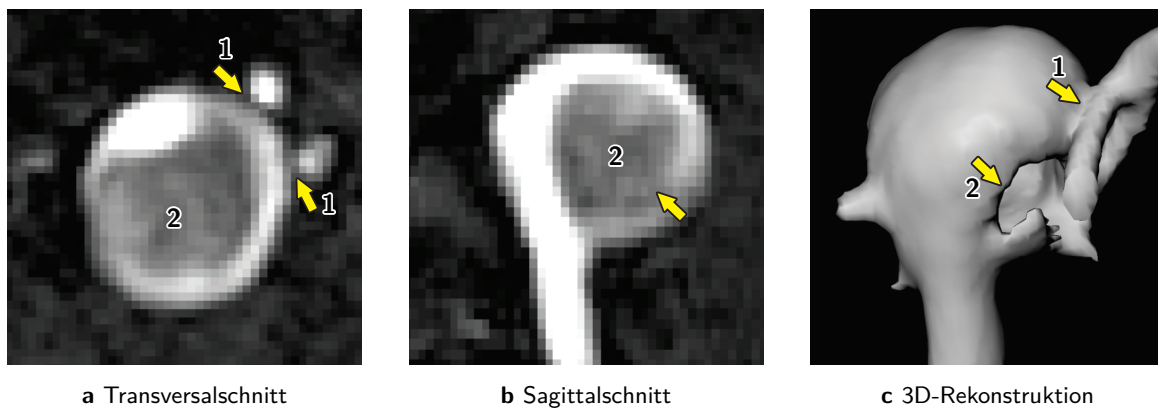


Abbildung 4.3: Transversal- und Sagittalschnitte durch das Aneurysma in Abbildung 4.2d in der 7T TOF-MRA. Nahe am Aneurysma anliegende Gefäße führen aufgrund des Partialvolumeneffektes zu Verschmelzungsartefakten (1). Teile des Aneurysmas, in denen das Blut längere Zeit zirkuliert und dadurch gesättigt wird, sind signalarm. Dies ist vor allem im Inneren des ballonförmigen Aneurysmas zu beobachten (2). Dies führt zu fehlerhaften Rekonstruktionen des 3D-Modell.

insbesondere wenn eine zeitliche Komponente hinzukommt. Daher wurden zeitaufgelöste 3D Particle Traces wie Stream- oder Pathlines zur Visualisierung der Hämodynamik verwendet.

4.2.3 Korrektur von Artefakten in den PC-MRI-Daten

Die in Abschnitt 2.2.4 beschriebenen Artefakte (Maxwell-Term-Fehler, Wirbelströme, Gradienten- und Magnetfeldinhomogenitäten und Phasensprünge) müssen vor einer weiteren Betrachtung der Daten zunächst durch mehrere Nachbearbeitungsschritte korrigiert werden. Während Maxwell-Term-Fehler weitestgehend abhängig von Stärke und Dauer der Gradienten von der Bildrekonstruktion des Scanners korrigiert werden, ist für die anderen Artefaktquellen eine weitere Prozessierung erforderlich. Hierzu wird das von Bock et al. [23] entwickelte »velomap-tool« verwendet, das in der Matlab-Umgebung (Matlab 2008a, The MathWorks, Natick, MA, USA) ausgeführt wird und Verfahren zur Korrektur der beschriebenen Artefakte bereitstellt.

Das Tool bietet die Möglichkeit, mittels Schwellenwert Bereiche mit niedrigen Signalintensitäten in den Magnitudendaten, beispielsweise in den Bereichen außerhalb des Kopfes oder in luftgefüllten Bereichen wie den Nasennebenhöhlen, zu maskieren. Diesen in den Flussdaten meist sehr rauschbehafteten Bereichen wird dort eine Geschwindigkeit von null in jeder Raumkomponente zugewiesen. Weitere Bereiche, welche zwar in den Magnitudendaten Signal geben, aber deren Geschwindigkeitsdaten dennoch von Rauschen dominiert sind, können ermittelt werden, indem die Standardabweichung über den zeitlichen Verlauf jedes Voxels betrachtet wird. Stark von Rauschen beeinträchtigte Bereiche weisen eine stärkere Variation im zeitlichen Verlauf auf als statisches Gewebe oder Bereiche mit Blutfluss [23]. Als »Hintergrundphase« wird der Anteil der Phase bezeichnet, welcher nicht durch Fluss, sondern durch Effekte wie Wirbelströme oder Gradienten- und Magnetfeldinhomogenitäten beeinflusst wird. Diese Hintergrundphase ist den flussinduzierten Phasenunterschieden als räumlich langsam variierender niederfrequenter Gradient überlagert. Ein üblicher Ansatz zur Korrektur dieses Phasenoffsets besteht darin, diejenigen Bereiche mit statischem Gewebe zu identifizieren (beispielsweise durch Analyse der Standardabweichung der Geschwindigkeit im zeitlichen Verlauf) und eine durch ein Polynom

beschriebene Ebene durch Fitting an das statische Gewebe anzunähern. Die Subtraktion dieser Ebene über die statischen Bereiche hinaus soll dann auch den Phasenoffset in den nicht statischen Bereichen korrigieren [23, 216].

Um Phasensprünge wie in Abbildung 2.19 zu korrigieren werden zunächst diejenigen Pixel identifiziert, die von einem Phasensprung betroffen sind. Dabei wird davon ausgegangen, dass die Geschwindigkeitsunterschiede zwischen räumlich benachbarten Pixeln niemals größer als v_{enc} sind und dass ein und dasselbe Pixel in zwei aufeinander folgenden Zeitschritten niemals eine Änderung von mehr als v_{enc} erfährt. Für Pixel, auf die dieses Kriterium dennoch zutrifft, wird in einer räumlichen $3 \times 3 \times 3$ Nachbarschaft nach einem Pixel gesucht, dessen Wert sich im Zeitverlauf nicht um mehr als v_{enc} ändert. Dieses Pixel dient dann als Referenz. Die Korrektur erfolgt je nach Referenz durch Subtraktion oder Addition des doppelten v_{enc} -Wertes (ein kompletter Phasen Umlauf 2π) [22, 23].

4.2.4 Segmentierung, Rekonstruktion und Nachbearbeitung des geometrischen Modells

Für eine aussagekräftige Visualisierung ist neben der Flussinformation auch eine ansprechende visuelle Darstellung des Aneurysmas und der angrenzenden Gefäße wichtig. Um dies zu erreichen, wurde eine Segmentierung mit dem Ziel durchgeführt, das Gefäßsystem vom umgebenden Gewebe zu unterscheiden und darauf aufbauend eine 3D-Rekonstruktion des Aneurysmas zu erstellen. Nach einem Workflow des Lehrstuhls für Visualisierung (Prof. B. Preim) der Fakultät für Informatik an der OVGU [69, 74, 152] wurde dazu zunächst das Softwarepaket »MeVisLab« (MeVisLab v2.3, MeVis Medical Solutions AG, Bremen) verwendet. Grundlage des geometrischen Modells waren dabei nicht immer die MRT-Daten. Für die in dieser Arbeit gezeigten Rekonstruktionen von Aneurysmen standen teilweise auch Daten aus früheren klinischen Untersuchungen mit anderen Modalitäten wie TOF-MRA oder 3D-RA zur Verfügung. Der Ablauf der Generierung des geometrischen Modells unterscheidet sich trotz unterschiedlicher Eingangsdaten nicht wesentlich. MeVisLab stellt eine Vielzahl von fertigen Modulen für die Bildverarbeitung zur Verfügung und ist besonders für die prototypische Entwicklung von Bildverarbeitungspipelines geeignet. Die Schritte der verwendeten Pipeline beinhalten hier zunächst die Auswahl einer ROI, die das Aneurysma und die angrenzenden Gefäßstrukturen einschließt. Ziel der Segmentierung ist es, diejenigen Voxel zu finden, die zu der interessierenden Struktur, im vorliegenden Fall dem Aneurysma, gehören. In den verwendeten Bilddaten (TOF-MRA oder 3D RA) zeichnen sich diese Voxel durch besonders hohe Grauwerte im Vergleich zum umgebenden Gewebe aus. Der starke Kontrast zu den umgebenden Strukturen, die nicht von Interesse sind, ermöglicht eine grobe Segmentierung mit Hilfe eines Schwellenwertes. Dieser Schwellenwert wird manuell eingestellt. Das Ergebnis ist eine voxelbasierte binäre Ausgangssegmentierungsmaske. In der beschriebenen Pipeline wird ein Marching Cubes Algorithmus [119] zur Segmentierung und Überführung in ein Gittermodell verwendet. Das resultierende Gitter enthält aufgrund der anfänglichen voxelbasierten Binärsegmentierung noch Treppeneffekte und viele scharfe Kanten und spitze Winkel benachbarter Dreiecke sowie einzelne kleine, nicht zusammenhängende Strukturen, die als Artefakte betrachtet werden können. Durch die Entfernung von Strukturen, die ein Mindestvolumen unterschreiten, und durch eine Laplace-Glättung des Gitters wird die Qualität des Gitters verbessert und realistischer. Alle beschriebenen Bearbeitungsschritte sind als Module in MeVisLab enthalten. Eine weitere manuelle Glättung kann in den Bereichen, in denen die Laplace-Glättung mittels MeVisLab nicht ausreicht, manuell mit der Software »Sculptris« (Sculptris Alpha 6, Pixlogic, Inc.) durchgeführt werden. Um die in Abschnitt 2.2.4 beschriebenen Verschmelzungsartefakte wie in den mit »1« gekennzeichneten Bereichen in Abbildungen 4.3a und 4.3c, die hauptsächlich durch den Partialvolumeneffekt hervorgerufen werden, zu beseitigen,

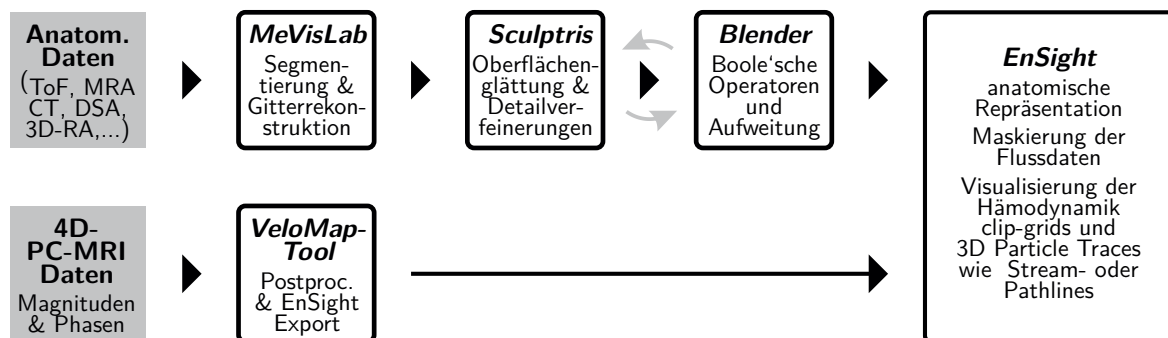


Abbildung 4.4: Die Nachverarbeitungs-Pipeline mit den verwendeten Softwarepaketen zur Visualisierung der Patientendaten

wird das Modell manuell in der 3D-Grafiksuite »Blender« (Blender v2.79, Blender Foundation, Amsterdam) bearbeitet und fälschlich zusammenhängende (verschmolzene) Bereiche mittels Boole'scher Operatoren getrennt. Bereiche mit sehr langsamen Fluss sind den Magnitudendaten signalarm und das Geschwindigkeitssignal ist schlechter vom Rauschen zu trennen. In den Berechnungen einer MRA aus den PC-MRI-Daten können solche Bereiche dunkel erscheinen und daher bei der Rekonstruktion eines 3D-Modells zu Fehlern führen. Ähnlich aussehende Fehler entstehen durch Sättigungseffekte bei einer TOF-Messung, wenn das Blut sehr lange in der zu messenden Schicht bleibt und die dargestellten Gefäße nicht ausreichend mit ungesättigtem Blut durchspült werden. Diese Fehler treten hauptsächlich bei sehr großen ballonartigen Aneurysmen auf (zum Beispiel in den mit »2« gekennzeichneten Bereichen in Abbildung 4.3) und lassen sich ebenfalls leicht manuell in Blender korrigieren.

Das fertige, von Artefakten befreite und geglättete Gitter kann verwendet werden, um die Rekonstruktion der Aneurysmaoberfläche in der 3D Particle Traces Visualisierung darzustellen und so eine bessere Orientierung zu ermöglichen. Dieses Gitter dient nur als Orientierungshilfe und nicht zur Berechnung der Flussdaten, die ausschließlich aus den Phasendaten der PC-MRI Messung stammen. Das Gitter wird jedoch verwendet, um die Flussdaten zu beschneiden, wie im folgenden Abschnitt beschrieben. Die Berechnung der Particle Traces Visualisierung erfolgt mit dem Softwarepaket »EnSight« (EnSight 9.2, CEI Inc., Apex, NC, USA), welches auf die Visualisierung wissenschaftlicher Daten, besonders aus dem Bereich der Strömungsmechanik, spezialisiert ist.

4.2.5 Strömungsvisualisierungen

Nachdem die in den vorigen Abschnitten beschriebenen Korrekturen von Artefakten und die Erzeugung des geometrischen Modells zur Darstellung der Anatomie des Aneurysmas abgeschlossen sind, werden diese Daten zur Erstellung einer Strömungsvisualisierung mittels EnSight verwendet.

In den Fällen, in denen Bilddaten aus früheren klinischen Messungen und anderen Modalitäten wie CT oder DSA zur Verfügung stehen, die aufgrund einer höheren Auflösung oder eines besseren Kontrastes eine bessere Segmentierung erlauben, ist eine Registrierung des fertigen Aneurysmamodells mit den Flussdaten aus der PC-MRI-Messung notwendig. Für die in dieser Arbeit gezeigten Visualisierungen wurde eine rigide, manuelle Registrierung durchgeführt. Die für die Oberflächenvisualisierung verwendeten Daten sind in Tabelle 4.1 angegeben.

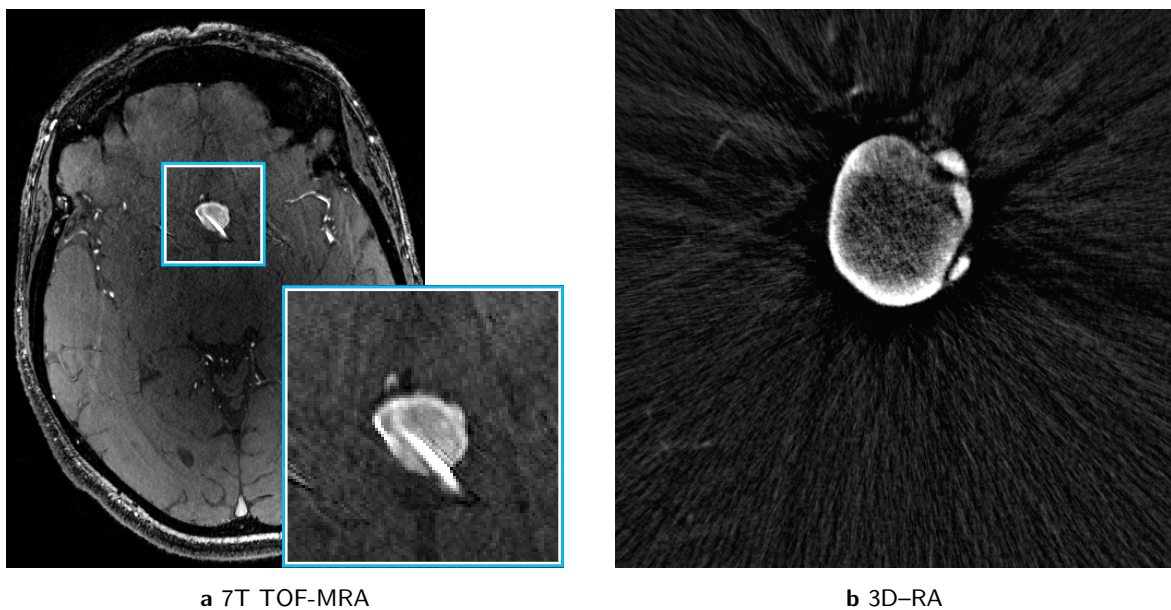
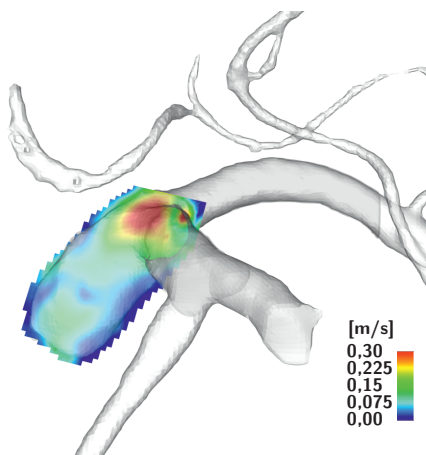
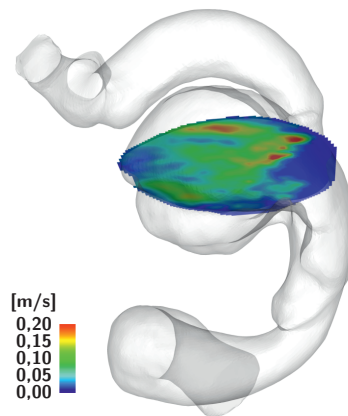


Abbildung 4.5: Beispiele der für die Segmentierung und Rekonstruktion verwendeten Bilddaten. 7T TOF-MRA in (a) und 3D-Rotationsangiografie (RA) (Röntgen-basiert) in (b).

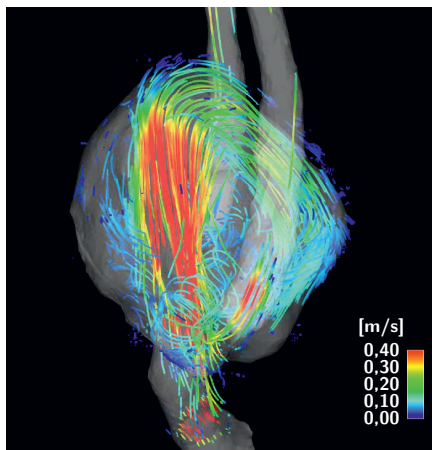
Zusätzlich wurde aus den Gittermodellen ein zweites Modell erstellt, in dem die Punkte des diskreten Oberflächengitters entlang der Oberflächennormalen nach außen verschoben wurden. Dieses aufgeweitete Modell wird später verwendet, um die für die Stromlinienvisualisierungen verwendeten Daten zu maskieren. Das Gefäßmodell wurde für eine übersichtlicherer Darstellung an den Begrenzungen einer ROI um das Aneurysma herum geclippt. Da die verwendeten PC-MRI-Daten, wie in den Abschnitten Abschnitt 2.1.3 beschrieben, wie alle MRT-Daten, rauschbehaftet sind, kann die Berechnung der Strömungsvisualisierung unzuverlässig sein. Einige Strömungslinien verlassen aufgrund von Messungenauigkeiten wie Rauschen oder Messartefakten kurzzeitig das Gefäßsystem, anstatt nahe der Gefäßwand innerhalb des Gefäßsystems zu verlaufen. Diese würden bei einer Maskierung direkt an der Gefäßwand sofort eliminiert. Um diesen Strömungslinien den Wiedereintritt in das Gefäßsystem zu ermöglichen, wurde die Maskierung mit Hilfe des aufgeblähten Oberflächenmodells durchgeführt. Es werden nur Strömungslinien maskiert, die das Gefäßsystem weiter und dauerhaft verlassen. Dadurch kann der Betrachter die Qualität der Daten besser einschätzen und es wird keine künstlich erzeugte Genauigkeit vorgetäuscht. Abbildungen 4.6c und 4.6f zeigen beispielhaft Standbilder der animierten Strömungsvisualisierungen.



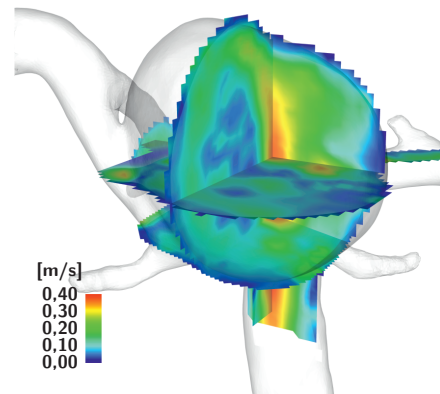
a Aneurysma in Abbildung 4.2a



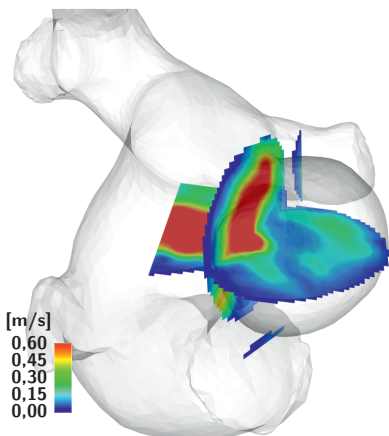
b Aneurysma in Abbildung 4.2b



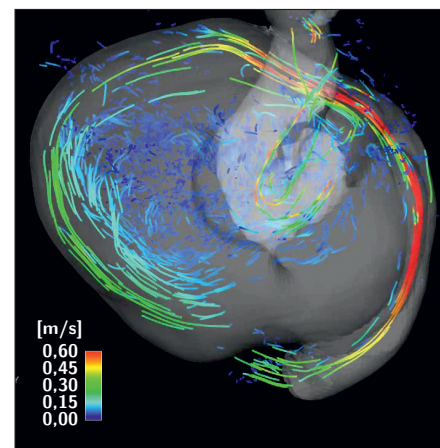
c Aneurysma in Abbildung 4.2c



d Aneurysma in Abbildung 4.2d



e Aneurysma in Abbildung 4.2e



f Aneurysma in Abbildung 4.2f

Abbildung 4.6: Beispiele für mit der Software EnSight erzeugte Visualisierungen der Aneurysmen aus Abbildung 4.2 mit Hilfe von unterschiedlich orientierten Clipping-Ebenen (a,b,d,e) und 3D Particle Traces (c,f) . Solche Visualisierungen waren Grundlage bei der Befragung der Fachleute und konnten nach Belieben geändert und angepasst werden.

4.2.6 Befragung von Fachleuten

Befragungsdurchführung Die gewonnenen Daten wurden anhand einer für alle sechs Aneurysmen möglichst einheitlichen Visualisierung in EnSight von drei Personen mit Expertise anhand eines Fragebogens beurteilt. Bei diesen Fachleuten handelte es sich um zwei Personen im ärztlichen Dienst der Radiologie mit Erfahrung in der Auswertung radiologischer Daten im Zusammenhang mit der Diagnostik und Therapie intrakranieller Aneurysmen sowie um eine Person mit Erfahrung auf dem Gebiet der Strömungsvisualisierung in Aneurysmen mit Informatikhintergrund. Der Fragebogen enthielt neben den Fragen auch das Bild der Rekonstruktion des jeweiligen Aneurysmas aus Abbildung 4.2 sowie eine kurze Beschreibung der Lage und Morphologie des Aneurysmas, gegebenenfalls angrenzender Strukturen und der weiteren Therapie nach der Aufnahme der Daten für die vorliegende Studie. Die Beurteilung begann mit der Darstellung von vier Clipping-Ebenen (Ebenen, die durch einen Querschnitt durch das Strömungsfeld des Aneurysmas zeigen und auf denen die Geschwindigkeit farblich kodiert ist). Eine davon am Ostium, zwei senkrecht zueinander in Richtung des Jets und eine senkrecht zum Jet. Es folgte eine 3D Analyse mit frei arrangierbaren Schnittebenen und Ansichten. Abbildungen 4.6a, 4.6b, 4.6d und 4.6e zeigen Beispiele für Visualisierungen mit unterschiedlich orientierten Clipping-Ebenen. Eine in der Bedienung von EnSight erfahrene Person unterstützte die Experten bei Fragen zur Programmfunktionalität und Benutzeroberfläche und übernahm gegebenenfalls die Bedienung nach deren Anweisungen. Die Clipping-Ebenen Darstellung konnte ergänzt werden durch Darstellungen der Anatomie in der Peripherie (wie in Abbildung 4.6a) oder durch eine Pathlinevisualisierung, eine Darstellung von Particle Traces, welche die Bahn vieler imaginärer Teilchen in der instationären Strömung im Verlauf der zeitlichen Phasen darstellen (Abbildungen 4.6c und 4.6f). Während der Beurteilung konnte die Position und Rotation der Clipping-Ebenen verändert und die Eigenschaften der Pathlines angepasst werden. Für jedes der sechs begutachteten Aneurysmen bewerteten die begutachtenden Personen die fünf Kriterien des Fragebogens, die in den grauen Kästen in Tabelle 4.2 aufgelistet sind, mit den Noten »1« (beste Note) bis »5« (schlechteste Note).

Ergebnisse Die Ergebnisse der Befragung finden sich in Tabelle 4.2. Die Bewertungen wurden teilweise durch Kommentare ergänzt, die in den Fußnoten der Tabelle wiedergegeben sind. Zusätzlich hatten die Fachleute die Möglichkeit, allgemeine Kommentare zu jedem der sechs Fälle abzugeben. Diese sind in Tabelle 4.3 zusammengefasst. Die Ergebnisse der Befragung zeigen ein sehr heterogenes Bild: Mit ausschließlich guten Noten wurden die Fälle (c) und (e) bewertet. Mit eher schlechten Noten wurde der Fall (a) bewertet. Die übrigen Fälle liegen im Mittelfeld, mit überwiegend guten bis mittleren Noten und Ausreißern in den Notenbereich »4 « und »5 «. Bemerkenswert ist, dass der Fall mit dem kleinsten Aneurysma am zweitbesten bewertet wurde. Aus den zusätzlichen Kommentaren in Tabelle 4.3 geht hervor, dass eine stärkere Berücksichtigung der Peripherie des Aneurysmas gewünscht wird und die zu- und abführenden Gefäße in größerem Umfang dargestellt werden sollen. Solange sich diese Peripherie innerhalb der gemessenen Daten befindet, bedeutet dies nur eine weniger starke Beschneidung der Daten bei der Weiterverarbeitung und Visualisierung. Sofern zusätzliche Schichten erforderlich sind, um die gewünschte Peripherie abzudecken, würde dies mit längeren Messzeiten einhergehen, die für die Versuchspersonen ohnehin schon an der Grenze des Zumutbaren liegen. Kritische Anmerkungen beziehen sich auf Unterschiede in der Darstellung der TOF Daten im Vergleich zu DSA Daten und auf Sättigungsartefakte, die durch sehr langsamen Fluss entstehen. Diese treten auf, wenn das Blut über einen längeren Zeitraum zirkuliert, dadurch gesättigt wird und signalarm erscheint. Dies ist vor allem in großen Aneurysmen wie in Abbildung 4.2f zu beobachten.

Tabelle 4.2: Ergebnisse der Befragung der fachkundigen Personen B1, B2 und B3 mittels Fragebogen zur Qualität der Daten zu den Aneurysmafällen (a) bis (f) (siehe Tabelle 4.1 und Abbildung 4.2) und deren Visualisierungen. Antworten, bei denen durchschnittlich mehr als 80% der möglichen Punkte erreicht wurden, sind grün markiert. Antworten $\leq 80\%$ sind gelb und $\leq 60\%$ rot markiert.

	Fall	B1	B2	B3	\emptyset	Wert %
1. Dataquality	(a)	4	2	2	2,67	58,33
1 - excellent	(b)	2	2	3	2,33	66,67
2 - good	(c)	1	2	1	1,33	91,67
3 - sufficient	(d)	3	2	2	2,33	66,67
4 - unsatisfying	(e)	1	2	1	1,33	91,67
5 - infeasible	(f)	3	2	2	2,33	66,67
2. Identification of in- and outflowzones	(a)	5 _[A]	3	1	3,00	50,00
1 - obvious	(b)	1	3	2	2,00	75,00
2 - identifiable	(c)	1	1	1	1,00	100,00
3 - hard to identify	(d)	2	2	2	2,00	75,00
4 - hardly distinguishable	(e)	1	2	1	1,33	91,67
5 - not identifiable	(f)	3	1	3	2,33	66,67
3. Vorticity/flow behavior in aneur. sac	(a)	1	3	3	2,33	66,67
1 - clearly visible	(b)	1	3	3	2,33	66,67
2 - visible	(c)	1	2	1	1,33	91,67
3 - sufficiently visible	(d)	2	2	3	2,33	66,67
4 - badly recognizable	(e)	1	2	1	1,33	91,67
5 - not recognizable	(f)	5 _[B]	2	2	3,00	50,00
4. Flow behavior at aneurysm neck	(a)	4	3	2	3,00	50,00
1 - clearly visible	(b)	2	3	2	2,33	66,67
2 - visible	(c)	2	2	1	1,67	83,33
3 - sufficiently visible	(d)	4 _[C]	2	2	2,67	58,33
4 - badly recognizable	(e)	2	2	1	1,67	83,33
5 - not recognizable	(f)	1	2	2	1,67	83,33
5. Flow velocity	(a)	4	3	2	3,00	50,00
1 - easy to read	(b)	1	2	2	1,67	83,33
2 - readable	(c)	1	1	2	1,33	91,67
3 - sufficiently readable	(d)	3	1	2	2,00	75,00
4 - badly recognizable	(e)	1	2	2	1,67	83,33
5 - not recognizable	(f)	2	1	2	1,67	83,33

[A]: »inflow: 2-identifiable, outflow: 5-not identifiable«

[B]: »vielleicht auch nur dort Wirbel, wo Fluss sehr [sic!] langsam«

[C]: »Ebene nicht ganz korrekt«

Gesamtbewertung (Durchschnitt aller Fragen) pro Aneurysmafall

(a) 53,33% (b) 71,67% (c) 91,67% (d) 68,33% (e) 88,33% (f) 70,00%

Tabelle 4.3: Zusätzliche Kommentare der befragten Fachpersonen B1, B2 und B3 bei dem Interview mittels Fragebogen (Tabelle 4.2)

B1	zu (b)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ »möglicherweise stimmt hier die Rekonstruktion nicht mit der tatsächlichen Anatomie überein → prüfen.« ▪ »Clip planes mit guter Qualität, Pathlines eingeschränkt« ▪ »Aneurysmaperipherie?«
	zu (d)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ »In Peripherie des Aneurysmasacks wohl keine zuverlässigen Daten«
	zu (f)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ »inkomplette Darstellung des Aneurysmas« ▪ »auch in DSA sehr langsamer Fluss in weiten Teilen des Aneurysmasacks → Korrelation mit (zeitlich hochaufgel.) DSA 2D«
B2	zu (d)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ »mehrere Ausflusszonen mit verschiedenen Ausflussmengen und unterschiedlichen Geschwindigkeiten erkennbar«
B3	zu (a)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ »use another [<i>sic!</i>] colour scale, perception-based colour scales, e.g. magenta, temperature scale.«
	zu (d)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ »Concentrated inflow jet and small impingement zone are considered indicators of increased rupture risk → see Cebral (2011) [Cebral et al. [33]] for related work«

4.2.7 Quantitative Analyse

Die in Abschnitt 3.3.2 beschriebene AES wurde auch hier für die sechs Aneurysma-Datensätze berechnet. Wie beschrieben eignet sich dieses Maß für vergleichende Gegenüberstellungen mehrerer sehr ähnlicher Messungen, am besten mit nahezu identischen Messparametern und von Messungen derselben Körperbereiche und derselben Patienten. Bei den Aneurysma-Messungen sind die Messprotokolle nicht identisch, auch die Lage der Aneurysmen ist nicht identisch, so dass sich die dargestellten anatomischen Strukturen unterscheiden, zumal es sich nicht um dieselben Patienten handelt. Dennoch kann die Berechnung der AES zumindest einen Hinweis auf die Stärke der Bewegungsartefakte geben. Tabelle 4.4 gibt die berechneten durchschnittlichen AES-Werte für jeden der Datensätze an. Es fällt auf, dass für Fall (c) die höchsten Werte ermittelt wurden, was mit den Ergebnissen der Experten-Befragung in Tabelle 4.2 korreliert. Dies deutet darauf hin, dass auch bei den Aneurysma-Messungen Bewegung einen nicht unwesentlichen Beitrag zur Qualitätsminderung geleistet hat.

Tabelle 4.4: Die berechnete mittlere Kantenstärke (average edge strength) (AES) zu den Magnitudenbildern der PC-MRI Messungen der sechs in Tabelle 4.1 beschriebenen Aneurysmen, gemittelt über alle Magnitudenbilder (alle Schichten und Zeitpunkte) eines Datensatzes.

	(a)	(b)	(c)	(d)	(e)	(f)
AES	0,006146	0,006015	0,008121	0,007048	0,006768	0,006106
Anzahl Magnitudenbilder	720	504	432	440	576	704

5

Prospektiv bewegungskorrigierte in-vivo Phasenkontrastbildgebung bei 7 Tesla

Die Ergebnisse der in diesem Kapitel vorgestellten Arbeiten sind bisher nicht in Journalveröffentlichungen erschienen. Vorläufige Ergebnisse der in-vivo-Messungen wurden in einem Konferenzbeitrag und in Vorträgen vorgestellt [194].

Dieses Kapitel widmet sich der Kombination der in den letzten beiden Kapiteln vorgestellten Techniken der prospektiven Bewegungskorrektur und der Phasenkontrastbildgebung bei 7 T. Zunächst wird die Auswirkung von Bewegung auf den Phasenteil des Signals am synthetischen Phantom untersucht. Dazu wird simulierte Bewegung auf synthetische k -Raum Modelle angewendet und der Einfluss der k -Raum Störungen auf die Flussdaten untersucht. Die daraus abgeleiteten Erkenntnisse werden anschließend bei der Analyse der in-vivo-Daten von fünf Versuchspersonen überprüft.

5.1 k -Raum Simulation

5.1.1 Synthetische Phantome

Um die Auswirkungen von Bewegung auf den Phasenteil des Signals zu untersuchen und so eine Abschätzung der zu erwartenden Effekte zu erhalten, wurde zunächst eine Simulation an einem synthetischen Modell durchgeführt. Hierbei wurde nur der through-plane-Fluss berücksichtigt. Dazu wurden zwei synthetische Phantome entworfen. In beiden Fällen handelte es sich um ein zweidimensionales Phantom (eine Schicht), wobei sowohl ein Magnitudenbild, als auch ein dazu passendes Phasenbild angefertigt wurde. Bei der ersten Untersuchung stand die Auswirkung verschieden stark ausgeprägter Bewegung im Verhältnis zur Größe von Strukturen des Phantoms im Vordergrund. Hierzu wurden in einer Scheibe statischen Gewebes (Durchmesser 175 px) zehn Bereiche angelegt, welche im Phasenbild über den gesamten Querschnitt konstante Flusswerte aufweisen (Pfropfenströmung (engl. plug flow)). Dabei unterschied sich die Größe der

durchströmten Bereiche, sowie ihre Flussrichtung. Jeweils zwei Bereiche wurden gleich groß (32 px, 16 px, 8 px, 6 px und 4 px) angelegt, jedoch in entgegengesetzter Richtung durchströmt. Das Phasenbild des synthetischen Phantoms ist in Abbildung 5.1 dargestellt. Das zweite synthetische Phantome beinhaltet drei Bereiche unterschiedlicher Größe (48 px, 16 px und 8 px), in denen Strömungen mit parabolischem Profil simuliert wurden. Diese diagonal angeordneten Bereiche wiesen die gleichen Spitzengeschwindigkeiten auf. Hier wurde besonderes Augenmerk auf die Auswirkung der Bewegungssimulation und auf die Eigenschaften des Profils gelegt und insbesondere die Breite des Profils und die Peak-Geschwindigkeiten betrachtet.

Der Hintergrund, welcher in den Magnitudendaten signalfrei gestaltet wurde, war in den Phasendaten mit gleichverteiltem Rauschen gefüllt. Sowohl Magnituden als auch Phasenbilder wurden mit gleichverteiltem Rauschen (5 %) überlagert. Das Ergebnisbild soll die Größe 256 px \times 256 px haben. Um zu vermeiden, dass durch Drehungen und Translationen Bereiche ohne zugeordnete Werte entstehen, wurden die Bilder an allen Rändern auf 300 px \times 300 px erweitert und diese Bereiche mit dem beschriebenen Hintergrund gefüllt.

5.1.2 Berechnung der k -Raum Simulationen

Bei der Simulation werden einige vereinfachende Annahmen getroffen. So handelt es sich um eine einzelne 2D ohne zeitliche Auflösung. Die Subtraktion zur Bildung der Phasendifferenz (siehe Abschnitt 2.2) wird nicht simuliert. Die Bewegungsparameter (Intervall für die Zufallszahlen für Rotation und Translation) sind für alle k -Raum-Zeilen identisch. Andere Bewegungsausprägungen, beispielsweise eine plötzliche Starke Änderung in der Mitte des k -Raumes oder eine langsame gleichförmige Drift, würden zu anders ausgeprägten Artefakten führen. Hier wird ein Vergleich von gleichverteilten Zufallsbewegungen unterschiedlicher Stärke angestrebt, die zu stark ausgeprägten und gut vergleichbaren Artefakten führen. Es werden mehrere Strukturen gemeinsam betrachtet, deren Artefakte sich gegenseitig beeinflussen. Dies entspricht eher den Gegebenheiten einer in-vivo Messung und ist auch so beabsichtigt. Obwohl die Simulationsergebnisse auch von der Struktur des verwendeten synthetischen Phantoms abhängen, lassen sich aus dieser Gesamtbetrachtung mehrerer Strukturen eher allgemeine Aussagen ableiten als aus der Einzelbetrachtung der Strukturen. Die Profile wurden bei der Gestaltung so diagonal in dem Bild verteilt angeordnet, dass die in Phasenkodierrichtung auftretenden Artefakte jeweils keine der anderen beiden Struktur berühren. Es wird ausschließlich in-plane-Bewegung und nur die Effekte der k -Raum-Inkonsistenzen simuliert. Effekte durch eine gestörte Spin-Historie u.ä. (siehe Abschnitt 2.3.2) werden nicht berücksichtigt. Die Simulation der Bewegung erfolgte mittels Matlab Script (Matlab R2021a, The MathWorks, Natick, MA, USA). Für die erste Untersuchung der Auswirkung in Abhängigkeit von der Strukturgröße werden fünf Datensätze mit unterschiedlich starker simulierter Bewegung berechnet. Die Bewegung liegt in den Intervallen $\pm 0,5$ px; $\pm 1,0$ px; $\pm 1,5$ px; $\pm 2,0$ px und $2,5$ px x/y -Translation und $\pm 0,5^\circ$; $\pm 1,0^\circ$; $\pm 1,5^\circ$; $\pm 2,0^\circ$ und $2,5^\circ$ Rotation. Bei der Untersuchung der Auswirkung auf die Flussprofile werden nur die drei Bewegungsstärken $\pm 0,5$ px/ $^\circ$; $\pm 1,5$ px/ $^\circ$ und $\pm 2,5$ px/ $^\circ$ x/y -Translation / Rotation simuliert. Für jede k -Raum-Zeile werden drei Zufallszahlen für x -Translation, y -Translation und Rotation unabhängig voneinander in dem angegebenen Intervall bestimmt. In einer Schleife über die Zeilenanzahl N werden für jede Zeile n die folgenden Schritte ausgeführt:

- Die originalen Magnituden- und Phasenbilder werden um dieselben zufälligen Werte im festgelegten Intervall verschoben und rotiert.
- Die Bilder werden an allen Rändern gleichmäßig auf 256 px \times 256 px beschnitten

- Die zugeschnittenen Magnituden und Phasen werden zu einem komplexen Datensatz kombiniert, indem die modifizierten Magnituden mit der Exponentialfunktion der modifizierten Phasen multipliziert werden.
- Das komplexe Bild wird mittels 2D-Fourier-Transformation in den k -Raum überführt (siehe Gleichung 2.13).
- Aus diesem k -Raum wird die n -te Linie kopiert und an derselben Stelle in der Ergebnismatrix E gespeichert

Die Ergebnismatrix E wird mittels inverser 2D-Fourier-Transformation wieder in den Bildraum überführt (vergleiche Gleichung 2.14). Die mit Artefakten behafteten Magnituden werden als absolute Werte daraus berechnet. Entsprechend ergeben sich die Phasen aus den Winkeln der komplexen Matrix (vergleiche Gleichung 2.15).

5.1.3 Ergebnisse der k -Raum Simulationen

Betrachtung der Effekte abhängig von der Strukturgröße Abbildung 5.1 zeigt die Ergebnisse der Bewegungssimulation mit den unterschiedlich stark ausgeprägten Bewegungen. Die Zeilenplots zeigen die in den Bildern markierten Querschnitte, sowohl in positive als auch in negative Strömungsrichtung. Tabelle 5.1 zeigt den durchschnittlichen Phasenwinkel für jeden der zehn Bereiche im Originalbild und die Änderungen abhängig von der Bewegungsstärke im selben Bereich (die selben Pixel) des Ergebnisbildes. Diese Durchschnittswerte sind auch in Abbildung 5.1b dargestellt. Die Ergebnisse zeigen die bereits beschriebenen Effekte wie Blurring und verwaschene Doppelungen von Strukturen. Das Blurring bewirkt zum einen, dass sich die Plateaus in den Zeilenplots (Abbildung 5.1a) an den Rändern verbreitert und weniger abrupt abfallend darstellen. Zum anderen werden vornehmlich in den kleineren Regionen die Peakgeschwindigkeiten reduziert. In den großen Regionen kommt es artefaktbedingt zu einer lokal ausgeprägten Erhöhung der Phasenwinkel. Sind die ursprünglichen Werte nahe am festgelegten v_{enc} , so könnte es auch passieren, dass der Phasenumlauf $[-\pi, +\pi]$ überschritten wird und Phasensprünge auftreten, die ohne Bewegung nicht vorhanden wären (siehe Abschnitt 2.2.4).

Mit wenigen Ausreißern korreliert diese Spitzengeschwindigkeitsminderung gut mit der Stärke der simulierten Bewegung. Die Beeinträchtigungen der Durchschnittswerte nimmt mit der Stärke der Bewegung zu und mit der Größe der Struktur ab. Es lassen sich auch weniger erwartbare Effekte beobachten, wie die Ausbildung von Doppelstrukturen in den Phasenbildern, welche teilweise eine zur eigentlichen Struktur umgekehrte Strömungsrichtung ausweisen. Diese scheinen aus Überlagerungen mehrerer Geister auch aus der Struktur in der gegenüberliegenden Reihe zu entstehen. Auch sehr verformte oder verschobene Strukturen sind erkennbar.

Tabelle 5.1 zeigt, dass die durchschnittlichen Geschwindigkeiten mit zunehmender Stärke der simulierten Bewegung abnehmen, was die Beobachtungen aus den Zeilenprofilen bestätigt. Auch in dieser Auswertung ist eine deutliche Korrelation zwischen Stärke der Bewegung, Größe der Struktur und Abweichung von den originalen Phasenwinkeln ersichtlich. Im Extremfall, bei einer der beiden kleinsten Strukturen und der stärksten Bewegung, ist ein Rückgang der Durchschnittsgeschwindigkeit auf unter 20 % der originalen Phasenwinkel festzustellen.

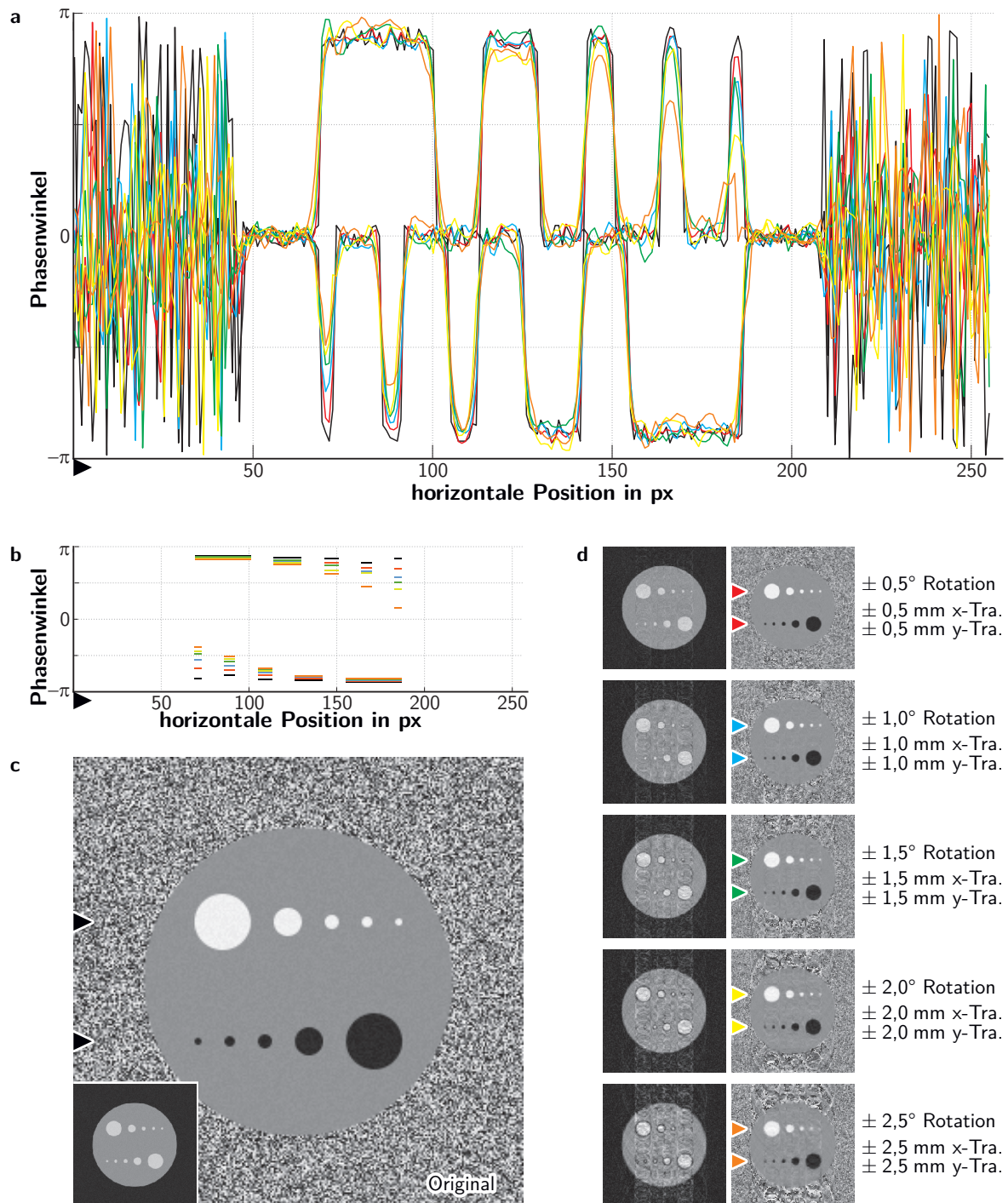












Abbildung 5.1: Oben (a) sind die in den Phasen-Bildern eingezeichneten Zeilen (farbige Pfeile) als Zeilenplots dargestellt. Die Pfeile \blacktriangleright im Bild (c und d) und auf der x -Achse kennzeichnen Beginn und Richtung der Plots. In der Mitte (b) links sind die durchschnittlichen Phasenwerte über die gesamte 2D-Fläche des jeweiligen Bereichs angegeben. Im Intervall $[0, \pi]$ sind die Durchschnittswerte der hellen Kreise der oberen Reihe des Phantoms dargestellt, in dem Intervall $[0, -\pi]$ die dunklen Kreise der unteren Reihe. Siehe hierzu auch Tabelle 5.1. Neben den durch Bewegungsartefakte beeinträchtigten Daten unten rechts (d) sind die jeweiligen Intervalle angegeben, aus denen für jede k -Raum-Zeile zufällig gleichverteilt eine Bewegung erzeugt wurde.

Tabelle 5.1: Vom Ausmaß der simulierten Zufallsbewegung abhängige Abweichung von den durchschnittlichen originalen Phasenwinkeln in den zehn Bereichen verschiedener Größe und unterschiedlicher Flussrichtung. Siehe dazu auch Abbildung 5.1.

Bereich	Struktur \varnothing	original Phasenwinkel	Ausmaß der Zufallsbewegung <i>x</i> - / <i>y</i> -Translation und Rotation				
			$\pm 0,5$ px $\pm 0,5^\circ$	$\pm 1,0$ px $\pm 1,0^\circ$	$\pm 1,5$ px $\pm 1,5^\circ$	$\pm 2,0$ px $\pm 2,0^\circ$	$\pm 2,5$ px $\pm 2,5^\circ$
			Abweichung von original Phasenwinkel				
	32 px	2,74	98,09 %	96,98 %	98,64 %	96,40 %	95,01 %
	16 px	2,66	96,79 %	95,03 %	96,12 %	92,15 %	89,31 %
	8 px	2,62	92,85 %	88,93 %	88,45 %	80,52 %	74,47 %
	6 px	2,46	90,58 %	84,29 %	80,82 %	81,45 %	57,35 %
	4 px	2,62	83,11 %	69,77 %	60,72 %	49,81 %	18,74 %
	32 px	-2,72	98,15 %	97,10 %	96,26 %	94,80 %	94,48 %
	16 px	-2,64	97,20 %	95,25 %	92,79 %	93,12 %	93,54 %
	8 px	-2,62	93,44 %	87,99 %	83,32 %	85,68 %	80,79 %
	6 px	-2,41	91,02 %	83,53 %	76,44 %	70,88 %	66,98 %
	4 px	-2,58	83,21 %	68,81 %	57,78 %	53,39 %	46,60 %

Auswirkung der Bewegung auf das Strömungsprofil. Bei der Untersuchung der Auswirkung von verschieden stark ausgeprägter Bewegung auf Strukturen unterschiedlicher Größe im vorherigen Abschnitt ist von konstanten Flusswerten im Querschnitt (Pfropfenströmung (engl. plug flow)) ausgegangen worden. Tatsächlich ist bei laminarem Blutfluss die Annahme eines parabolischen Profils realistischer [105, 220], wenn man Störungen des laminaren Flusses wie Turbulenzen, verursacht z.B. durch Stenosen, außer Acht lässt. Bei einer laminaren Strömung in einem kreisrunden Gefäß mit parabolischem und rotationssymmetrischem Profil ist die Geschwindigkeit in der Mitte des Gefäßes am größten und nimmt zu den Rändern hin parabelförmig ab. Interessant ist daher neben der Betrachtung der Veränderung des Profils auch die Untersuchung der Maximalgeschwindigkeiten im Querschnitt. Bei der Analyse der Ergebnisse in Abbildung 5.2 fällt auf, dass die Auswirkungen der Bewegung auf das Profil wieder bei der kleinsten Struktur am stärksten ausgeprägt ist. Hier sinken die Maximalgeschwindigkeiten bei der stärksten Bewegungsausprägung nahezu auf die Hälfte, die Durchschnittsgeschwindigkeit sinkt auf 83,60 % (siehe Tabelle 5.2). Allgemein wird das Profil an den Rändern breiter, so dass die kleinen Werte der Randbereiche vergrößert werden. So ist zu beobachten, dass die Durchschnittsgeschwindigkeit des größten Profils bei kleinen Bewegungen sogar ansteigt, da der Effekt des verbreiterten Profils hier gegenüber der verringerten Maximalgeschwindigkeit überwiegt. Schön zu erkennen ist, wie die Artefakte das gesamte Bild in Phasenkodierrichtung beeinflussen und nicht lokal begrenzt bleiben. Dies zeigt sich z.B. in Abbildung 5.2 in Profil 3 / horizontal. Hier kennzeichnet der gelbe Pfeil ein Artefakt im statischen Bereich, welches von der größten Struktur nach unten in den Zeilenplot eingetragen wurde (besonders gut zu erkennen bei der orangenen Kurve, welche die Simulationsergebnisse bei der stärksten Bewegung wieder gibt). In den Phasendaten führen diese in Phasenkodierrichtung über das Bild verteilten Artefakte auch zu Bereichen, in denen die Flussrichtung im Vergleich zur Originalstruktur umgekehrt zu sein scheint (hier dunkler statt hell) und die wie Schatten der eigentlichen Strukturen wirken (gut zu erkennen beispielsweise über Profil 3 in den Bildern mit $\pm 1,5$ px/ $^\circ$ und $\pm 2,5$ px/ $^\circ$ *x/y*-Translation / Rotation).

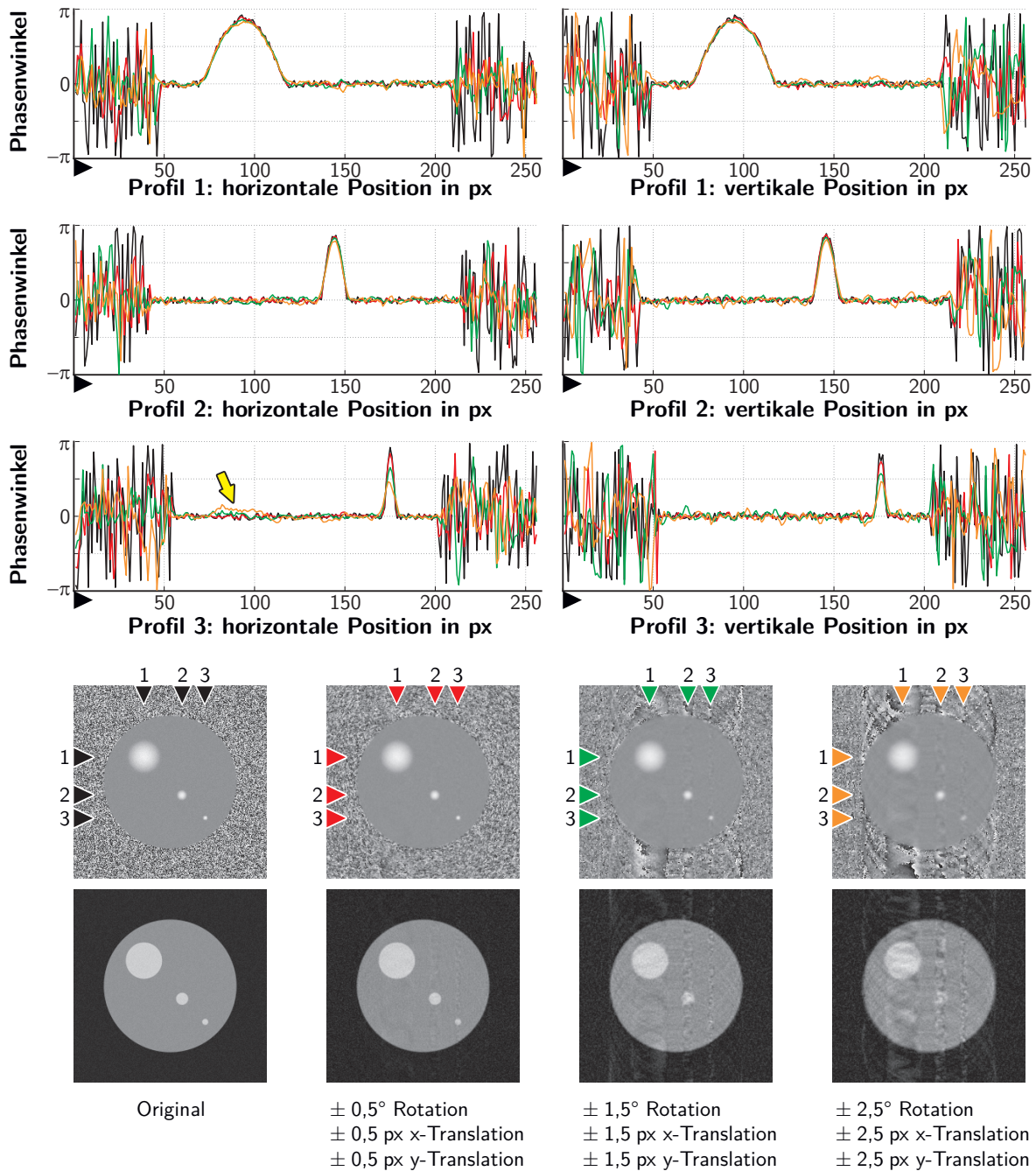








Abbildung 5.2: Oben sind die in den Phasen-Bildern eingezeichneten Zeilen als Zeilenplots dargestellt. Die Pfeile ► im Bild und auf der x -Achse kennzeichnen Beginn und Richtung der Plots. Die Diagramme auf der linken Seite geben die horizontal gekennzeichneten Zeilenplots wieder, die auf der rechten Seite die vertikalen. Unter den durch Bewegungsartefakte beeinträchtigten simulierten Daten unten rechts sind die jeweiligen Intervalle angegeben, aus denen für jede k -Raum-Zeile zufällig eine Bewegung erzeugt wurde. Der gelbe Pfeil in Profil 3 / horizontal kennzeichnet ein Artefakt, welches von der größten Struktur nach unten in den Zeilenplot eingetragen wurde.

Tabelle 5.2: Abweichung von den maximalen original Phasenwinkeln (»Peak-Geschwindigkeit«) und den durchschnittlichen Geschwindigkeiten über den gesamten Querschnitt in den drei Flussprofilen verschiedener Größe bei simulierten Zufallsbewegungen unterschiedlicher Stärke. Siehe dazu auch Abbildung 5.2.

Bereich	Struktur \varnothing	original Phasenwinkel	Ausmaß der Zufallsbewegung x- / y-Translation und Rotation		
			$\pm 0,5$ px $\pm 0,5^\circ$	$\pm 1,5$ px $\pm 1,5^\circ$	$\pm 2,5$ px $\pm 2,5^\circ$
			Abweichung von original Phasenwinkel		
Maximalwert					
	48 px	2,90	97,45 %	93,19 %	92,34 %
	16 px	2,80	98,24 %	93,83 %	91,19 %
	8 px	2,90	90,64 %	71,06 %	50,64 %
Durchschnitt					
	48 px	1,25	100,88 %	97,16 %	101,25 %
	16 px	1,24	100,19 %	96,86 %	97,49 %
	8 px	1,35	95,43 %	87,64 %	83,60 %

Zusammenfassende Beurteilung der *k*-Raum-Simulationen Auch wenn bei qualitativer Betrachtung die Strukturen in den Magnituden-Daten stärker beeinträchtigt scheinen, wo Strukturen nahezu verschwinden, während sie in den Phasendaten noch sichtbar sind, so zeigt die quantitative Analyse, dass auch die Phasendaten stark durch Bewegungsartefakte verfälscht werden können und von einer Korrektur derselben profitieren könnten. Eine Korrektur der Magnituden- und Phasendaten würde nicht nur helfen, genauere und weniger fehlerbehaftete Daten über die Strömungsverhältnisse zu erhalten, auch Fehler in der Berechnung einer MRA aus den PC-MRI-Daten und einer anschließenden Segmentierung könnten verringert oder verhindert werden. Die effektive Auflösung der Daten würde sich erhöhen und kleine Strukturen wären darstellbar. Auch wenn einige teils tiefgreifende Vereinfachungen in den Simulationen getroffen wurden, ist davon auszugehen, dass die Effekte der Bewegung in tatsächlichen PC-MRI noch stärker zutage treten würden, da sie beispielsweise bei der Subtraktion zur Bildung der Phasendifferenz noch verstärkt würden. Zwar sind die sehr starken Bewegungen von $\pm 2,5$ px/ $^\circ$ x/y-Translation / Rotation bei neurowissenschaftlichen Messungen mit kooperativen Probanden nicht zu erwarten, aber wie Abbildung 3.8 und die Tabellen 3.7 und 3.8 zeigt, sind auch hier Bewegungen von $\pm 1,5$ px/ $^\circ$ x/y-Translation / Rotation keine Seltenheit, und auch hier sind besonders bei kleinen Strukturen starke Beeinträchtigungen der Ergebnisse zu erwarten.

5.2 in-vivo PC-MRI mit PMC

5.2.1 Studienbeschreibung

Um den Nutzen der PMC in der 4D PC-MRI in-vivo Anwendung zu evaluieren, wurden zwei Studien durchgeführt. In der ersten Studie mit vier Probanden wurde der Nutzen der PMC untersucht, wenn die Probanden gebeten wurden, möglichst ruhig zu liegen, so dass nur unwillkürliche Bewegungen, wie Atmung, Herzschlag und Muskelentspannung, die Bildqualität beeinflussen. In der zweiten Studie mit nur einer Versuchsperson wurde diese aufgefordert, während der Messung absichtliche Bewegungen auszuführen. Damit sollte überprüft werden, inwieweit die PMC in der Lage ist, auch stärkere Bewegungen zu korrigieren, um einen möglichen Nutzen abzuschätzen und die Auswirkungen der Bewegung bzw. deren Korrektur auf die Daten zu bewerten. Für beide Studien waren vorbereitende Arbeiten, zum Teil auch mit den Versuchspersonen, notwendig. Vorab wurden die Versuchspersonen gebeten, einen Fragebogen auszufüllen, um Informationen über Vorerkrankungen, Operationen, abgeschlossene und laufende zahnmedizinische oder kieferorthopädische Behandlungen, Zahnstatus und Zahnersatz, Allergien oder Beschwerden im Hals-Nasen-Ohren (HNO)-Bereich zu erhalten, welche unter Umständen zu einem Ausschluss aus der Studie führen könnten. Diese Korrespondenz verlief zunächst telefonisch und per e-mail. Für die Anfertigung der Aufbissschiene (siehe Abschnitt 3.1.2 und Abbildung 3.2b) und die Durchführung der Messungen jeweils mit und ohne PMC mussten dann in der Regel vier Termine pro Person vereinbart werden:

1. **Abdrucknahme** der oberen Zahnreihe. Zuvor zahnärztliche Begutachtung des Zahnstatus zur Feststellung von Vorschädigungen. Anfertigung der Aufbissschiene nach diesem Abdruck in der Universitätsklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der OVGU (ca. 30 min). Die Anfertigung dauert wenige Tage.
2. **Prüfung und Anpassung** der Aufbissschiene am Probanden um einen perfekten Sitz im Oberkiefer zu gewährleisten. (ca. 30 min)
3. **erste PC-MRI Messung** (ca.90 min) und
4. **zweite PC-MRI Messung** (ca.90 min) mit oder ohne PMC. In welcher der beiden Messungen PMC eingeschaltet ist und in welcher PMC deaktiviert ist, wurde zufällig festgelegt und dem Probanden nicht mitgeteilt.

Nur bei der Messung mit intentionaler starker Bewegung konnten die Messungen mit PMC und ohne PMC an demselben Termin stattfinden. Dazu wurde die Messzeit durch Reduktion der zeitlichen Auflösung reduziert. Für zwei Versuchspersonen wurde bereits für vorherige Studien eine Aufbissschiene angefertigt, so dass die Termine zur Abdrucknahme hier entfallen konnten. Vor Beginn der Studien erfolgte die Implementierung der PMC Funktionalität mit Hilfe der libXPACE in der PC-MRI Sequenz wie in Abschnitt 3.1.1 beschrieben, sowie anschließend einige Tests an Phantomen. Aufgrund des speziellen Sequenzschemas mit EKG-Triggerung musste die Bildrate der Kamera reduziert werden. Die Sequenz pausiert nach vollständiger Abarbeitung aller Sequenzkomponenten eines Herzschlages und wartet auf das nächste Triggersignal. In dieser Zeit kann der Puffer, in dem die eintreffenden Positionsdaten gespeichert sind, nicht gelesen und geleert werden. Bei hohen Bildraten besteht dann die Gefahr, dass der Puffer überläuft und die Sequenz abbricht, wenn der nächste Herzschlag verspätet signalisiert oder vom EasyACT-Gerät nicht erkannt wird. Zwar erhöht die reduzierte Bildrate die Latenz des Systems und verringert die Korrekturleistung bei sehr schnellen Bewegungen, jedoch werden solche Bewegungen bei

den durchgeführten Messungen nicht erwartet.

Alle Messungen wurden von der lokalen Ethikkommission der OVGU genehmigt und nach den Vorgaben der Deklaration von Helsinki durchgeführt. Vor den Scans wurden von den Testpersonen schriftliche Einverständniserklärungen eingeholt. Die Flussdaten wurden mit der in Abschnitt 2.2 beschriebenen 4D PC-MRI Sequenz aufgenommen. Alle Scans wurden in einem 7 T Magnetom (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland) Ganzkörper-MRT-System unter Verwendung einer 32-Kanal-Kopfspule (Nova Medical, Wilmington, MA, USA) durchgeführt. Um eine mit dem Herzschlag synchronisierte Messung wie in Abschnitt 2.2.3 beschrieben zu ermöglichen, wird das bereits in Abschnitt 4.2.2 beschriebene EasyACT-Gerät (EasyACT, MRI.tools, Deutschland, [58–60]) verwendet. Dazu wird der Trichter mit der Membran zur Ableitung der Herztöne vor der Messung an der Brust des Probanden befestigt. Das vom EasyACT ausgegebene TTL-Signal wird von der Scannerhardware ausgewertet und zur Synchronisation der Messung verwendet. Zur Kontrolle wurde zusätzlich der zur Scannerausstattung gehörende Fingerpulssensor verwendet.

Zu Beginn jeder Messung wurde die Kreuzkalibrierung über den in der Pipeline aus Abschnitt 3.1.2 beschriebenen Weg per Referenzmarker wieder hergestellt. Um die Wartezeiten der Versuchsperson zu verkürzen, wurde dies bereits kurz vor deren Ankunft durchgeführt.

Korrektur nicht intentionaler Bewegungen In dieser Studie soll das Potenzial der PMC untersucht werden, wenn die Versuchspersonen angewiesen werden, sich nicht zu bewegen, und die auftretenden Bewegungsartefakte ausschließlich durch unwillkürliche Bewegungen, wie z.B. langsames Driften durch Muskelentspannung, und unwillkürliche Bewegungen, wie z.B. Herzschlag und Atmung, verursacht werden. Um die Beweglichkeit in der Kopfspule zu minimieren und den Komfort für die Versuchspersonen zu erhöhen, wurden Kissen als Lagerungshilfe zwischen Kopf und Spule platziert. Die Teilnehmenden wurden angewiesen, sich während der Messung nicht zu bewegen und so ruhig wie möglich liegen zu bleiben.

An zwei Terminen wurden 4D PC-MRI Messungen durchgeführt, einmal mit PMC und einmal ohne PMC. Die anderen Parameter wurden so weit wie möglich konstant gehalten. Unterschiede in der Messzeit ergaben sich durch unterschiedliche Pulsfrequenzen. Diese beeinflussen das Sequenztiming zum einen direkt über die EKG-Triggerung, zum anderen indirekt, wenn die Herzfrequenz dauerhaft höher ist als erwartet und es dadurch vermehrt zu Reject-Ereignissen kommt, weil das Sequenztiming nicht mit der Herzfrequenz harmoniert (siehe Abschnitt 2.2.3). Die Probanden wurden nicht darüber informiert, ob die bevorstehende Messung mit oder ohne PMC stattfinden würde. Insbesondere trugen sie bei jeder Messung die Aufbissschiene, auch wenn diese aufgrund der ausgeschalteten PMC nicht benötigt wurde. Die Messparameter sind in Tabelle 5.3 (VP1-4) angegeben.

Korrektur intentionaler starker Bewegungen Zum Nachweis der Funktionalität wurde eine in-vivo Messung mit einem erfahrenen Probanden (VP5) durchgeführt, der während der Messung den Kopf ungefähr alle 10 s bewegen sollte. Dabei wurden über die gesamte Messzeit hinweg langsame Bewegungen im Bereich von ca. 8 bis 12 mm, hauptsächlich in der x - y -Ebene des Scanner-Koordinatensystems, ausgeführt. Die Diagramme in Abbildung 5.6 zeigen die aufgezeichneten Bewegungen.

Es wurden dazu zwei PC-MRI Messungen durchgeführt, einmal mit und einmal ohne PMC. Die Messparameter sind in Tabelle 5.3 (VP5) angegeben.

5.2.2 Qualitative Beurteilung der Ergebnisse der in-vivo-Messungen

Die Ergebnisse der Vergleichsmessungen ohne intentionale Bewegung zeigen ein differenziertes Bild. Bei VP2 und VP4 sind die Bewegungen und die dadurch verursachten Artefakte minimal, und bei qualitativer Betrachtung sind keine Qualitätsunterschiede feststellbar. In beiden Fällen liegen die Bewegungsausmaße in derselben Größenordnung, jeweils mit stärkerer Ausprägung in der z -Translation. Sowohl bei VP1 als auch bei VP4 waren diese Bewegungen bei den Messungen mit Korrektur etwas ausgeprägter. Die statistischen Parameter der aufgezeichneten Bewegungen der Messungen können Tabelle 5.4 entnommen werden. Bei VP2 und VP3 (Abbildungen 5.3 und 5.4) zeigen besonders die Magnitudendaten deutliche Unterschiede zwischen den unkorrigierten und den korrigierten Daten. Gefäße sind in den korrigierten Magnitudendaten signalreicher und schärfer begrenzt, Doppelungen sind nicht sichtbar. Die Stärke der Bewegung ist nach frontal stärker als nach okzipital, da die Versuchspersonen auf dem Hinterkopf aufliegen und so Rotationen um den Auflagepunkt (Gieren (yaw) um die Scanner- z -Achse) frontal stärker ausgeprägt sind. Entsprechend sind auch die Artefakte nach frontal stärker ausgeprägt. So wirkt die Fissura longitudinalis cerebri (der Inter-Hemisphären-Spalt) in den unkorrigierten Daten im frontalen Bereich verwaschen und ist weniger genau auszumachen als in den korrigierten Daten (Abbildung 5.3). Bei den Phasendaten scheinen die Unterschiede weniger stark ausgeprägt, jedoch sind auch hier bei genauer Betrachtung Artefakte erkennbar. Feinere Strukturen sind in beiden Messungen sichtbar, diese wirken aber ohne PMC weniger scharf begrenzt (Abbildung 5.4a). Auch die Abgrenzung zum starken Rauschen des signalarmen Bereichs im Hintergrund wirkt in den Daten ohne PMC verwaschen und ausgefranst. In Abbildung 5.4b sind in den Daten ohne PMC Doppelstrukturen erkennbar, in denen die Phasendaten Werte annehmen, die denen der Originalstruktur entgegengesetzt sind (hier dunkel statt hell), ähnlich wie bei den k -Raum-Simulationen der Strömungsprofile in Abschnitt 5.1.3 beschrieben. Auch hier wirken feine Strukturen wie kleine Gefäße quer zur Schichtführung in den Daten ohne PMC verschwommen und sind weniger gut differenzierbar als in den Daten mit PMC.

Bei den Vergleichsmessungen mit intentionalen Bewegungen (VP5) zeigen die Ergebnisse, dass die Bewegungskorrektur gute Ergebnisse liefert. Auch wenn bei den stark ausgeprägten Bewegungen bei sehr genauer Betrachtung noch leichte Bewegungsartefakte sichtbar sind, verbessert sich die Qualität der Messergebnisse, wie in Abbildung 5.5 zu sehen, sehr deutlich. Das Bewegungsausmaß ist bei den Messungen ohne Bewegungskorrektur ausgeprägter. Angestrebt war ein möglichst identisches Bewegungsmuster, aber bei in-vivo Messungen mit Probanden ist dies schwer zu bewerkstelligen. Auch innerhalb einer Messung, besonders in der mit PMC, ändert sich das Bewegungsmuster im zeitlichen Verlauf. Abbildung 5.6 zeigt die aufgezeichneten Bewegungen. Die Ergebnisse der Vergleichsmessungen aus Kapitel 3 zeigen stärkere Auswirkungen von Bewegung bei geringerem Bewegungsausmaß. Es kann daher davon ausgegangen werden, dass die Bewegungskorrektur zu sehr deutlichen Verbesserungen der Bildqualität geführt hat. Restartefakte sind noch zu erkennen, besonders im signalarmen Hintergrund der Magnitudendaten. In den Phasendaten der korrigierten Daten sind Blutgefäße erkennbar, welche in den unkorrigierten Daten kaum auszumachen sind. Ohne PMC wirken die Gefäße verwaschen und weniger scharf begrenzt. Zusammenhängende Kanten im frontalen Bereich sowohl der Magnitudendaten als auch der Phasendaten sind nur schwer auszumachen und die Vielzahl an Doppelungen lassen begrenzte Strukturen in einer Artefaktwolke verschwinden. Im Zentrum sind die Artefakte auch deutlich erkennbar, aber weniger stark ausgeprägt, so dass Strukturen wie der Gefäßring des COW auch in den unkorrigierten Daten erkennbar sind. Allerdings sind diese in den Magnitudendaten ohne PMC weniger signalreich und auch in den Phasendaten weniger scharf begrenzt als in den Daten mit PMC.

Tabelle 5.3: Messparameter für die in-vivo Flussmessungen mit PMC und ohne PMC für die Versuchspersonen VP1 bis VP5. Bei VP1 bis VP4 wurden die Messungen ohne und mit PMC jeweils an verschiedenen Tagen erstellt. Bei VP5 fanden beide Messungen am selben Tag statt. VP1 bis VP4 wurden in beiden Messungen angewiesen, so ruhig wie möglich zu liegen. VP5 wurde angewiesen, vorsätzliche Bewegungen auszuführen (siehe Abbildung 5.6). Die Versuchspersonen wussten nicht, welche Messung ohne PMC und welche mit PMC durchgeführt wurde. Die Unterschiede in der Messzeit sind nicht durch die Bewegungskorrektur bedingt, sondern ergeben sich durch verschiedene Herzfrequenzen und Unterschiede in der Anzahl verworfener k -Raum-Zellen.

	ohne intentionale Bewegung				mit intentionaler Bewegung	
	VP1	VP2	VP3	VP4	VP5	
PMC	aus- / eingeschaltet	aus- / eingeschaltet	aus- / eingeschaltet	aus- / eingeschaltet	aus- / eingeschaltet	
Matrix in voxel	320 × 260 × 52	320 × 260 × 52	320 × 260 × 52	320 × 260 × 52	256 × 208 × 32	
FOV in mm	205 × 166 × 34	205 × 166 × 34	205 × 166 × 34	205 × 166 × 34	205 × 166 × 25,6	
Auflösung in mm	0,64 iso	0,64 iso	0,64 iso	0,64 iso	0,8 iso	
zeitl. Aufl. in ms	54,4	54,4	54,4	54,4	104	
zeitl. Phasen	14	10	15	17	8	
k -Raum-Zellen / Phase	2	2	2	2	4	
TR in ms	6,8	6,8	6,8	6,8	6,5	
TE in ms	3,584	3,584	3,584	3,554	3,381	
Flipwinkel in °	5	5	5	5	5	
BW in Hz/px	347	347	347	347	349	
GRAPPA-Faktor	2	2	2	2	-	
γ_{enc} in cm/sec	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	
phase res %	100	100	100	100	100	
slice res %	100	100	100	100	100	
Anzahl Einzelbilder	2912	2080	3120	3536	1024	
TA ohne PMC	01:09:26	01:00:05	01:19:04	01:39:54	00:29:10	
TA mit PMC	01:05:49	00:50:03	01:08:25	01:32:15	00:29:43	

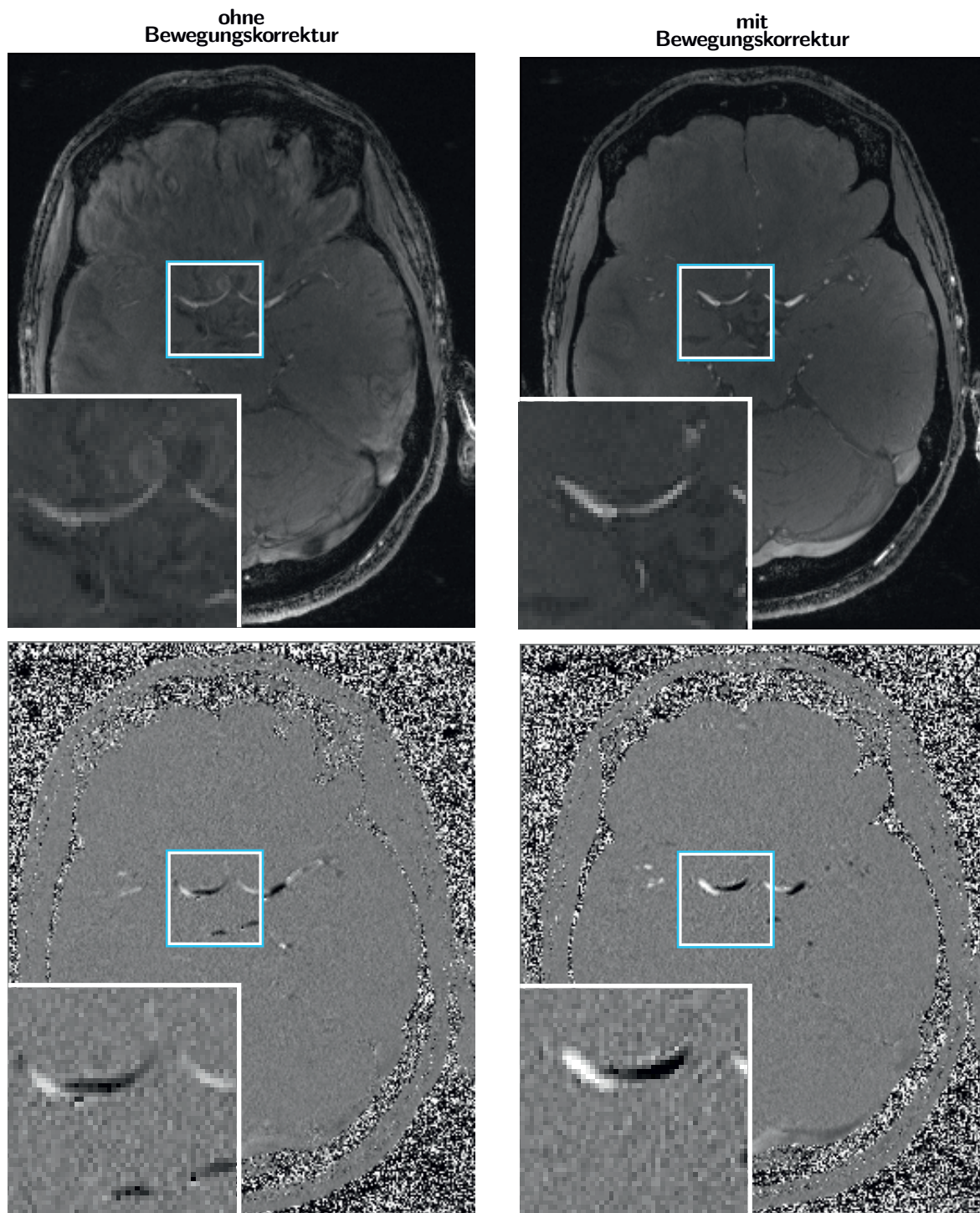
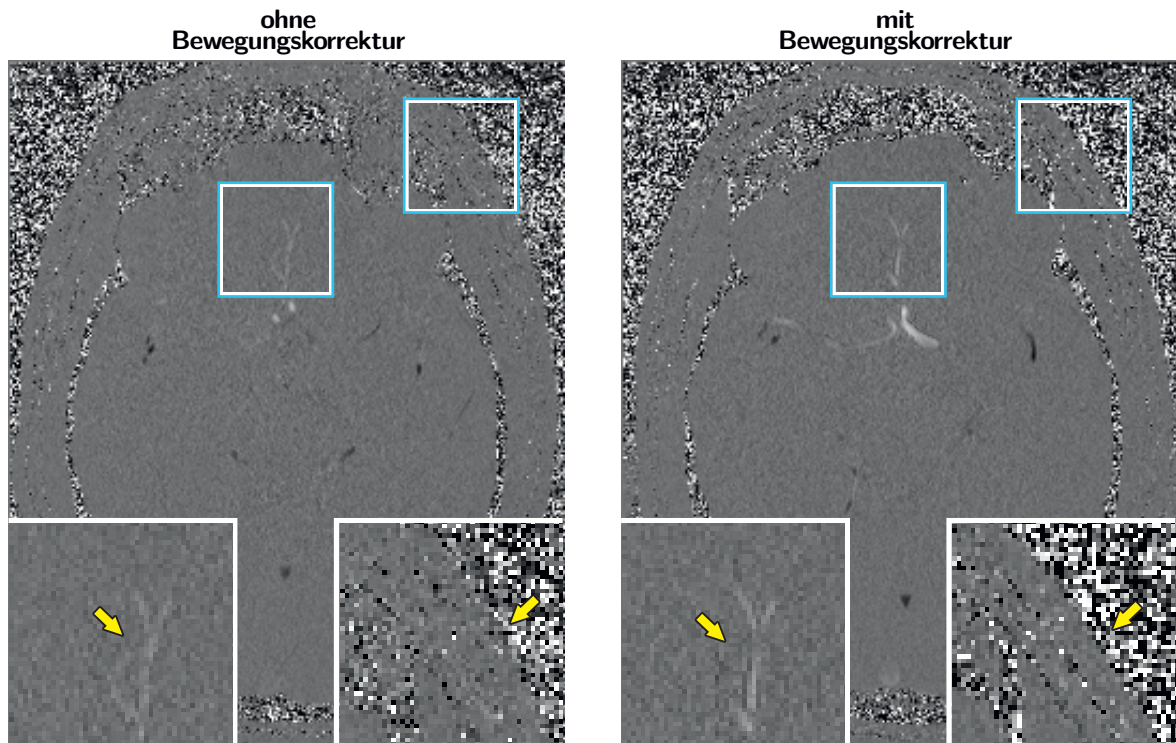
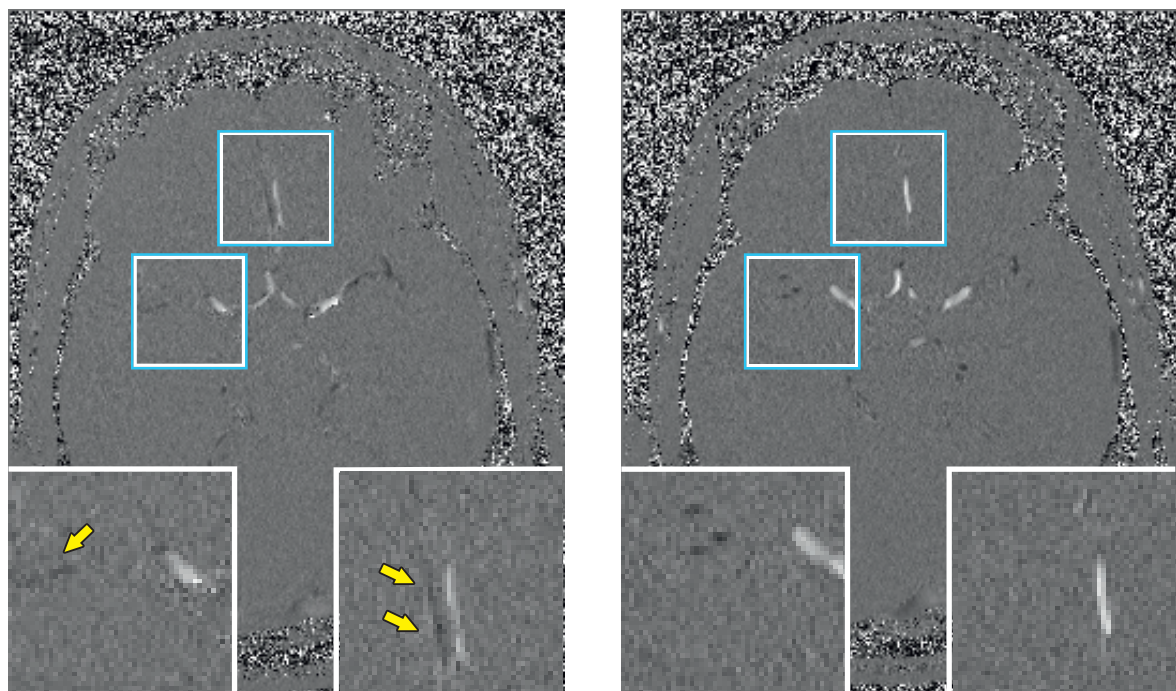


Abbildung 5.3: Magnitudendaten (oben) und Phasendaten (unten) einer Schicht zweier PC-MRI Messungen desselben Probanden (VP3). Die Messungen wurden einmal ohne PMC (links) und einmal mit PMC (rechts) aber ansonsten identischen Parametern in zwei Sitzungen an verschiedenen Tagen durchgeführt. Messparameter in Tabelle 5.3 (VP3).



a: VP2



b: VP3

Abbildung 5.4: Phasendaten mit und ohne PMC aus den Messungen mit VP2 (a) und VP3 (b) (Messparameter in Tabelle 5.3). In a sind feine Strukturen in beiden Messungen sichtbar, diese wirken aber ohne PMC weniger scharf begrenzt. Auch die Abgrenzung zum Hintergrund wirkt in den Daten ohne PMC verwaschener. In b zeigen sich in den Daten ohne PMC Doppelstrukturen, welche Fluss in umgekehrter Richtung im Vergleich zur Originalstruktur aufweisen. Feine Strukturen wie kleine Gefäße quer zur Schichtführung wirken verschwommen und sind weniger gut differenzierbar als in den Daten mit PMC.

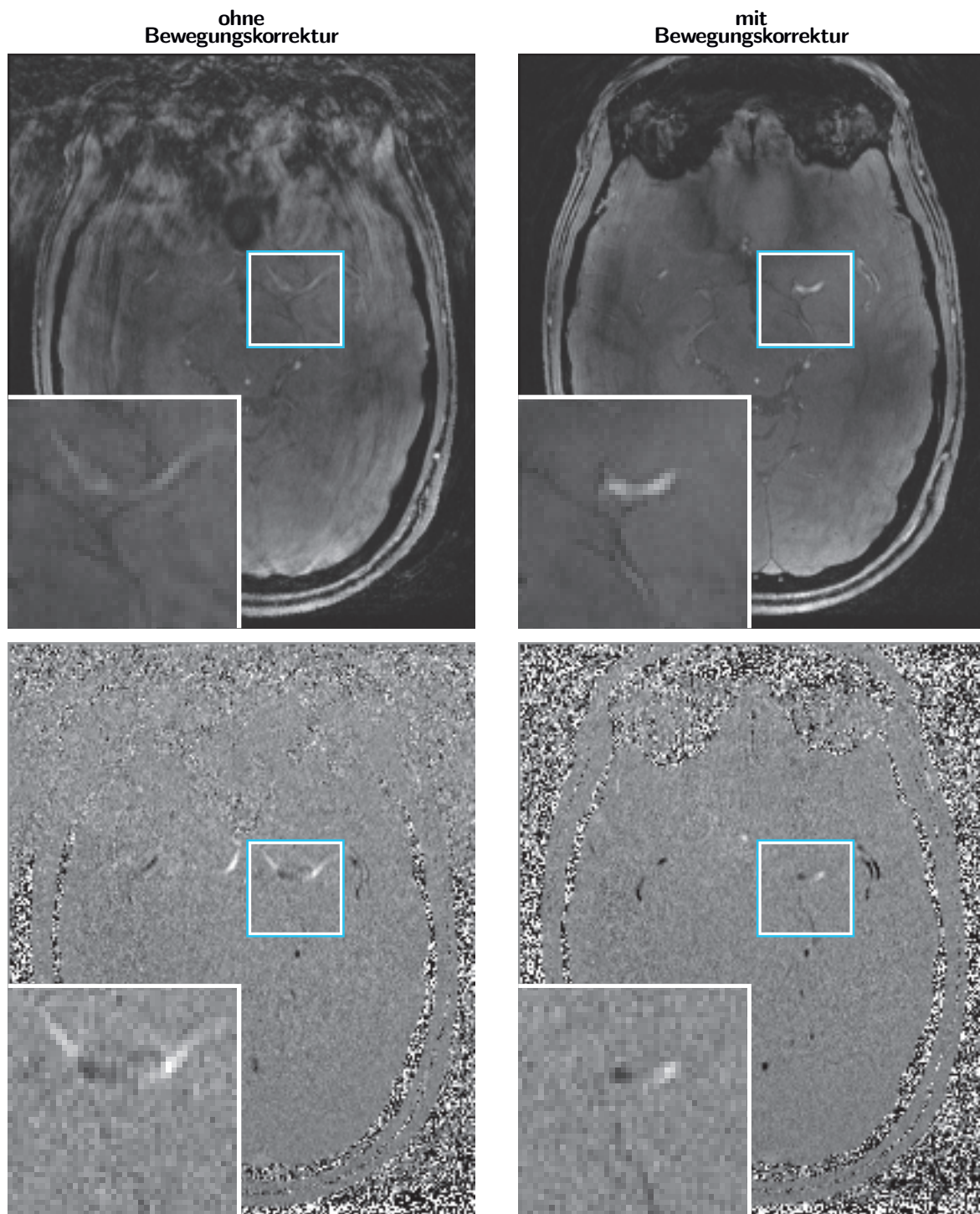


Abbildung 5.5: Magnitudendaten (oben) und Phasendaten (unten) einer Schicht zweier PC-MRI Messungen desselben Probanden (VP5). Die Messungen wurden einmal ohne PMC (links) und einmal mit PMC (rechts) aber mit ansonsten identischen Parametern durchgeführt. Der Proband führte Bewegungen von ca. 8 bis 12 mm, hauptsächlich in der x - y -Ebene des Kamera-Koordinatensystems aus. Messparameter in Tabelle 5.3 (VP5).

Tabelle 5.4: Statistische Parameter der Bewegung während der Flussmessungen mit PMC und ohne PMC für die Versuchspersonen VP1 bis VP5. Die Versuchspersonen VP1 bis VP4 wurden bei beiden Messungen angewiesen, so still wie möglich zu liegen. Die Versuchsperson VP5 wurde bei beiden Messungen angewiesen, kreisende Kopfbewegungen zu vollführen (siehe Abbildung 5.6). Die Versuchspersonen wussten nicht, welche Messung ohne PMC und welche mit PMC durchgeführt wurde. Berechnet wurden der Mittelwert, der quadratische Mittelwert ($QMW = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2}$) und die Standardabweichung.

	ohne intentionale Bewegung						mit intentionaler Bewegung					
	VP1		VP2		VP3		VP4		VP5		VP5	
	ohne PMC	mit PMC	ohne PMC	mit PMC	ohne PMC	mit PMC	ohne PMC	mit PMC	ohne PMC	mit PMC	ohne PMC	mit PMC
Mittelwert												
x-Transl. in mm	1,2452	1,0023	3,4961	0,9973	-2,5351	0,402	-0,8903	-0,4073	-1,1734	-0,2623		
y-Transl. in mm	0,6084	0,9959	1,2387	1,6001	2,2441	0,117	1,5545	2,0596	-3,2889	1,0168		
z-Transl. in mm	-1,2191	-2,0777	-1,508	-1,0019	-3,6254	-1,0275	-2,162	-3,724	2,5971	-0,7152		
x-Rot. in °	-0,2814	-0,3777	-0,7235	-0,6039	-0,9192	0,0776	-0,5836	-0,7356	1,3704	-0,6531		
y-Rot. in °	0,3109	0,2924	1,0709	0,5497	-0,7321	0,1509	-0,2128	-0,0964	-0,4179	-0,0494		
z-Rot. in °	-0,1462	-0,0142	-0,3784	0,1794	0,1821	0,0806	0,2348	0,1372	0,2392	0,1463		
quadratischer Mittelwert												
x-Transl. in mm	1,3161	1,102	3,6803	1,2888	3,0944	0,5816	1,011	0,4487	1,6655	1,178		
y-Transl. in mm	0,7119	1,2504	1,5528	1,6958	2,4451	0,5349	1,6684	2,237	6,9435	4,7345		
z-Transl. in mm	1,2829	2,4606	1,7935	1,066	3,9761	1,1506	2,3684	4,1409	5,8053	4,0417		
x-Rot. in °	0,3127	0,4665	0,8421	0,6378	1,0081	0,1997	0,6235	0,8181	3,0452	2,1575		
y-Rot. in °	0,3257	0,3405	1,1315	0,5859	0,8917	0,2063	0,2475	0,1124	0,664	0,4779		
z-Rot. in °	0,1777	0,11	0,4206	0,258	0,4293	0,0872	0,2502	0,1462	0,3095	0,2516		
Standardabweichung												
x-Transl. in mm	0,4262	0,458	1,1497	0,8164	1,7745	0,4203	0,4791	0,1884	1,182	1,1484		
y-Transl. in mm	0,3696	0,756	0,9365	0,5617	0,9706	0,5219	0,6059	0,8732	6,1152	4,624		
z-Transl. in mm	0,3993	1,3182	0,9709	0,3643	1,6329	0,518	0,9669	1,8108	5,192	3,9779		
x-Rot. in °	0,1365	0,2738	0,4309	0,2054	0,4139	0,1841	0,2193	0,3581	2,7194	2,0563		
y-Rot. in °	0,097	0,1745	0,3652	0,2027	0,509	0,1406	0,1263	0,0577	0,516	0,4754		
z-Rot. in °	0,101	0,1091	0,1836	0,1854	0,3887	0,0333	0,0865	0,0506	0,1964	0,2047		

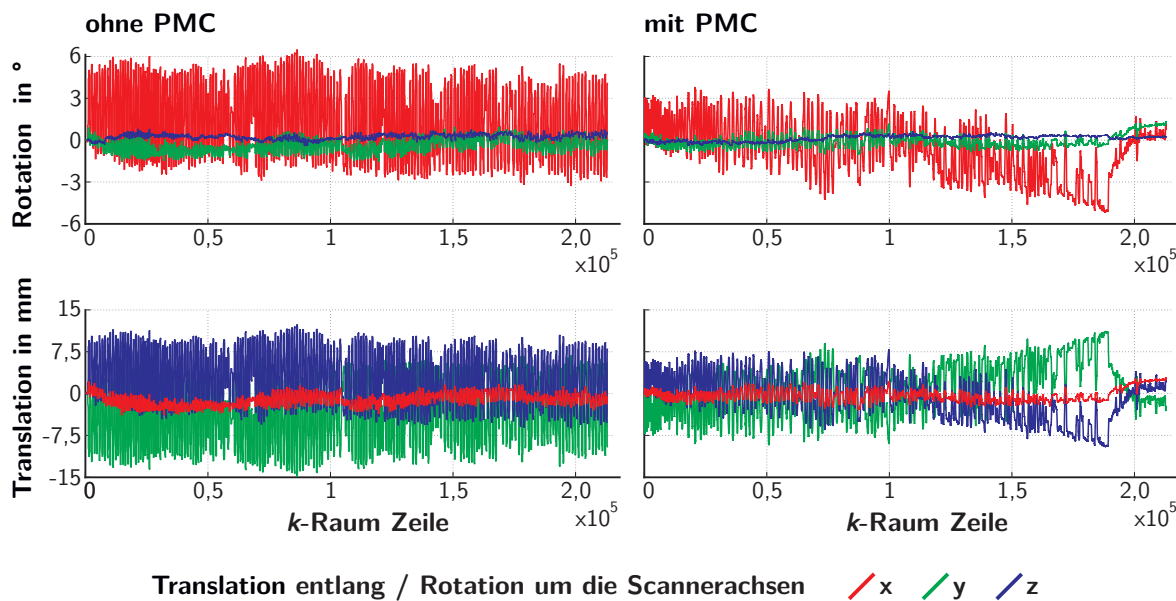


Abbildung 5.6: Die Diagramme zeigen Translationen und Rotationen, die während der in-vivo PC-MRI-Vergleichsaufnahmen (VP5) ohne PMC (links) und mit PMC (rechts) und intentionaler starker Bewegungen registriert wurden.

5.2.3 Quantitative Beurteilung der Ergebnisse der in-vivo-Messungen anhand der AES-Berechnungen

Beim Versuch einer Quantifizierung der Qualitätsunterschiede wurden mehrere Ansätze verfolgt. Zunächst werden wie in den Abschnitten 3.3.2 und 4.2.7 die AES-Werte der Daten mit und ohne PMC verglichen. Zusätzlich werden Analysen von Gefäßquerschnitten beider Datensätze an unterschiedlichen Stellen des COW präsentiert und überprüft, ob im Verlauf entlang eines Gefäßabschnittes starke Änderungen in den Stömungsparametern auftreten.

Berechnung der mittleren Kantenstärke (AES). Wie in den vorherigen Kapiteln wurden für die in-vivo Messungen für VP1 bis VP5 die AES-Werte [1] sowohl für die Messungen ohne PMC als auch für die Messungen mit PMC bestimmt und in Tabelle 5.5 gegenübergestellt. Hier zeigt sich ein ähnliches Bild wie in der qualitativen Beurteilung. Während bei VP2, VP3 und VP5 sehr deutliche Unterschiede in den AES Werten vorliegen, sind die Unterschiede bei VP1 und VP4 sehr gering. Bei VP4 ist der Wert der unkorrigierten Daten leicht höher als der der korrigierten Daten. Allerdings liegen die Werte so nah beieinander, dass diese Unterschiede in der qualitativen Beurteilung nicht erkennbar sind (mit Bewegungskorrektur +5,68% bei VP1 und -2,8% bei VP4). Die Unterschiede können durch sehr geringe, nicht wahrnehmbare Artefakte verursacht worden sein. Die Qualität der Daten wird durch die Bewegungskorrektur nur dann verbessert, wenn der korrigierende Effekt stärker ist als die Artefakte, welche durch Trackingrauschen und dadurch verursachte Pseudobewegungen hinzugefügt werden (siehe Abschnitt 2.3.4). Die Unterschiede sind aber sehr gering und könnten auch durch leicht unterschiedliche Bildinhalte, etwa wegen eines leicht anderen FOV, oder Unterschiede in der Schichtlage entstanden sein. Am stärksten ausgeprägt ist der Unterschied zwischen bewegungskorrigierten und unkorrigierten Daten bei der Messung mit intentionaler Bewegung (VP5), bei der eine Steigerung des AES-Wertes um +57,43% festzustellen ist.

Tabelle 5.5: Die berechnete mittlere Kantenstärke (average edge strength) (AES) zu den in-vivo PC-MRI Vergleichsmessungen mit und ohne PMC, gemittelt über alle Magnitudenbilder (alle Schichten und Zeitpunkte) eines Datensatzes.

	VP1	VP2	VP3	VP4	VP5
AES ohne PMC	0,00671	0,005472	0,005113	0,005861	0,005089
AES mit PMC	0,007091	0,006319	0,006336	0,005697	0,008012
Änderung der AES	+5,68 %	+15,47 %	+23,91 %	-2,8 %	+57,43 %
Anzahl Magnitudenbilder	728	520	780	884	256

5.2.4 Qualitative und quantitative Analysen von Gefäßquerschnitten

Zur weiteren Bewertung der Ergebnisse wurden an mehreren Stellen des COW Gefäßquerschnitte erstellt und an diesen die Flussparameter »Geschwindigkeit« und »Volumenstrom« bestimmt, um Unterschiede im zeitlichen Verlauf über den Herzschlag hinweg darzustellen. Dazu wurden die Daten zunächst wie in den Abschnitten 4.2.3 und 4.2.4 beschrieben mit Hilfe des »velomap-tool« [23] weiterverarbeitet. Dabei wird zur Maskierung des Rauschens eine Segmentierung verwendet, welche auf einer aus den PC-MRI-Daten berechneten MRA (pseudo-complex difference MRA) nach Anderson et al. [3], Bock [22] und Bock et al. [23, 24] basiert und mittels Schwellenwert angepasst wird.

$$I^{\text{PCMRA}} = \begin{cases} M \sin\left(\frac{\pi V}{2v_{\text{enc}}}\right), & \text{wenn } V < v_{\text{enc}}, \\ M, & \text{sonst.} \end{cases} \quad (5.1)$$

Die Daten werden dann in das »EnSight«-Format konvertiert und dort die Gefäßquerschnitte erstellt. Abbildung 5.7 zeigt die Lokalisation der Querschnitte beispielhaft an einem COW-Modell. Die Ausprägung der Gefäße des COW ist variantenreich und von VP zu VP unterschiedlich. Die betreffenden Gefäße (A. cerebri posterior, A. cerebri media (hinter der ersten Bifurkation) und A. cerebri anterior) sind bei allen VPs ausgebildet, jedoch mit unterschiedlichen Gefäßdurchmessern. Die exakte Position des Querschnittes wurde bei jeder VP so gewählt, dass im Bereich des Querschnittes keine anderen Gefäße liegen, die den Querschnitt beeinflussen. Der Volumenstrom wird zunächst für alle Querschnitte und alle Zeitpunkte bestimmt. In den Kurven jeweils in Teil (a) der Abbildungen 5.9 bis 5.13 sind für jeden Querschnitt sowohl die jeweils maximale Geschwindigkeit pro Zeitpunkt als auch der Volumenstrom im zeitlichen Verlauf dargestellt. Der Volumenstrom wird berechnet nach

$$Q_c = \iint_A (\mathbf{V} \cdot \hat{\mathbf{n}}) \, dA, \quad (5.2)$$

wobei \mathbf{V} der Geschwindigkeitsvektor und $\hat{\mathbf{n}}$ der Einheitsvektor senkrecht zur 2D Querschnittsfläche A ist.

Im Falle des Querschnittes in der A. cerebri posterior wurden, wie in Abbildung 5.8 gezeigt, im Abstand von jeweils 1mm und 2mm im Verlauf des Gefäßes sowohl davor (in Strömungsrichtung) als auch dahinter vier weitere Querschnitte erstellt und die fünf Querschnitte verglichen. Dabei wurde darauf geachtet, dass zwischen der ersten und der letzten Position keine sichtbaren Gefäße abgehen oder Bifurkationen liegen. Daher sollte bei idealen Daten der Volumenstrom in allen fünf Querschnitten der Arteria cerebri anterior (ACA) nahezu identisch sein und der Variationskoeffizient bei Vergleich der Daten sollte klein sein. Geringe Unterschiede können dennoch durch unterschiedliche Interpolation der Daten bei unterschiedlicher Lage der Quer-

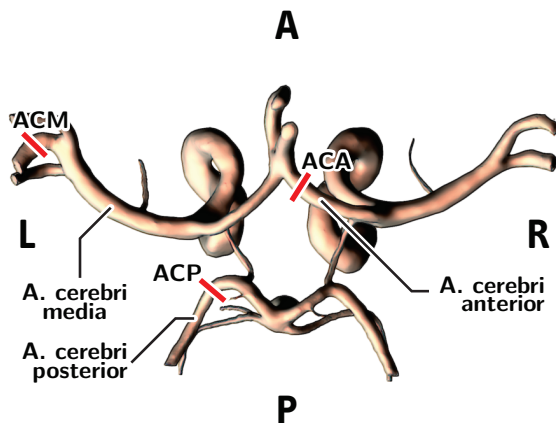


Abbildung 5.7: Ungefähre Lokalisation der zur Analyse herangezogenen Gefäßquerschnitte in der A. cerebri posterior (ACP), A. cerebri media (hinter der ersten Bifurkation) (ACM) und A. cerebri anterior (ACA).

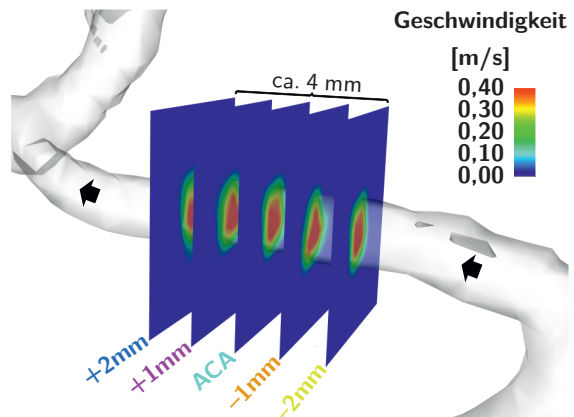


Abbildung 5.8: Im Abstand von jeweils 1 mm wurden bei den Datensätzen aller VP ohne und mit PMC Querschnitte angelegt. Der mittlere Querschnitt entspricht jeweils dem in den Abbildungen 5.9 bis 5.13 mit »ACA« bezeichneten Querschnitt. Hier beispielhaft an VP2.

schnitte im 3D-Gitter des Datensatzes auftreten. Es werden zunächst für jeden Datensatz die fünf Querschnitte verglichen, hierzu wird für jeden Querschnitt der mittlere Volumenstrom (zeitlich gemittelt) bestimmt.

In den Teilen (b) der Abbildungen 5.9 bis 5.13 werden die Unterschiede zwischen den fünf Querschnitten in den Berechnungen

- der Mittelwerte $M_s(VS)$,
- der Standardabweichungen $SD_s(VS)$ und
- des Variationskoeffizienten $CV_s(VS) = \frac{SD_s(VS)}{M_s(VS)}$

der fünf in den im zeitlichen Verlauf dargestellten Volumenstrom Kurven jeweils für die Daten ohne und mit PMC quantifiziert. Zusätzlich wird für jeden Zeitpunkt n und jeden Datensatz der Variationskoeffizient der fünf Werte des Volumenstroms berechnet und

- die Mittelwerte über alle Zeitpunkte der $M_t(CV) = \frac{1}{N} \sum_n \frac{SD_n(VS)}{M_n(VS)}$ und
- die Maxima aller Zeitpunkte der Variationskoeffizienten $CV_{\max} = \max_n \left(\frac{SD_n(VS)}{M_n(VS)} \right)$

bestimmt und ebenfalls in den Tabellen angegeben.

Maximalgeschwindigkeiten und Volumenstrom in ACP, ACM und ACA. Die Ergebnisse der Querschnittsanalysen zeigen ein nicht immer eindeutiges Bild. Bei Betrachtung der Größen der Querschnittsflächen (unter den Querschnittsabbildungen in den Abbildungen 5.9 bis 5.13 angegeben) zeigt sich, dass die Flächen in nahezu allen unkorrigierten Daten (mit nur einer Ausnahme) größer sind. Dies kann an dem durch die Bewegung verursachten Blurring liegen, welches dann auch das Segmentierungsergebnis beeinflusst. Hier führt einerseits die größere Fläche nach Gleichung 5.2 zu einem größeren Volumenstrom, andererseits führen die geringeren Maximalgeschwindigkeiten zur Verminderung desselben. Welcher Effekt überwiegt, scheint nicht eindeutig zu sein.

Die Kurven der Maximalgeschwindigkeit und des Volumenstroms für die Querschnitte in ACP, ACM und ACA aus den korrigierten und unkorrigierten Daten sind bei VP1 nahezu deckungsgleich, bei der ACM sind die Werte der korrigierten Daten etwas geringer (Abbildung 5.9). Die geringen Unterschiede bestätigen die Beobachtungen aus den qualitativen Betrachtungen und den Untersuchungen der AES.

In den Daten der VP2 und VP3 (Abbildungen 5.10 und 5.11), welche sich in den vorhergehenden Betrachtung als stärker artefaktbehaftet zeigten, sind die Maximalgeschwindigkeiten in den korrigierten Daten meist höher. Während bei VP3 auch der Volumenstrom in allen drei Querschnitten (ACP, ACM und ACA) höher ist, ist dies bei VP2 nicht ganz so ausgeprägt der Fall. Bei VP2 ist der Zeitpunkt des systolischen Peaks unterschiedlich. Bei den unkorrigierten Daten liegt er in Zeitpunkt 3, bei den korrigierten in Zeitpunkt 4. Die Kurven der Maximalgeschwindigkeit wirken hier bei den unkorrigierten Daten aber vergleichsweise abgeflacht. In den Kurven der korrigierten Daten sind die Unterschiede zwischen systolischem Peak und diastolischem Teil ausgeprägter. Die ACA in den unkorrigierten Daten weist ein ausgeprägtes Artefakt auf. Neben der tatsächlichen Arterie ist eine Doppelung sichtbar, in welcher die Flussrichtung umgekehrt ist. Die Kurven für Maximalgeschwindigkeit und Volumenstrom weisen mehrere Peaks auf. Im Volumenstrom ist der systolische Peak kaum erkennbar.

Bei VP4 sind die Verläufe der Kurven der Maximalgeschwindigkeit für die unkorrigierten und die korrigierten Daten in ACP, ACM und ACA sehr ähnlich mit leichten Tendenzen zu höheren Geschwindigkeiten bei den korrigierten Daten bei ACP und ACA. Die Werte des Volumenstroms sind hier bei den unkorrigierten Daten stets höher als bei den korrigierten. Sowohl die Kurven mit als auch die Kurven ohne Bewegungskorrektur weisen ausgeprägte Spitzen auf. Nur bei den Maximalgeschwindigkeiten in ACP und ACA wirken die Kurven der unkorrigierten Daten im Vergleich zu den korrigierten ein wenig abgeflacht.

Weniger eindeutig sind die Ergebnisse bei VP5 mit intentionaler Bewegung. Ein systolischer Peak ist zwar in Maximalgeschwindigkeits- und Volumenstromkurven vorhanden, er wirkt jedoch im Vergleich zu denen der anderen VP weniger ausgeprägt. Dies gilt sowohl für die Kurven der Daten ohne PMC als auch für die mit PMC. In ACP und ACM sind die Kurven für die Maximalgeschwindigkeit sehr ähnlich, bei denen für den Volumenstrom sind die Werte der Daten ohne Bewegungskorrektur deutlich höher als die der Daten mit Bewegungskorrektur. In der ACA sind die Unterschiede anders ausgeprägt. Die Geschwindigkeitsmaximalwerte sind mit Bewegungskorrektur nahezu doppelt so hoch, auch der Volumenstrom ist rund ein Drittel höher. Hier sind im Querschnitt deutliche Artefakte bei den unkorrigierten Daten erkennbar. Neben dem eigentlichen Gefäß hat sich eine Doppelstruktur ausgebildet. Zwar ist die Querschnittsfläche mit dieser Struktur größer als die in den korrigierten Daten ohne das Artefakt, jedoch sind die Geschwindigkeiten in der ACA der unkorrigierten Daten soweit reduziert, dass Maximalgeschwindigkeit und Volumenstrom deutlich abnehmen. Die geringe Ausprägung des systolischen Peaks kann auch mit der reduzierten zeitlichen Auflösung in Zusammenhang stehen.

Statistische Beurteilung der fünf ACA-Querschnitte Für eine quantitativere Betrachtung wurden die fünf Querschnitte in der ACA verglichen und die Unterschiede statistisch ausgewertet (Teil (b) in den Abbildungen 5.9 bis 5.13). Hier zeigt sich bei VP1, dass der mittlere Volumenstrom in allen fünf Querschnitten mit PMC höher ist als ohne. Allerdings ist auch der Variationskoeffizient der mittleren Volumenströme der fünf Querschnitte ($CV_s(VS)$) bei den korrigierten Daten minimal höher. Bei der Betrachtung für jeden Zeitpunkt ist der maximale Variationskoeffizient bei den unkorrigierten Daten höher. Wieder sprechen diese Ergebnisse dafür, dass die Qualität der Daten mit und ohne PMC bei VP1 sehr ähnlich ist.

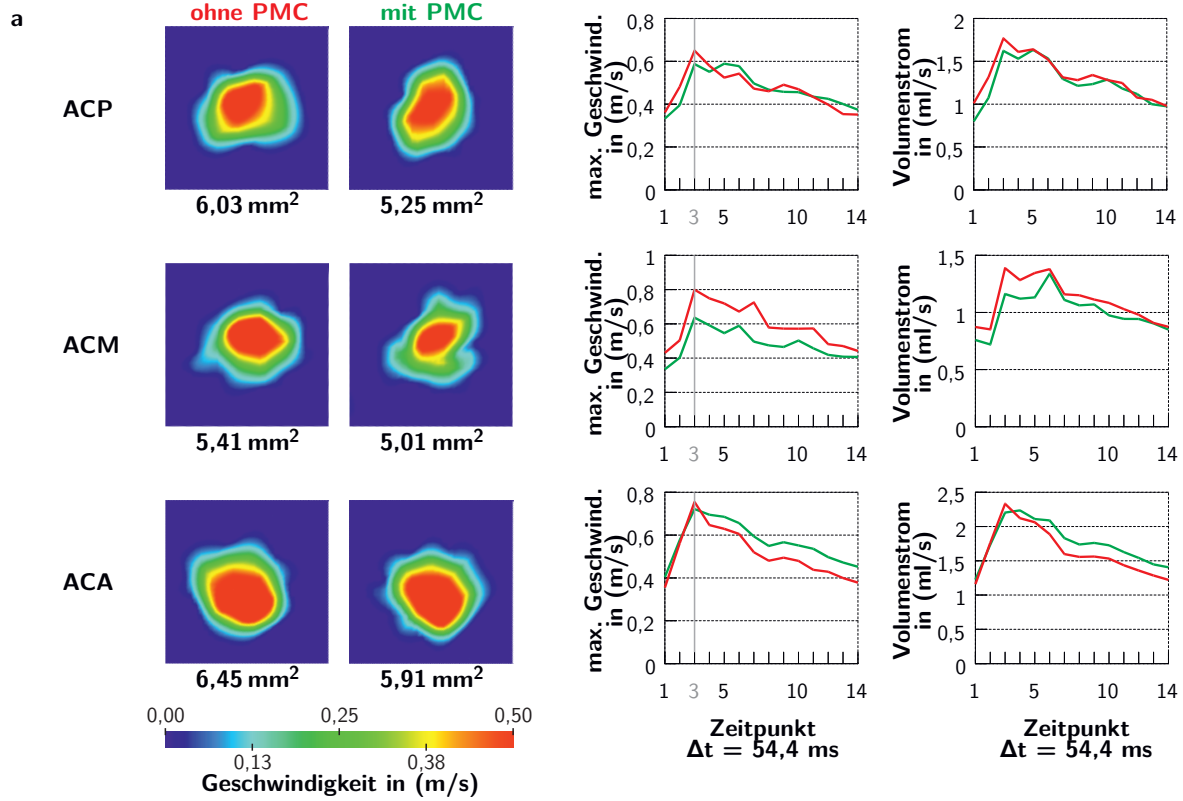
Die Unterschiede fallen bei VP2 deutlicher aus. Der Volumenstrom ist im Durchschnitt aller fünf Schichten mit PMC ein wenig niedriger, die Standardabweichung beträgt lediglich ein Zehntel im Vergleich zu den Daten ohne PMC. Daher beträgt der Wert des Variationskoeffizienten mit PMC nur 11,82 % des Wertes ohne PMC, bzw. 17,12 % bei Betrachtung des Mittelwertes aller Variationskoeffizienten pro Zeitpunkt. Dies zeigt sich auch in den Kurven der fünf ACA Querschnitte ohne und mit PMC in Abbildung 5.10b, welche mit PMC nahezu deckungsgleich sind, aber ohne PMC weit auseinander liegen. Auffällig ist, dass die Kurven auch ohne PMC einen ähnlichen Verlauf aufweisen, jedoch auf der y-Achse verschoben sind. Sie sind im Vergleich zu den Volumenstromkurven aus den Daten mit PMC flacher und die Unterschiede im zeitlichen Verlauf sind geringer. Diese Beobachtung gilt auch für die Querschnitte aus ACP und ACM.

Bei VP3 sind die Unterschiede bei der Betrachtung der fünf ACA-Querschnitte ähnlich, wenn auch nicht so ausgeprägt wie bei VP2. Die bei der Betrachtung der ACA im vorherigen Unterabschnitt beschriebenen Artefakte und untypischen Eigenschaften der Kurve des Volumenstroms in den unkorrigierten Daten zeigen sich auch im Vergleich der fünf ACA-Querschnitte. In den unkorrigierten Daten liegen die fünf Kurven nicht nahe beieinander und weisen teils entgegengesetzten Verlauf auf. Die Kurven, welche den Volumenstrom der fünf Querschnitte der korrigierten Daten zeigen, liegen näher beieinander, zwei der Kurven sind entlang der y-Achse leicht nach oben verschoben. Die statistischen Werte spiegeln die Unterschiede der Daten ohne und mit Korrektur wieder. Im Vergleich zu den Daten ohne PMC ist der Mittelwert der mittleren Volumenströme mit PMC ebenso wie die Standardabweichung höher, der Variationskoeffizient ist daher nur leicht höher, bei Betrachtung des Mittelwertes aller Variationskoeffizienten pro Zeitpunkt ist er etwas niedriger.

Bei VP4 sind die Kurven der fünf Querschnitte ähnlich wie bei VP1 nahezu deckungsgleich. Bei den korrigierten Daten gibt es besonders in der diastolischen Phase etwas größere Schwankungen als in den unkorrigierten, was sich in leicht höheren Variationskoeffizienten, sowohl bei der Betrachtung der fünf mittleren Volumenströme als auch bei der Betrachtung der fünf Werte des Volumenstroms für jeden Zeitpunkt widerspiegelt. Ähnlich wie bei VP1 sprechen diese Ergebnisse dafür, dass die Qualität der Daten auch ohne Korrektur ausgesprochen gut ist.

Bei VP5 sind die Ergebnisse des Vergleichs der fünf Querschnitte zunächst überraschend. Der Variationskoeffizient ist bei den Daten ohne Bewegungskorrektur nur halb so groß wie bei den Daten mit Korrektur. Auch bei der Betrachtung der Mittel- und Maximalwerte der Variationskoeffizienten der fünf Werte des Volumenstroms für jeden Zeitpunkt fallen die Werte der Daten ohne PMC geringer aus. Erklärbar ist dies durch das starke Blurring, welches die Bewegung als Artefakt in den Daten verursacht hat. In den unkorrigierten Daten sind die Strukturen sehr unscharf und verwaschen, so dass die Ähnlichkeit der fünf Schichten, welche nur jeweils 1 mm auseinander liegen sehr hoch ist. Daher liegen die Kurven in den unkorrigierten Daten nahe beieinander.

VP1



b

mittlerer Volumenstrom je Querschnitt

	-2 mm	-1 mm	ACA	+1 mm	+2 mm
ohne PMC	1,4977	1,6653	1,6338	1,5233	1,4981
mit PMC	1,9389	1,8981	1,7624	1,7529	1,7275
	M_s (VS)	SD_s (VS)	CV_s (VS)		
ohne PMC	1,5636	0,0799	0,0511		
mit PMC	1,8159	0,0956	0,0526		

Variationskoeffizient je Zeitpunkt

	M_t (CV)	CV_{max}
ohne PMC	0,0546	0,0866
mit PMC	0,0541	0,0729

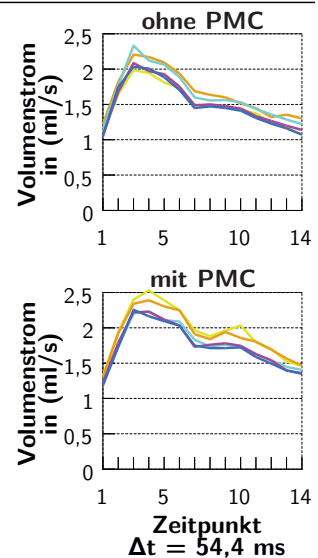


Abbildung 5.9: Analyse der Gefäßquerschnitte bei VP1: (a) Vergleich ohne / mit PMC: Maximale Geschwindigkeit und Volumenstrom für drei verschiedene Gefäßquerschnitte aus ACP, ACM und ACA im zeitlichen Verlauf. Unter den Querschnittsabbildungen, welche den im Diagramm markierten Zeitpunkt zeigen, ist die Gefäßquerschnittsfläche angegeben. (b) Vergleich von fünf Querschnitten: Je zwei zusätzliche Querschnitte vor und hinter dem Gefäßquerschnitt der ACA im Abstand von jeweils ca. 1 mm. Mittelwerte (M_s (VS)), Standardabweichungen (SD_s (VS)) und Variationskoeffizienten (CV_s (VS)) des mittleren Volumenstroms (zeitlich gemittelt) der fünf im zeitlichen Verlauf dargestellten Volumenstrom-Kurven. Darunter: Variationskoeffizienten der fünf Werte des Volumenstroms für jeden Zeitpunkt. Angegeben sind Mittelwerte (M_t (CV)) und die Maxima (CV_{max}) ohne und mit PMC.

VP2

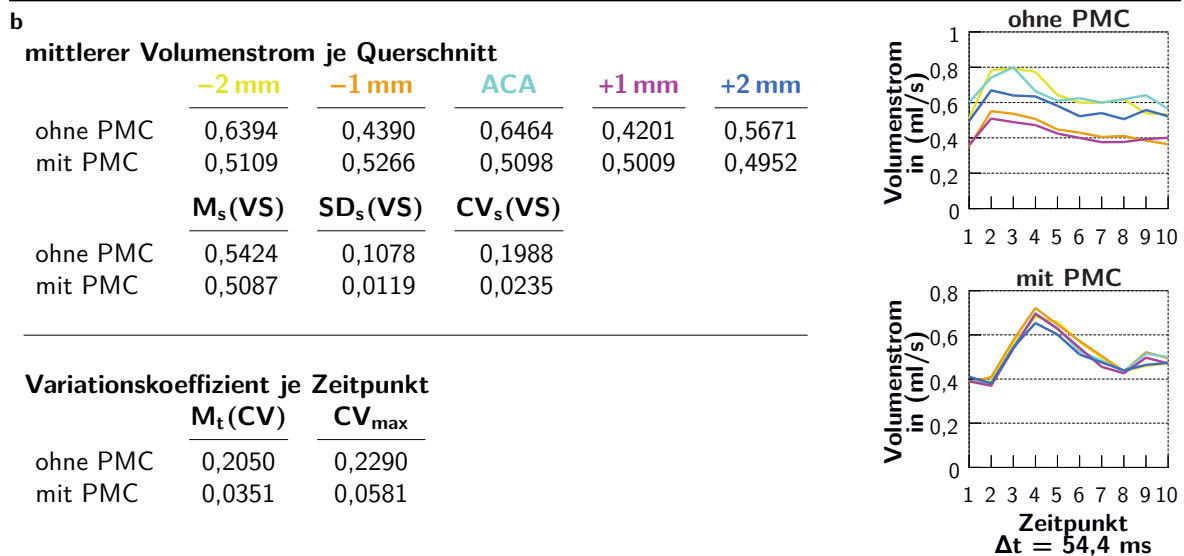
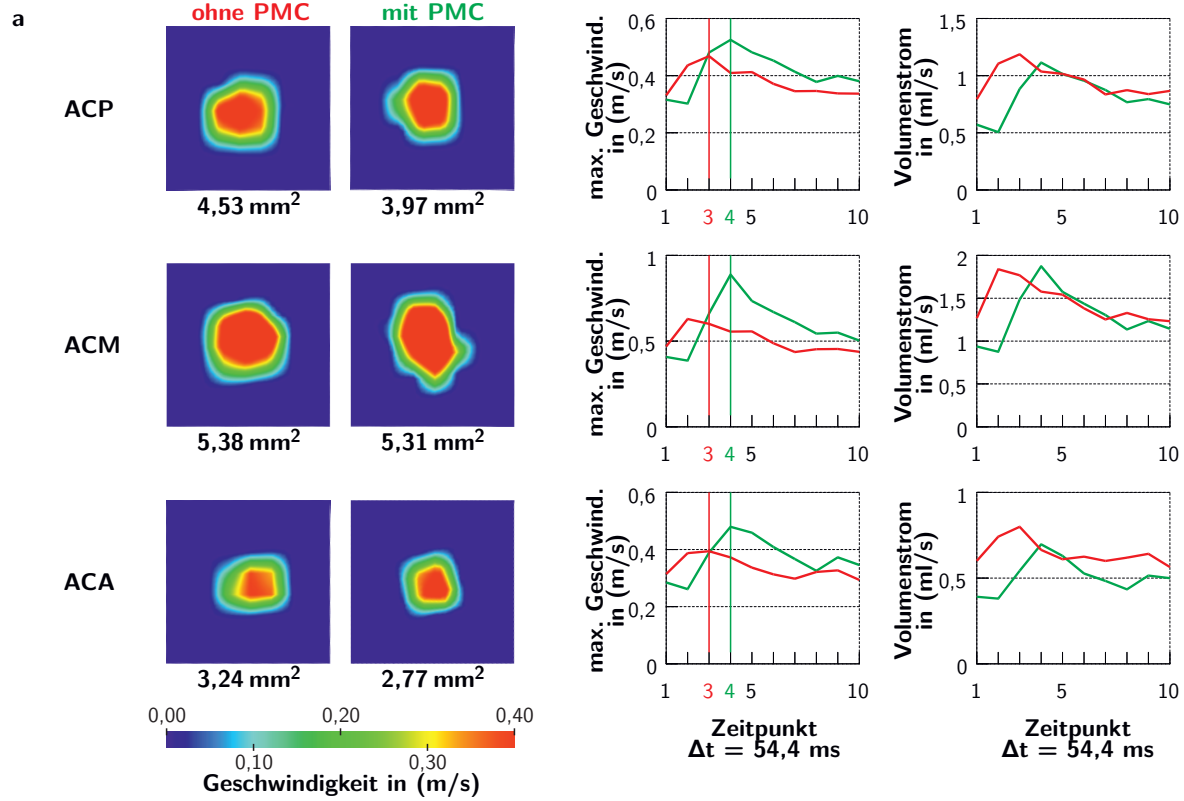
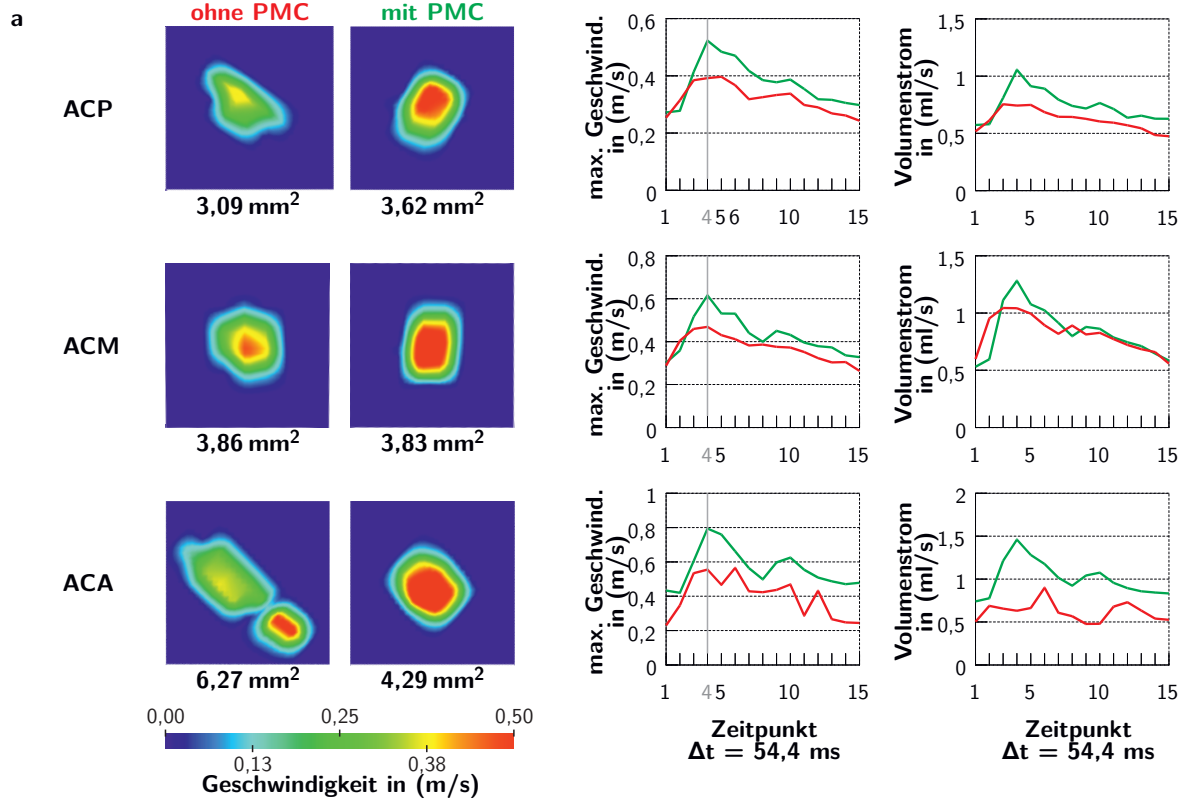


Abbildung 5.10: Analyse der Gefäßquerschnitte bei VP2: (a) Vergleich ohne / mit PMC: Maximale Geschwindigkeit und Volumenstrom für drei verschiedene Gefäßquerschnitte aus ACP, ACM und ACA im zeitlichen Verlauf. Unter den Querschnittsabbildungen, welche den im Diagramm markierten Zeitpunkt zeigen, ist die Gefäßquerschnittsfläche angegeben. (b) Vergleich von fünf Querschnitten: Je zwei zusätzliche Querschnitte vor und hinter dem Gefäßquerschnitt der ACA im Abstand von jeweils ca. 1 mm. Mittelwerte (M_s (VS)), Standardabweichungen (SD_s (VS)) und Variationskoeffizienten (CV_s (VS)) des mittleren Volumenstroms (zeitlich gemittelt) der fünf im zeitlichen Verlauf dargestellten Volumenstrom-Kurven. Darunter: Variationskoeffizienten der fünf Werte des Volumenstroms für jeden Zeitpunkt. Angegeben sind Mittelwerte (M_t (CV)) und die Maxima (CV_{max}) ohne und mit PMC.

VP3



b

mittlerer Volumenstrom je Querschnitt

	-2 mm	-1 mm	ACA	+1 mm	+2 mm
ohne PMC	0,7943	0,7801	0,6185	0,6910	0,8944
mit PMC	1,0516	0,8305	1,0056	0,8333	0,7396
	M_s(VS)	SD_s(VS)	CV_s(VS)		
ohne PMC	0,7557	0,1053	0,1393		
mit PMC	0,8921	0,1312	0,1471		

Variationskoeffizient je Zeitpunkt

	M _t (CV)	CV _{max}
ohne PMC	0,1509	0,2189
mit PMC	0,1497	0,1707

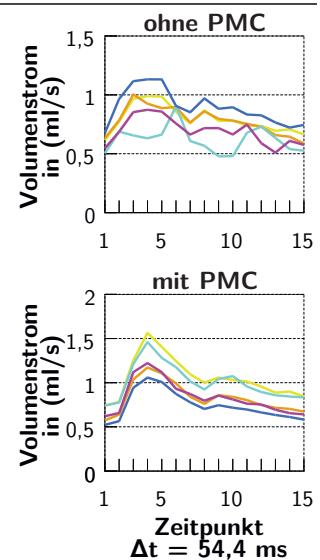


Abbildung 5.11: Analyse der Gefäßquerschnitte bei VP3: (a) Vergleich ohne / mit PMC: Maximale Geschwindigkeit und Volumenstrom für drei verschiedene Gefäßquerschnitte aus ACP, ACM und ACA im zeitlichen Verlauf. Unter den Querschnittsabbildungen, welche den im Diagramm markierten Zeitpunkt zeigen, ist die Gefäßquerschnittsfläche angegeben. (b) Vergleich von fünf Querschnitten: Je zwei zusätzliche Querschnitte vor und hinter dem Gefäßquerschnitt der ACA im Abstand von jeweils ca. 1 mm. Mittelwerte ($M_s(VS)$), Standardabweichungen ($SD_s(VS)$) und Variationskoeffizienten ($CV_s(VS)$) des mittleren Volumenstroms (zeitlich gemittelt) der fünf im zeitlichen Verlauf dargestellten Volumenstrom-Kurven. Darunter: Variationskoeffizienten der fünf Werte des Volumenstroms für jeden Zeitpunkt. Angegeben sind Mittelwerte ($M_t(CV)$) und die Maxima (CV_{max}) ohne und mit PMC.

VP4

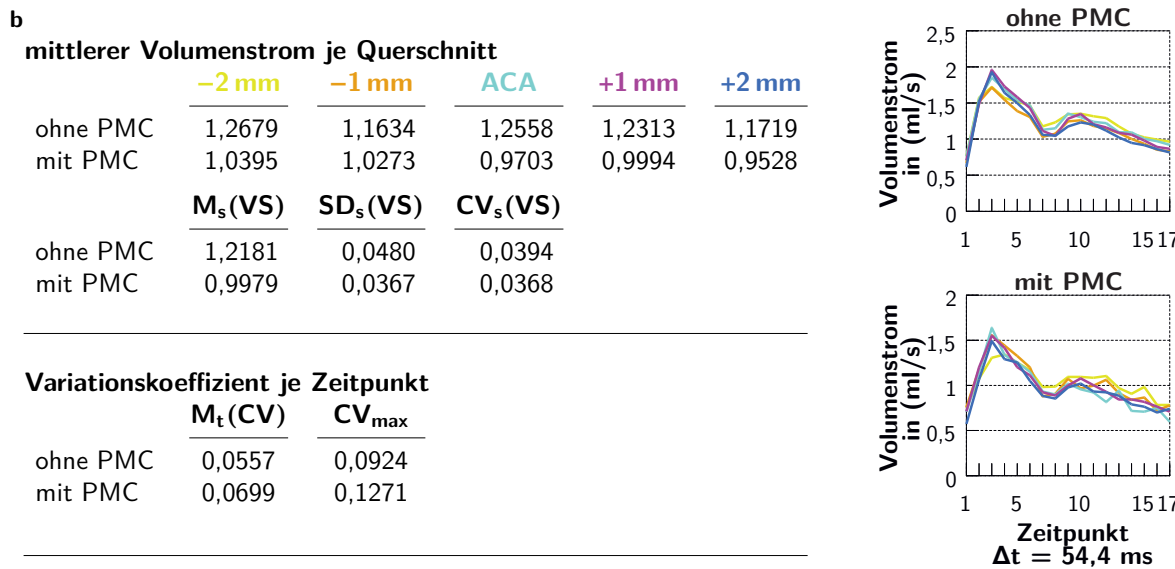
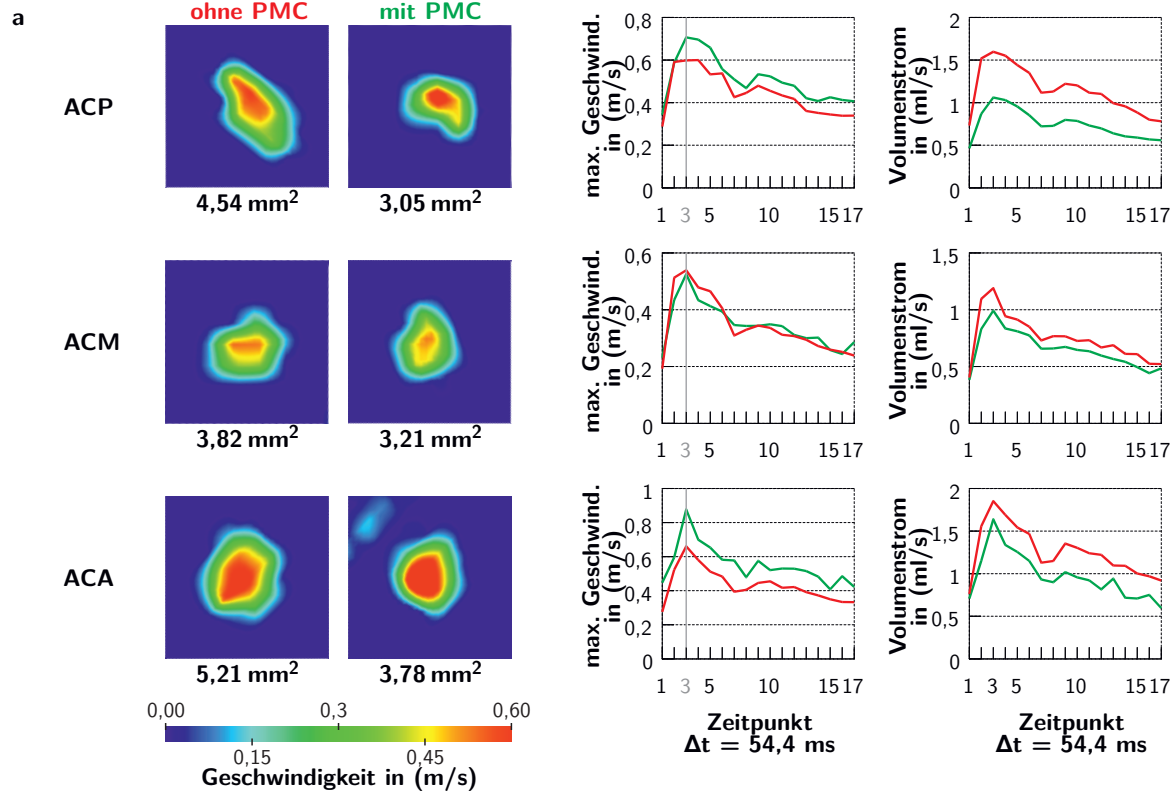
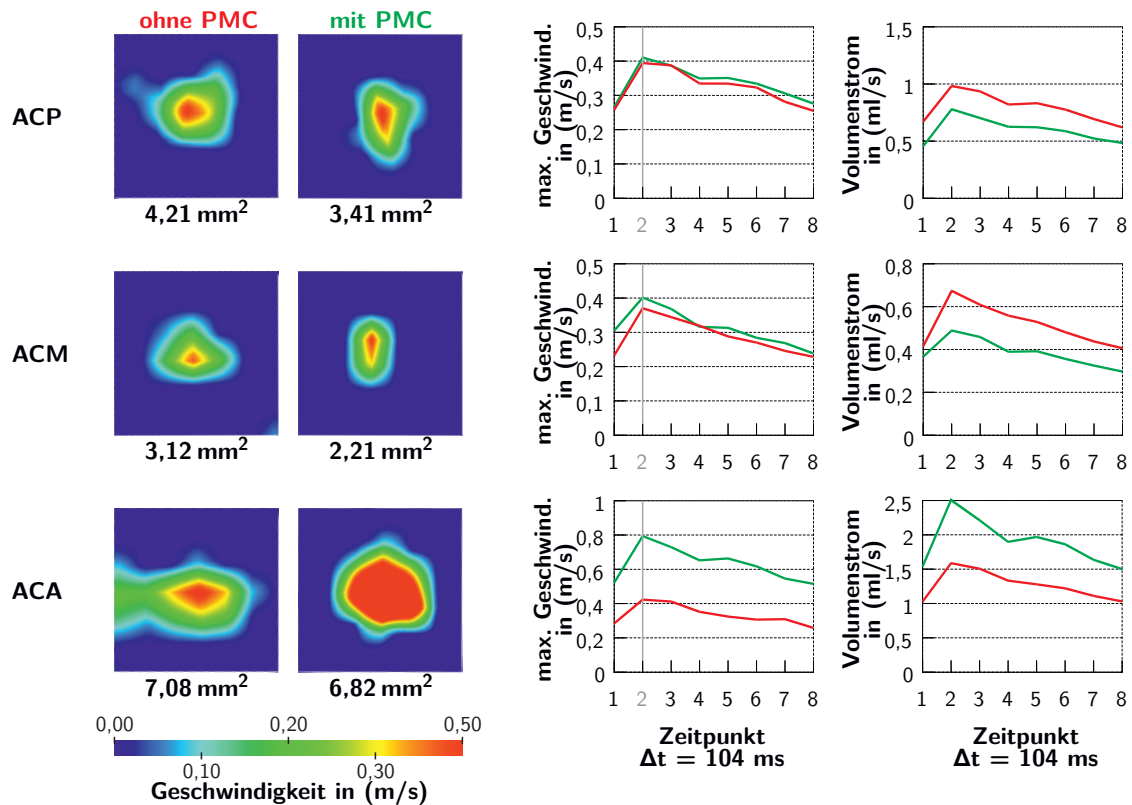


Abbildung 5.12: Analyse der Gefäßquerschnitte bei VP4: (a) Vergleich ohne / mit PMC: Maximale Geschwindigkeit und Volumenstrom für drei verschiedene Gefäßquerschnitte aus ACP, ACM und ACA im zeitlichen Verlauf. Unter den Querschnittsabbildungen, welche den im Diagramm markierten Zeitpunkt zeigen, ist die Gefäßquerschnittsfläche angegeben. (b) Vergleich von fünf Querschnitten: Je zwei zusätzliche Querschnitte vor und hinter dem Gefäßquerschnitt der ACA im Abstand von jeweils ca. 1 mm. Mittelwerte ($M_s(\text{VS})$), Standardabweichungen ($SD_s(\text{VS})$) und Variationskoeffizienten ($CV_s(\text{VS})$) des mittleren Volumenstroms (zeitlich gemittelt) der fünf im zeitlichen Verlauf dargestellten Volumenstrom-Kurven. Darunter: Variationskoeffizienten der fünf Werte des Volumenstroms für jeden Zeitpunkt. Angegeben sind Mittelwerte ($M_t(\text{CV})$) und die Maxima (CV_{max}) ohne und mit PMC.

VP5

a



b

mittlerer Volumenstrom je Querschnitt

	-2 mm	-1 mm	ACA	+1 mm	+2 mm
ohne PMC	1,3721	1,3894	1,2617	1,2960	1,2708
mit PMC	1,6723	1,5419	1,8902	1,6415	1,8132
	M_s (VS)	SD_s (VS)	CV_s (VS)		
ohne PMC	1,3180	0,0590	0,0447		
mit PMC	1,7118	0,1392	0,0813		

Variationskoeffizient je Zeitpunkt

	M_t (CV)	CV_{max}
ohne PMC	0,0534	0,0712
mit PMC	0,0841	0,0953

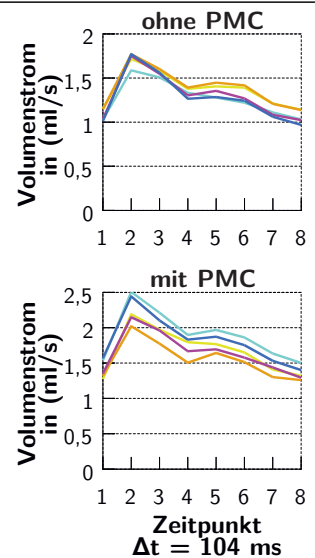


Abbildung 5.13: Analyse der Gefäßquerschnitte bei VP5: (a) Vergleich ohne / mit PMC: Maximale Geschwindigkeit und Volumenstrom für drei verschiedene Gefäßquerschnitte aus ACP, ACM und ACA im zeitlichen Verlauf. Unter den Querschnittsabbildungen, welche den im Diagramm markierten Zeitpunkt zeigen, ist die Gefäßquerschnittsfläche angegeben. (b) Vergleich von fünf Querschnitten: Je zwei zusätzliche Querschnitte vor und hinter dem Gefäßquerschnitt der ACA im Abstand von jeweils ca. 1 mm. Mittelwerte (M_s (VS)), Standardabweichungen (SD_s (VS)) und Variationskoeffizienten (CV_s (VS)) des mittleren Volumenstroms (zeitlich gemittelt) der fünf im zeitlichen Verlauf dargestellten Volumenstrom-Kurven. Darunter: Variationskoeffizienten der fünf Werte des Volumenstroms für jeden Zeitpunkt. Angegeben sind Mittelwerte (M_t (CV)) und die Maxima (CV_{max}) ohne und mit PMC.

6

Diskussion und Ausblick

6.1 Diskussion der PMC-Technik.

Es wurde gezeigt, dass das höhere SNR bei 7 T zur Verbesserung der Bildauflösung genutzt werden kann. Trotz der höheren Feldstärke sind mehrere Mittelungen notwendig, um Daten mit ausreichendem SNR zu erhalten. Insbesondere die in Abbildung 3.9 gezeigten GRE-Bilder würden von weiteren Mittelungen profitieren. Die tatsächliche Auflösung wird hauptsächlich durch das Unbehagen und die Ungeduld der Probanden aufgrund der langen Scanzeiten begrenzt. Die Scanzeiten (einschließlich Positionierung und Vorscans) betragen für jeden der hochauflösenden Datensätze etwa 90 Minuten. Obwohl die Messungen an erfahrenen Probanden durchgeführt wurden, die ihren Kopf über lange Zeiträume ruhig halten konnten, waren physiologische Bewegungen unvermeidlich. Maclaren et al. [128] zeigten, dass die Korrektur dieser Bewegung zu einer Verbesserung der Bildqualität besonders bei Auflösungen im Submillimeterbereich führt. Sie schlussfolgern, dass die Bewegungskorrektur die effektive Auflösung verbessert, in dem sie die bewegungsbedingte Unschärfe reduziert, und besonders für hochaufgelöste Bilder von Nutzen ist. Diese Ergebnisse stimmen gut mit den Beobachtungen der vorliegenden Studie überein. Die Bildqualität der korrigierten Scans ist besser als die der unkorrigierten Daten. Sie sind frei von Bewegungsartefakten, obwohl die Bewegung etwas stärker war als bei den unkorrigierten Daten. Aufgrund der sehr langen Scanzeiten wurden für die Bilder mit der höchsten Auflösung keine unkorrigierten Vergleichsbilder aufgenommen. Der Vorteil der Bewegungskorrektur, der in den $0,25 \times 0,25 \times 2$ mm GRE-Bildern (Abbildung 3.5) und den $0,44 \times 0,44$ mm MP-RAGE-Bildern (Abbildung 3.4) der Vergleichsstudie sichtbar wurde, lässt jedoch vermuten, dass die Verbesserung durch die Bewegungskorrektur bei höheren Auflösungen noch dramatischer ist, da kleinere Voxelgrößen anfälliger für noch kleinere Bewegungen sind. Es kann daher angenommen werden, dass die Bewegungsartefakte in den unkorrigierten Versionen der höchstauflösenden Daten stärker sichtbar wären, da das Ausmaß der Bewegung ähnlich wie in den Vergleichsscans war.

Mehrere andere Gruppen haben PMC mit externem Tracking erfolgreich bei gesunden Probanden eingesetzt. Das Ziel der meisten dieser Studien war es, den potenziellen Nutzen von PMC bei Scans von Patienten zu zeigen, die zu Bewegungsartefakten neigen, wie beispielsweise Kinder oder Patienten mit der Parkinson-Krankheit. Daher wurden die Versuchspersonen meist angewiesen, ihren Kopf während der Aufnahme zu bewegen, und die Auflösung der

aufgenommenen Bilder war nicht so hoch wie in der vorliegenden Studie, die das Ziel hatte, das Potential der PMC zur Erzeugung sehr hoch aufgelöster MRT-Daten zu zeigen. Wie in Abschnitt 2.3.2 beschrieben, ist prospektive Bewegungskorrektur (engl. prospective motion correction) (PMC) im Gegensatz zu retrospektiven Korrekturtechniken auch in der Lage, durch Bewegung verursachte Störungen der Spin-Historie zu vermeiden und so auch through-plane Bewegung zu korrigieren.

Herbst et al. [85] untersuchten auch den Einfluss physiologischer Bewegungen (Herzschlag, Atmung oder unwillkürliche Muskelentspannung) auf die Stärke der Artefakte. Ihre Daten deuten darauf hin, dass die durch Muskelentspannung verursachte Langzeitdrift den größten Einfluss auf die Ausprägung von Bewegungsartefakten hat. Darüber hinaus stellten sie fest, dass die Fähigkeit des Bewegungskorrektursystems, kurzfristige (schnelle) Bewegungen wie Niesen oder Husten zu korrigieren, von der Zeit abhängt, die für die Verarbeitung der Positionsdaten in der Korrekturpipeline benötigt wird. Abhängig von der gewählten Bildrate, der Sichtbarkeit der Marker und der sequenzspezifischen Implementierung beträgt diese als Latenz bezeichnete Zeit der prospektiven Korrekturen im verwendeten System 20 bis 30 ms. Nach Maclaren et al. [131] ist eine im Verhältnis zur nominalen Voxelkantenlänge fünf- bis zehnmal höhere Präzision des Trackingsystems erforderlich. Das verwendete Trackingsystem ist in Anbetracht dessen schnell genug, um Bewegungen im Geschwindigkeitsbereich von 0,4 bis $2,2 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ für die in dieser Arbeit verwendeten Auflösungen zu korrigieren [195]. Die Bewegungsdaten zeigen die größte Bewegungsamplitude bei Langzeitdrift, d.h. bei langsamer Bewegung. Sehr schnelle Bewegungen, wie zum Beispiel Husten, werden aufgrund der Latenzzeit nicht vollständig korrigiert und können daher Restbewegungsartefakte erzeugen. Abhilfe könnte eine Reject-Funktion schaffen, die k -Raum-Zeilen, deren Aufnahme zeitlich mit schnellen Bewegungen zusammenfällt, verwirft und wiederholt misst.

Neben der Latenzzeit ist die räumliche Genauigkeit des Trackingsystems eine weitere Herausforderung für PMC. Die Genauigkeit hängt stark davon ab, wie der Marker am Kopf des Probanden befestigt ist. Herbst et al. [84] haben Zahnspangen für eine sehr hochauflösende Bildgebung vorgeschlagen. In der hier beschriebenen Studie wurde eine maßgefertigte Zahnspange verwendet, die fest in der oberen Zahnreihe des Probanden befestigt werden konnte. Die Spange wurde so konstruiert, dass sie auch bei geschlossenem Mund keinen Kontakt mit dem Unterkiefer und den Weichteilen hatte. Dies gewährleistete eine starre Befestigung am Kopf und lieferte somit die genauesten Bewegungsdaten, die die Bewegung des Gehirns repräsentieren. Periodische Bewegungen, die durch Atmung und Herzschlag verursacht werden, im Bereich von weniger als 0,07 mm sind in den Bewegungsdaten deutlich erkennbar. Die Befestigung des Markers an der Zahnspange liefert zwar präzise Trackingdaten, kann aber bei einigen Personen zu leichten Beschwerden führen. Außerdem muss für jede Testperson vor der Messung in einem Zahnlabor ein Abdruck des Oberkiefers genommen werden und eine Aufbisschiene individuell angefertigt werden. Für die klinische Anwendung der PMC ist eine bequemere und weniger zeitaufwendige Methode zur Fixierung der Marker wünschenswert. Da in der klinischen Routine keine sehr hohen Auflösungen erforderlich sind, könnte eine weniger genaue, aber komfortablere Markerbefestigung mit Klebeband oder Klebestreifen je nach verwendeter Spule auf der Nase oder der Stirn einen ausreichend guten Kompromiss zwischen der Genauigkeit der Trackingdaten und dem Untersuchungskomfort bieten [84]. Spulen in der klinischen Anwendung bieten meist an einigen Stellen Einblickmöglichkeiten, die, anders als bei der Helm-Design Spule, eine Sichtachse auf Stirn oder Nase erlauben. Zwar ist die Herstellung der Aufbisschienen mit einem Mehraufwand verbunden, aber alternative Bewegungsverfolgungsverfahren wie etwa Navigatortechniken brauchen oftmals zusätzliche Messzeit, etwa zur Erzeugung der Navigatorechos, und sind durch

höhere Anforderungen bei der sequenzspezifischen Implementierung meist weniger flexibel in ihren Anwendungsmöglichkeiten.

Das externe Trackingsystem erfasst nur die Bewegung des Kopfes. Daher können nicht-rigide Bewegungsabläufe innerhalb des Schädels wie pulsatile Bewegung oder Augenbewegungen nicht korrigiert werden. Augenbewegungen können sichtbare und störende Artefakte in für die Auswertung der Daten wichtigen Bereichen verursachen. Dieser Effekt kann durch die Wahl einer geeigneten Richtung für die Phasenkodierung vermieden werden. Artefakte, die durch pulsatile Effekte verursacht werden, wurden in der vorliegenden Arbeit nicht beobachtet. Bei der hier verwendeten Auflösung ist daher die (unwillkürliche) Bewegung der Versuchsperson der wichtigste begrenzende Faktor. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde auch an alternativen, schnelleren Verfahren zur Herstellung der Aufbisschienen gearbeitet, etwa mittels intra-oral-Scan der oberen Zahnreihe und 3D-Druck-Verfahren. Erste Versuche zur semiautomatischen Segmentierung der Zahnreihe und zum Erzeugen eines 3D-Modells der Aufbisschiene wurden in [147] dokumentiert.

Um die räumliche Bildauflösung bei ausreichendem SNR weiter zu erhöhen, wären mehr Mittelungen erforderlich. Da die Belastungsgrenzen der Probanden Messungen von mehr als 90 bis 120 min Dauer nicht zulassen, könnte die Aufteilung des Scans in mehrere Sitzungen eine Option sein, um Daten für Gesamt-Scanzeiten im Bereich von mehreren Stunden zu erhalten. In Abschnitt 3.1.3 wurde gezeigt, dass die Genauigkeit der Repositionierung der Zahnspange für Submillimeter Messungen ausreicht [198]. Für eine ultrahochauflösende Bildgebung mit Auflösungen von wenigen zehntel Millimetern in mehreren Sitzungen wäre eine noch genauere repositionierbare Fixierung oder, wie von Lüsebrink et al. [121, 122] beschrieben, eine zusätzliche Registrierung der Datensätze vor der Kombination erforderlich. Die gute Repositionierbarkeit der Aufbisschiene eröffnet auch die Möglichkeit multimodaler Anwendungen. Wird die Bewegungskorrektur beispielsweise sowohl in der MRT als auch bei einer anschließenden CT angewendet, so sind diese Daten bereits registriert und bieten durch die einfache Kombination der Daten neue Möglichkeiten bei Datenauswertung und Visualisierung.

6.2 Diskussion der 4D Phasenkontrastbildgebung bei 7 T

Die Technik der PC-MRI ist erprobt und wie bereits geschrieben wurde in zahlreichen Studien gezeigt, dass es möglich ist, mit ihr den Blutfluss in der Aorta oder in den Hals- und Hirngefäßen zu messen. Dennoch hat auch diese Technik Limitationen, die sich auf das Messergebnis auswirken können. Wie jede MRT-Messung ist auch die PC-MRI rauschbehaftet. Das SNR kann auf unterschiedliche Weise beeinflusst werden, jedoch führen die meisten Maßnahmen wie etwa parallele Bildgebung mit GRAPPA zur Verkürzung der Messzeit zu einem verminderten SNR. Außerdem können nicht alle Prozesse dargestellt werden, sondern nur jene, welche repetitiver Natur sind. Der menschliche Herzschlag ist zwar ein sich wiederholender Prozess, jedoch ist er nicht so gleichmäßig und taktgenau, wie es bei Maschinen der Fall sein könnte. Daher entstehen auch hier Ungenauigkeiten in den Messdaten, wenn nicht immer für jeden Zeitpunkt exakt die gleiche Phase zwischen zwei Herzschlägen gemessen wird, obwohl dies zu einer der Annahmen gehört. Hier kann es zum Beispiel zu Abweichungen bei der Messung des systolischen Peaks kommen. Eine weitere einschränkende Annahme ist, dass der zu messende Fluss ausschließlich laminarer Natur ist. Zwar ist der Blutfluss im menschlichen Körper meist von dieser Art, jedoch kann es auch hier, beispielsweise bei Stenosen oder Bifurkationen zu unregelmäßigen Verwirbelungen kommen, welche dann mittels PC-MRI nicht richtig dargestellt werden können.

In der Gesamtbetrachtung der Daten aus den Messungen ohne PMC bei Aneurysmapatienten

und der Befragung der Fachleute fällt auf, dass einige Messungen mit sehr guten Darstellungen des Blutflusses und hohem Informationsgehalt überzeugen konnten, während andere Messungen weniger gute Ergebnisse mit teilweise unzuverlässigen Angaben zeigen. Beim Vergleich der Datensätze ist als eine Ursache für die unterschiedlichen Ergebnisse eine unterschiedlich starke Bewegung während der Aufnahme (ca. 20min. allein für die PC-MRI Messung) zu vermuten, die zu Artefakten in den Magnitudendaten und den der Flussanalyse zugrunde liegenden Phasendaten führt. Diese Vermutung wird durch die Quantitative Analyse der Daten teilweise untermauert, bei der die AES-Berechnung des bei der Befragung am besten angeschnittenen Datensatzes auch die höchsten Werte zeigt. Die Studie hat gezeigt, dass im UHF-Umfeld unter guten Bedingungen die Messung der Flussverhältnisse auch in kleinen Strukturen möglich ist. Aufgrund der zeitlichen Beschränkung müssen an vielen Stellen des Messprotokolls Kompromisse zugunsten einer kurzen Messzeit und zu Lasten von Messvolumen, räumlicher und zeitlicher Auflösung, SNR und VNR eingegangen werden. Die Vermeidung und Korrektur von Bewegungsartefakten ist daher umso hilfreicher, um eine überzeugende Datenqualität zu gewährleisten.

Die Messdaten sind nicht frei von Rauschen, welches auch bei den Visualisierungen zu Ungenauigkeiten und Fehlern führen kann. Wie beschrieben kann es vorkommen, dass bei der Visualisierung mittels particle traces, streamlines oder pathlines, einzelne Partikel das Gefäß verlassen und im umgebenden Gewebe verschwinden oder ggf. in das Gefäß zurückkehren. Diese Effekte werden durch Bewegungsartefakte noch verstärkt. Dass es sich dabei um Messungenauigkeiten oder gar Fehler handelt, wird bei den Visualisierungen nicht kommuniziert. Hier würde eine Visualisierung der »Vertrauenswürdigkeit« dem medizinischen Personal erlauben, diese Information in der Diagnose und Therapieplanung mit einzubeziehen. Es gibt bereits Ansätze dazu, wie »probabilistic particle traces« oder »flow uncertainty maps« [61, 62], bei denen die durch Bildrauschen verursachte Unsicherheit quantifiziert und in der Visualisierung berücksichtigt wird. Die Information über die Patientenbewegung oder über das Ausmaß der Bewegungsartefakte könnte in solche Ansätze mit einfließen.

6.3 Diskussion der prospektiv bewegungskorrigierten in-vivo 4D PC-MRI bei 7 T

Zu den im vorherigen Abschnitt erwähnten Voraussetzungen und limitierenden Annahmen der PC-MRI kommt wie bei den meisten anderen MR-Messverfahren die Notwendigkeit hinzu, dass die Versuchsperson über die gesamte Messdauer hinweg bewegungslos liegen bleibt, und die gemessenen k -Räume frei von Inkonsistenzen sind. Ziel der vorliegenden Arbeit war es, durch die PMC-Technik diese Voraussetzung zu umgehen, indem die Bewegung der Versuchsperson korrigiert wird und Inkonsistenzen so vermieden werden. Dieser Punkt wird im nächsten Unterabschnitt diskutiert. Wegen der langen Messdauer war bei den VP1 bis 4 nur eine Messung mit oder ohne PMC an einem Tag möglich. Da nicht jeder Einfluss auf den Herzschlag kontrolliert werden kann, kann es es tagesformbedingte Unterschiede geben. Beispielsweise kann eine Erkältung oder schlechter Schlaf Einfluss auf den Puls haben, ebenso wie Koffein- oder Nikotingenuss oder körperliche Aktivität in zeitlicher Nähe zur Untersuchung. Hier können sich Unterschiede in Pulsrate oder Zeitpunkt der Spitzengeschwindigkeiten wie bei VP2 ergeben. Daher müssen Unterschiede in den Messdaten nicht unbedingt mit Bewegungen und Bewegungsartefakten in Zusammenhang stehen. Auffällig ist aber, dass bei den vorgestellten Messungen beispielsweise die Maximalgeschwindigkeiten mit PMC meist höher waren und die Kurven der Volumenstromwerte ohne PMC oftmals flacher verliefen. Für eine aussagekräftigere statistische Analyse und eine genauere quantitative Auswertung wären mehr Messungen an mehr Versuchspersonen als Datengrundlage wünschenswert.

Es ist auch nicht einfach, das Bewegungsausmaß mit der Stärke der Artefaktausprägung in Korrelation zu bringen, da nicht nur das Bewegungsausmaß, sondern auch der Zeitpunkt der Bewegung bzw. der Ort der betroffenen k -Raum-Zeile im k -Raum Einfluss auf die Stärke und Ausprägung des Artefakts hat. Bei der Betrachtung der fünf Querschnitte der ACA ist ein direkter Vergleich der Versuchspersonen miteinander nur bedingt möglich. Der Gefäßring des COW ist variantenreich und die Gefäße sind nicht bei allen Versuchspersonen gleich angelegt. So ergeben sich starke Unterschiede in Gefäßdurchmesser und Flusseigenschaften in den untersuchten Teilen der ACA von Versuchsperson zu Versuchsperson. Dies ist aber bei der ACP und er ACM ebenso der Fall.

Es wurde großer Wert darauf gelegt, die Nachverarbeitungspipeline für die fünf Versuchspersonen möglichst standardisiert anzulegen. Allerdings wurden einige Parameter wie zum Beispiel der Schwellenwert für die Hintergrundmaskierung im *velomap-tool* oder für die Segmentierung in *EnSight* individuell eingestellt. Bei der Vielzahl der Verarbeitungsschritte sind individuelle Einflüsse abhängig von den jeweiligen Gegebenheiten der Datensätze nicht auszuschließen, etwa wenn das Rauschen in einer Messung stärker ausgeprägt war als in einer anderen. So hat auch das durch Bewegung verursachte *Blurring* Einfluss auf die Segmentierung, wenn es zu breiter dargestellten Gefäßen führt und damit auch die Berechnung der Volumenstromwerte beeinflusst.

ACA und der ACM sind im Schädel weiter frontal gelegen als die ACP und daher wie bereits beschrieben stärker von Bewegungen betroffen, da sich der Aufliegepunkt am Hinterkopf befindet. Zur Abschätzung der Artefaktstärke bieten sich daher Untersuchungen im frontalen Bereich des Schädels eher an als okzipital gelegene Strukturen. Die hier durchgeführte Untersuchung von mehreren Querschnitten im selben Gefäß ist unabhängig von Vergleichsmessungen mit PMC und böte sich zur Qualitätsabschätzung oder Zuverlässigkeitsbeurteilung an, solange die Artefakte nicht wie bei VP5 so stark ausgeprägt sind, dass das *Blurring* die Werte über große Bereiche hinweg vereinheitlicht. Jedoch sind solche Artefakte dann so offensichtlich, dass es keiner Qualitätsabschätzung bedarf. Eine Information über die Qualität der Daten würde in vielen Bereichen der Diagnostik mittels PC-MRI eine große Rolle spielen und dem medizinischen Personal helfen, die Unsicherheiten über die Daten bei der Therapieplanung zu berücksichtigen. Bei der Beurteilung der Daten kommt es manchmal auf sehr kleine Details wie die Eigenschaften eines Jets oder dessen Auftreffen auf die Gefäßwand an. Wenn diese Details aufgrund von Bewegungsartefakten nicht darstellbar sind, ist die Information über das Ausmaß der Artefakte hilfreich, auch wenn die Artefakte vorhanden bleiben. Noch besser ist eine Korrektur der Artefakte. Wie bei VP2 und VP3 gezeigt hilft, die Bewegungskorrektur, die Artefakte auf ein kaum wahrnehmbares Maß zu reduzieren. Inwieweit sehr feine Strukturen dennoch von Restartefakten beeinflusst werden, ist an Versuchspersonen schwer zu evaluieren, da der Goldstandard – ein Datensatz ohne Bewegung – nicht zu erhalten ist. Die Daten von VP1 und VP4 zeigen, dass bei extrem geringer Bewegung der Versuchsperson keine sichtbare Verbesserung der Daten durch Bewegungskorrektur bei der gemessenen Auflösung möglich ist. Um einen Vergleich zu einem Goldstandard durchführen zu können, wäre die Messung an einem Phantom eine Möglichkeit. Dazu wäre für die Messung mit Bewegung eine Apparatur nötig, welche kontrollierbare, möglichst identisch wiederholbare Bewegungen des Phantoms ausführt. Die Apparatur muss MR-tauglich sein, das Phantom muss feine Strukturen, möglichst mit Strömungsverhalten, aufweisen. Diese Arbeiten würden eine sinnvolle Weiterführung der Untersuchungen zur Zuverlässigkeit und zum Nutzen der prospektiv bewegungskorrigierten PC-MRI darstellen. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass die Daten in aller Regel deutlich von der Korrektur profitieren, solange sie nicht ohnehin frei von Bewegungsartefakten sind. Bei VP4 weisen sowohl die AES-Berechnungen als auch die Untersuchung der Gefäßquerschnitte

auf eine sehr leichte Verschlechterung der Datenqualität hin. Aber auch in dem Fall werden die Daten nicht wahrnehmbar schlechter, und es werden keine sichtbaren Artefakte durch die Bewegungskorrektur hinzugefügt. Bei der Messung mit intentionaler Bewegung ist der Unterschied bei der Bewegung der Versuchsperson nicht optimal. Zwar fanden die Messungen am selben Tag statt, jedoch wurde der Versuchsperson zwischen den Messungen eine Pause ermöglicht und sie wurde zur zweiten Messung neu gelagert. Es ist auch für eine erfahrene Versuchsperson nicht leicht, dieselbe Art von Bewegung über mehrere Messungen hinweg sehr ähnlich auszuführen. Auch hier würde es helfen, diese Messungen mit einem kontrolliert bewegbaren Phantom durchzuführen.

6.4 Vorschlag für eine optimierte Pipeline zur Durchführung von bewegungskorrigierten PC-MRI-Messungen

Aus den Erfahrungen der Messungen ergeben sich folgende Empfehlungen zur Durchführung von PC-MRI Studien mit dem vorgestellten PMC System, teilweise wurden diese bereits in der vorgestellten Studie verwendet, einige Empfehlungen sind neu und stellen eine Weiterentwicklung des bisherigen Workflow dar:

1. **Die Versuchspersonen** sollten, wie bei anderen MRT Studien auch, so ausgewählt werden, dass es keine Kontraindikationen zur Teilnahme an wissenschaftlichen MRT Untersuchungen gibt, etwa aktive Implantate oder eine bestehende Schwangerschaft. Hierzu gibt es bereits einen Fragebogen, welcher für jede Messung am 7 T-MRT ausgefüllt werden muss. Zusätzlich sollte eine Aufklärung über die PMC-Technik und die damit verbundene Erstellung der Aufbisschiene erfolgen. Hierbei hilft ein Fragebogen, in welchen Fragen zu Vorerkrankungen, Operationen, abgeschlossenen sowie laufenden Behandlungen im Zahn-, Kiefer oder HNO-Bereich einfließen. Von Interesse sind auch Fragen zum Zahnstatus (fester oder herausnehmbarer Zahnersatz), Zahnspangen oder Knirschschienen. Eventuell können auch Informationen über Allergien oder Unverträglichkeiten, Medikamenten- oder Drogeneinnahme oder ansteckende Krankheiten wie HIV , Hepatitis oder TBC von Interesse sein.
2. **Die Aufbisschiene** wird erstellt, sollten die Antworten im Fragebogen nicht zu einem Ausschluss führen. So muss zunächst ein Termin zur Vorbereitung gemacht werden. Die Aufbisschiene kann wie in der vorgestellten Studie mittels Abdrucknahme mit Alginate erfolgen und auf klassische Weise mittels Gipsmodell im Zahnlabor erstellt werden. Alternativ kann von den Zahnreihen mittels Intraoralkamera und 3D-Scan ein Modell erstellt werden, woraus dann nach digitaler Weiterverarbeitung (Extraktion der Zahnreihe, Anfügen der Verlängerung für den Marker) mittels 3D-Drucker eine Aufbisschiene erstellt wird. In jedem Fall wäre es empfehlenswert, vor dem Erstellen des Abdrucks oder vor dem Intraoralscan eine zahnärztliche Überprüfung des Zahnstatus durchführen zu lassen, um Vorschädigungen der Zähne auszuschließen, welche bei der Erstellung oder Benutzung der Aufbisschiene Probleme bereiten können. Ein zweiter Termin zur »Anprobe« und Nacharbeitung der Zahnschiene kann ggf. entfallen, falls es sich abzeichnet, dass das verwendete Verfahren auch ohne Nacharbeiten gut sitzende Aufbisschienen liefert. Im Zweifel ist ein solcher Termin aber anzuraten, um unnötige Ausfälle von Messterminen wegen nicht passender Aufbisschienen zu vermeiden.
3. **Die Messtermine** werden dann nach der Fertigung der Aufbisschiene gemacht. Bei der Erstellung im Labor dauert dies für gewöhnlich einige Tage, bei der Fertigung mittels

6.4. Vorschlag für eine optimierte Pipeline zur Durchführung von bewegungskorrigierten PC-MRI-Messungen

3D-Drucker, kann abhängig von der Geschwindigkeit des Fertigungsprozesses am nächsten Tag mit den Messungen begonnen werden. Im Idealfall würde morgens der Intraoralscan stattfinden und Datennachbearbeitung und 3D-Druck über den Tag erfolgen, so dass der erste Messtermin sogar schon am Nachmittag desselben Tages stattfinden könnte.

Sollten mehrere Messtermine nötig sein, so ist es sinnvoll, die äußeren Umstände, welche sich auf die Herzfrequenz der Versuchsperson auswirken, für alle Messtermine soweit wie möglich anzugleichen. Dazu gehört, die Termine möglichst auf den gleichen Wochentag (um wiederkehrende Gewohnheiten der Versuchsperson zu berücksichtigen) und auf die gleiche Uhrzeit zu legen. Es sollte mit der Versuchsperson besprochen werden, auf Nikotin- und Koffeingenuss zu verzichten oder zu allen Messterminen anzugleichen. Auch die körperliche Aktivität vor der Messung sollte möglichst angeglichen werden, beispielsweise die Art der Anreise (Fahrrad oder Straßenbahn). Eine ausgebrochene oder sich anbahnende Erkältung kann auch Einfluss auf die Herzfrequenz haben. Ggf. kann es sinnvoll sein, einen Messtermin zu verschieben.

4. Die Messungen werden unter EKG-Triggerung durchgeführt. Hierzu ist es nötig, wie beschrieben, ein Triggersignal aus dem Herzschlag abzuleiten. Ein akustisches Herzgating-Gerät (MRI.Tools GmbH, Deutschland) wie bei den vorgestellten Messungen, falls möglich ein abgeleitetes EKG oder ein Fingerpuls-Oximeter, lieferten die Gating-Informationen. Es kann sinnvoll sein, zur Kontrolle oder als Ersatz bei Ausfall zwei Gating Methoden zur Verfügung zu haben.

Die Messparameter sind sehr stark abhängig vom Anwendungsfall und dem Ziel der Studie. Wenn möglich sollten die Ratschläge aus Veröffentlichungen wie aus Konsenserklärungen und aus Reviewartikel (beispielsweise von Bissell et al. [20] und Dyverfeldt et al. [50]) berücksichtigt werden.

Bewegungen, die im erwarteten Rahmen liegen, können mittels PMC korrigiert werden. Für sehr starke Bewegungen wie Niesen oder Husten ist nützlich, eine Reject-Funktion in den Sequenzablauf einzubinden, welche die betroffenen k -Raum-Zeilen verwirft und erneut misst. In jedem Fall sollten die Bewegungen der Versuchsperson während der Messung aufgezeichnet und zur späteren Analyse aufbewahrt werden.

5. Die Nachverarbeitung der Daten sollte mit einer Kontrolle auf Bewegungsartefakte beginnen. Diese kann zunächst mittels Beurteilung durch darin erfahrene Personen und Kontrolle auf sichtbare Artefakte erfolgen. Zusätzlich kann die Berechnung der AES-Werte sinnvoll sein, welche zur weiteren Beurteilung herangezogen werden können, besonders dann, wenn mehrere ähnliche Messungen verglichen werden. Hier kann auch eine Betrachtung der aufgezeichneten Bewegungsmuster sinnvoll sein. Die weitere Nachverarbeitung ist wieder stark abhängig von den angestrebten Studienzielen und der angestrebten Art der Visualisierung. Hier wird auf Empfehlungen anderer Veröffentlichungen verwiesen, beispielsweise auf die von Köhler et al. [100].

Anhang

Literaturverzeichnis

- [1] M. Aksoy, C. Forman, M. Straka, T. Çukur, J. Hornegger und R. Bammer. Hybrid Prospective and Retrospective Head Motion Correction to Mitigate Cross-Calibration Errors. *Magnetic Resonance in Medicine*, 67(5):1237–1251, 2012. [↗](#)
- [2] A. W. Anderson und J. C. Gore. Analysis and Correction of Motion Artifacts in Diffusion Weighted Imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 32(3):379–387, September 1994. [↗](#)
- [3] A. G. Anderson, K. M. Johnson, J. Bock, M. Markl und O. Wieben. Comparison of Image Reconstruction Algorithms for the Depiction of Vessel Anatomy in PC VIPR Datasets. In *Proceedings of the 16th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, #934, 2008. [↗](#)
- [4] J. B. Andre, B. W. Bresnahan, M. Mossa-Basha, M. N. Hoff, C. P. Smith, Y. Anzai und W. A. Cohen. Toward Quantifying the Prevalence, Severity, And Cost Associated with Patient Motion During Clinical MR Examinations. *Journal of the American College of Radiology*, 12(7):689–695, 2015. [↗](#)
- [5] B. C. Andrews-Shigaki, B. S. R. Armstrong, M. Zaitsev und T. Ernst. Prospective Motion Correction for Magnetic Resonance Spectroscopy Using Single Camera Retro-Grate Reflector Optical Tracking. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 33(2):498–504, 2011. [↗](#)
- [6] B. A. Ardekani, A. H. Bachman und J. A. Helpert. A quantitative comparison of motion detection algorithms in fMRI. *Magnetic Resonance Imaging*, 19(7):959–963, 2001. [↗](#)
- [7] B. Armstrong, T. Verron, L. Heppe, J. Reynolds und K. Schmidt. RGR-3D: Simple, Cheap Detection of 6-Dof Pose for Tele-Operation, and Robot Programming and Calibration. In *Proceedings 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.02CH37292)*, Band 3, Seiten 2938–2943, 2002. [↗](#)
- [8] B. S. R. Armstrong, J. Maclaren, Q. Li, T. P. Kusik, R. T. Barrows, B. Andrews-Shigaki, K. Gumus, M. Zaitsev, O. Speck, T. Prieto und T. M. Ernst. Distance Estimation by Moving-Window Principal Component Analysis for RGR-Based Subject Motion Tracking in MR Scans. In *Current Concepts of Motion Correction for MRI & MRS*, ISMRM Workshop Series 2010, 2010. [↗](#) 25 February 2010, 10:20-10:25.
- [9] L. Axel, R. M. Summers, H. Y. Kressel und C. Charles. Respiratory Effects in Two-Dimensional Fourier Transform MR Imaging. *Radiology*, 160(3):795–801, 1986. [↗](#)

- [10] L. Beljaards, N. Pezzotti, C. Rao, M. Doneva, M. J. P. van Osch und M. Staring. Ai-Based Motion Artifact Severity Estimation in Undersampled MRI allowing for Selection of Appropriate Reconstruction Models. *Medical Physics*, 2024. [↗](#)
- [11] E. M. Bellon, E. M. Haacke, P. E. Coleman, D. C. Sacco, D. A. Steiger und R. E. Gangarosa. MR Artifacts: A Review. *American Journal of Roentgenology*, 147(6):1271–1281, Dezember 1986. [↗](#)
- [12] P. Berg, K. Baumgarten, S. Geist, D. Stucht, O. Speck und G. Janiga. Relative pressure field computation in human arteries based on 4D PC-MRI velocities. In *2014 IEEE 11th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*, Seiten 417–420, Beijing, China. IEEE, April 2014. [↗](#)
- [13] P. Berg, G. Janiga, D. Stucht, O. Speck und D. Thévenin. Can computational fluid dynamics predict the intracranial blood flow in the circle of Willis? A comparison with magnetic resonance imaging. In *Proceedings of the 8th International Symposium on Biomechanics in Vascular Biology and Cardiovascular Disease*, #P24, Rotterdam, Niederlande, 2013.
- [14] P. Berg, G. Janiga, D. Stucht, O. Speck und D. Thévenin. Validation of Cerebral Blood Flow in Intracranial Aneurysms: CFD Versus 7 Tesla 4D PC-MRI. In *Proceedings of the ASME 2013 Summer Bioengineering Conference Volume 1A*, # V01AT04A007. American Society of Mechanical Engineers, Juni 2013. [↗](#)
- [15] P. Berg, D. Stucht, G. Janiga, O. Beuing, O. Speck und D. Thévenin. CFD versus MRI – Validierung der Hämodynamik in intrakraniellen Aneurysmen. In M. Schenk, Herausgeber, *10. Fachtagung "DigitalEngineering zum Planen, Testen und Betreiben technischer Systeme"* (Magdeburg), Seiten 121–130, Stuttgart. Fraunhofer-Verl., 2013.
- [16] P. Berg, D. Stucht, G. Janiga, O. Beuing, O. Speck und D. Thévenin. Cerebral Blood Flow in a Healthy Circle of Willis and Two Intracranial Aneurysms: Computational Fluid Dynamics Versus Four-Dimensional Phase-Contrast Magnetic Resonance Imaging. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(4), 2014. [↗](#)
- [17] M. A. Bernstein, X. J. Zhou, J. A. Polzin, K. F. King, A. Ganin, N. J. Pelc und G. H. Glover. Concomitant gradient terms in phase contrast MR: Analysis and correction. *Magnetic Resonance in Medicine*, 39(2):300–308, 1998. [↗](#)
- [18] M. A. Bernstein, K. F. King und X. J. Zhou. *Handbook of MRI Pulse Sequences*. Academic Press, Burlington, MA, USA, San Diego, CA, USA und London, UK, 1. Auflage, 2004, Seite 1040. [↗](#)
- [19] M. A. Bernstein, A. Shimakawa und N. J. Pelc. Minimizing TE in Moment-Nullled or Flow-Encoded Two- and Three-Dimensional Gradient-Echo Imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2(5):583–588, 1992. [↗](#)

- [20] M. M. Bissell, F. Raimondi, L. Ait Ali, B. D. Allen, A. J. Barker, A. Bolger, N. Burris, C.-J. Carhäll, J. D. Collins, T. Ebbers, C. J. Francois, A. Frydrychowicz, P. Garg, J. Geiger, H. Ha, A. Hennemuth, M. D. Hope, A. Hsiao, K. Johnson, S. Kozerke, L. E. Ma, M. Markl, D. Martins, M. Messina, T. H. Oechtering, P. van Ooij, C. Rigsby, J. Rodriguez-Palomares, A. A. W. Roest, A. Roldán-Alzate, S. Schnell, J. Sotelo, M. Stuber, A. B. Syed, J. Töger, R. van der Geest, J. Westenberg, L. Zhong, Y. Zhong, O. Wieben und P. Dyverfeldt. 4D Flow Cardiovascular Magnetic Resonance Consensus Statement: 2023 Update. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 25(1):40, Februar 2023. [↗](#)
- [21] M. Blaimer, F. Breuer, M. Mueller, R. M. Heidemann, M. A. Griswold und P. M. Jakob. SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: How to Choose the Optimal Method. *Topics in Magnetic Resonance Imaging*, 15(4):223–236, 2004. [↗](#)
- [22] J. Bock. *Development and Testing of New Strategies for Pre-Processing and Analysis of 4D Flow-Sensitive MRI Data*. Dissertation, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau, Technische Fakultät; Institut für Mikrosystemtechnik, 2013. [↗](#)
- [23] J. Bock, B. W. Kreher, J. Hennig und M. Markl. Optimized Pre-Processing of Time-Resolved 2D and 3D Phase Contrast MRI Data. In *Proceedings of the 15th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, #3138, 2007. [↗](#)
- [24] J. Bock, O. Wieben, K. M. Johnson, J. Hennig und M. Markl. Optimal processing to derive static PC-MRA from time-resolved 3D PC-MRI data. In *Proceedings of the 16th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, #3053, 2008. [↗](#)
- [25] C. A. Bookwalter, M. A. Griswold und J. L. Duerk. Multiple Overlapping k-Space Junctions for Investigating Translating Objects (MOJITO). *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 29(2):339–349, 2010. [↗](#)
- [26] L. Boussel, V. Rayz, A. Martin, G. Acevedo-Bolton, M. T. Lawton, R. Higashida, W. S. Smith, W. L. Young und D. Saloner. Phase-Contrast Magnetic Resonance Imaging Measurements in Intracranial Aneurysms in Vivo of Flow Patterns, Velocity Fields, and Wall Shear Stress: Comparison with Computational Fluid Dynamics. *Magnetic Resonance in Medicine*, 61(2):409–417, 2009. [↗](#)
- [27] A. C. S. Brau und J. H. Brittain. Generalized self-navigated motion detection technique: Preliminary investigation in abdominal imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 55(2):263–270, Januar 2006. [↗](#)
- [28] R. W. Brown, Y.-C. N. Cheng, E. M. Haacke, M. R. Thompson und R. Venkatesan. *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design*. Wiley-Blackwell/John Wiley & Sons, Hoboken, NJ, USA, zweite Auflage, 2014. [↗](#)
- [29] D. J. Bryant, J. A. Payne, D. N. Firmin und D. B. Longmore. Measurement of Flow with NMR Imaging Using a Gradient Pulse and Phase Difference Technique. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 8(4):588–593, August 1984. [↗](#)
- [30] J. Budde, G. Shajan, K. Scheffler und R. Pohmann. Ultra-High Resolution Imaging of the Human Brain Using Acquisition-Weighted Imaging at 9.4 T. *Neuroimage*, 86:592–598, 2014. [↗](#)
- [31] P. Callaghan. *Principles of Nuclear Magnetic Resonance Microscopy*. Oxford University Press, New York, NY, USA, 1994. [↗](#)

- [32] J. R. Cebral, M. Sheridan und C. M. Putman. Hemodynamics and Bleb Formation in Intracranial Aneurysms. *American Journal of Neuroradiology*, 31(2):304–310, 2009. [↗](#)
- [33] J. R. Cebral, F. Mut, J. Weir und C. M. Putman. Association of Hemodynamic Characteristics and Cerebral Aneurysm Rupture. *American Journal of Neuroradiology*, 32(2):264–270, 2011. [↗](#)
- [34] J. R. Cebral, C. M. Putman, M. T. Alley, T. Hope, R. Bammer und F. Calamante. Hemodynamics in Normal Cerebral Arteries: Qualitative Comparison of 4D Phase-Contrast Magnetic Resonance and Image-Based Computational Fluid Dynamics. *Journal of Engineering Mathematics*, 64(4):367–378, 2009. [↗](#)
- [35] G. A. Christoforidis, M. Yang, A. Abduljalil, A. R. Chaudhury, H. B. Newton, J. M. McGregor, C. R. Epstein, W. T. C. Yuh, S. Watson und P.-M. L. Robitaille. »Tumoral Pseudoblush« Identified within Gliomas at High-Spatial-Resolution Ultrahigh-Field-Strength Gradient-Echo MR Imaging Corresponds to Microvascularity at Stereotactic Biopsy. *Radiology*, 264(1):210–217, 2012. [↗](#)
- [36] T. A. Clarke und J. G. Fryer. The Development of Camera Calibration Methods and Models. *The Photogrammetric Record*, 16(91):51–66, 1998. [↗](#)
- [37] B. M. Dale, M. A. Brown und R. C. Semelka. *MRI: Basic Principles and Applications*. Wiley-Blackwell/John Wiley & Sons, Hoboken, NJ, USA, fünfte Auflage, 2015. [↗](#)
- [38] K. A. Danishad, I. Y. Kadashevich, P. Schulze, D. Stucht und O. Speck. Improved Accuracy of an External Prospective Optical Motion Correction System on a 7T MR Scanner. In *Proceedings of the 17th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (Honolulu, HI, USA), #4045, 2009.
- [39] B. Davis, K. Royalty, M. Kowarschik, C. Rohkohl, E. Oberstar, B. Aagaard-Kienitz, D. Niemann, O. Ozkan, C. Strother und C. Mistretta. 4D Digital Subtraction Angiography: Implementation and Demonstration of Feasibility. *American Journal of Neuroradiology*, 34(10):1914–1921, 2013. [↗](#)
- [40] P.-F. V. de Moortele, E. J. Auerbach, C. Olman, E. Yacoub, K. Uğurbil und S. Moeller. T1 weighted brain images at 7 Tesla unbiased for Proton Density, T2* contrast and RF coil receive B1 sensitivity with simultaneous vessel visualization. *NeuroImage*, 46(2):432–446, 2009. [↗](#)
- [41] J. A. Derbyshire, G. A. Wright, R. M. Henkelman und R. S. Hinks. Dynamic scan-plane tracking using MR position monitoring. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 8(4):924–932, Juli 1998. [↗](#)
- [42] N. K. de Rooij, F. H. H. Linn, J. A. van der Plas, A. Algra und G. J. E. Rinkel. Incidence of Subarachnoid Haemorrhage: A Systematic Review with Emphasis on Region, Age, Gender and Time Trends. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 78(12):1365–1372, 2007. [↗](#)
- [43] A. Deshmane, V. Gulani, M. A. Griswold und N. Seiberlich. Parallel MR Imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 36(1):55–72, 2012. [↗](#)

- [44] P. DiGiacomo, J. Maclaren, M. Aksoy, E. Tong, M. Carlson, B. Lanzman, S. Hashmi, R. Watkins, J. Rosenberg, B. Burns, T. W. Skloss, D. Rettmann, B. Rutt, R. Bammer und M. Zeineh. A Within-Coil Optical Prospective Motion-Correction System for Brain Imaging at 7 T. *Magnetic Resonance in Medicine*, 84(3):1661–1671, 2020. [↗](#)
- [45] C. Dold, W. Younis, J. Winter, G. Sakas, E. Firlle und S. Stergiopoulos. The compensation of head motion artifacts using an infrared tracking system and a new algorithm for fMRI. *Studies in health technology and informatics*, 98:75–81, 2004. ppublish.
- [46] C. Dold, M. Zaitsev, O. Speck, E. Firlle, J. Hennig und G. Sakas. Prospective Head Motion Compensation for MRI by Updating the Gradients and Radio Frequency during Data Acquisition. In J. Duncan und G. Gerig, Herausgeber, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2005*. Band 3749, Lecture Notes in Computer Science, Seiten 482–489. Springer Berlin / Heidelberg, 2005. [↗](#)
- [47] C. Dold, M. Zaitsev, O. Speck, E. A. Firlle, J. Hennig und G. Sakas. Advantages and Limitations of Prospective Head Motion Compensation for MRI Using an Optical Motion Tracking Device. *Academic Radiology*, 13(9):1093–1103, 2006. [↗](#)
- [48] B. A. Duffy, L. Zhao, F. Seppehrband, J. Min, D. J. Wang, Y. Shi, A. W. Toga und H. Kim. Retrospective Motion Artifact Correction of Structural MRI Images Using Deep Learning Improves the Quality of Cortical Surface Reconstructions. *Neuroimage*, 230:117756, 2021. [↗](#)
- [49] C. L. Dumoulin, S. P. Souza, M. F. Walker und W. Wagle. Three-Dimensional Phase Contrast Angiography. *Magnetic Resonance in Medicine*, 9(1):139–149, Januar 1989. [↗](#)
- [50] P. Dyverfeldt, M. Bissell, A. J. Barker, A. F. Bolger, C.-J. Carlhäll, T. Ebbers, C. J. Francios, A. Frydrychowicz, J. Geiger, D. Giese, M. D. Hope, P. J. Kilner, S. Kozerke, S. Myerson, S. Neubauer, O. Wieben und M. Markl. 4D Flow Cardiovascular Magnetic Resonance Consensus Statement. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 17(72), 2015. [↗](#)
- [51] R. L. Ehman, M. T. McNamara, M. Pallack, H. Hricak und C. B. Higgins. Magnetic Resonance Imaging with Respiratory Gating: Techniques and Advantages. *American Journal of Roentgenology*, 143(6):1175–1182, 1984. [↗](#)
- [52] R. L. Ehman und J. P. Felmlee. Adaptive Technique for High-Definition MR Imaging of Moving Structures. *Radiology*, 173(1):255–263, 1989. [↗](#)
- [53] N. Etminan, H.-S. Chang, K. Hackenberg, N. K. de Rooij, M. D. I. Vergouwen, G. J. E. Rinkel und A. Algra. Worldwide Incidence of Aneurysmal Subarachnoid Hemorrhage According to Region, Time Period, Blood Pressure, and Smoking Prevalence in the Population. *JAMA Neurology*, 76(5):588, 2019. [↗](#)
- [54] N. Etminan, A. Dörfler und H. Steinmetz. Unruptured Intracranial Aneurysms. *Deutsches Ärzteblatt international*, 117(14):235–242, 2020. [↗](#)
- [55] B. D. Fletcher, M. D. Jacobstein, A. D. Nelson, T. A. Riemenschneider und R. J. Alfidi. Gated Magnetic Resonance Imaging of Congenital Cardiac Malformations. *Radiology*, 150(1):137–140, 1984. [↗](#)
- [56] M. Forsting und I. Wanke, Herausgeber. *Intracranial Vascular Malformations and Aneurysms*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2008. [↗](#)

- [57] B. U. Forstmann, M. C. Keuken, A. Schafer, P.-L. Bazin, A. Alkemade und R. Turner. Multi-Modal Ultra-High Resolution Structural 7-Tesla Mri Data Repository. *Scientific Data*, 1:140050, 2014. [↗](#)
- [58] T. Frauenrath, F. Hezel, U. Heinrichs, S. Kozerke, J. F. Utting, M. Kob, C. Butenweg, P. Boesiger und T. Niendorf. Feasibility of Cardiac Gating Free of Interference with Electro-Magnetic Fields at 1.5 Tesla, 3.0 Tesla and 7.0 Tesla Using an MR-Stethoscope. *Investigative Radiology*, 44(9):539–547, 2009. [↗](#)
- [59] T. Frauenrath, F. Hezel, W. Renz, T. de Geyer d’Orth, M. Dieringer, F. von Knobelsdorff-Brenkenhoff, M. Prothmann, J. Schulz-Menger und T. Niendorf. Acoustic Cardiac Triggering: A Practical Solution for Synchronization and Gating of Cardiovascular Magnetic Resonance at 7 Tesla. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 12(1), 2010. [↗](#)
- [60] T. Frauenrath, T. Niendorf und M. Kob. Acoustic Method for Synchronization of Magnetic Resonance Imaging (MRI). *Acta Acustica united with Acustica*, 94(1):148–155, 2008. [↗](#)
- [61] O. Friman, A. Hennemuth, A. Harloff, J. Bock, M. Markl und H.-O. Peitgen. *Probabilistic 4D Blood Flow Mapping*. In *Lecture Notes in Computer Science*. Springer Berlin Heidelberg, 2010, Seiten 416–423. [↗](#)
- [62] O. Friman, A. Hennemuth, A. Harloff, J. Bock, M. Markl und H.-O. Peitgen. Probabilistic 4D Blood Flow Tracking and Uncertainty Estimation. *Medical Image Analysis*, 15(5):720–728, Oktober 2011. [↗](#)
- [63] K. Friston, J. Ashburner, S. Kiebel, T. Nichols und W. Penny, Herausgeber. *Statistical Parametric Mapping. The Analysis of Functional Brain Images*. Academic Press, 2006. [↗](#)
- [64] K. J. Friston, S. Williams, R. Howard, R. S. J. Frackowiak und R. Turner. Movement-Related Effects in fMRI Time-Series. *Magnetic Resonance in Medicine*, 35(3):346–355, März 1996. [↗](#)
- [65] R. Frost. k-Space navigators. In A. J. W. van der Kouwe und J. B. Andre, Herausgeber, *Motion Correction in MR - Correction of Position, Motion, and Dynamic Field Changes*. Band 6, Advances in Magnetic Resonance Technology and Applications, Kapitel 24, Seiten 209–224. Elsevier, 2022. [↗](#)
- [66] F. Gaidzik, S. Pathiraja, S. Saalfeld, D. Stucht, O. Speck, D. Thévenin und G. Janiga. Hemodynamic Data Assimilation in A subject-Specific Circle of Willis Geometry. *Clinical Neuroradiology*, 31(3):643–651, 2021. [↗](#)
- [67] F. Gaidzik, D. Stucht, C. Roloff, O. Speck, D. Thévenin und G. Janiga. Transient flow prediction in an idealized aneurysm geometry using data assimilation. *Computers in Biology and Medicine*, 115:103507, 2019. [↗](#)
- [68] D. Gallichan und M. Engström. Image-space navigators. In A. J. W. van der Kouwe und J. B. Andre, Herausgeber, *Motion Correction in MR - Correction of Position, Motion, and Dynamic Field Changes*. Band 6, Advances in Magnetic Resonance Technology and Applications, Kapitel 15, Seiten 225–236. Elsevier, 2022. [↗](#)
- [69] R. Gasteiger. *Visual Exploration of Cardiovascular Hemodynamics*. Dissertation, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Fakultät für Informatik, 2014. [↗](#)

- [70] R. Gasteiger, G. Janiga, D. Stucht, A. Hennemuth, O. Friman, O. Speck, M. Markl und B. Preim. Vergleich zwischen 7 Tesla 4D PC-MRI-Flussmessung und CFD-Simulation. In H. Handels, J. Ehrhardt, T. M. Deserno, H.-P. Meinzer und T. Tolxdorff, Herausgeber, *Informatik aktuell: Bildverarbeitung für die Medizin 2011*, Seiten 304–308, Berlin, Heidelberg. Springer, 2011. [↗](#)
- [71] P. D. Gatehouse, M. P. Rolf, M. J. Graves, M. B. M. Hofman, J. Totman, B. Werner, R. A. Quest, Y. Liu, J. von Spiczak, M. Dieringer, D. N. Firmin, A. van Rossum, M. Lombardi, J. Schwitter, J. Schulz-Menger und P. J. Kilner. Flow Measurement by Cardiovascular Magnetic Resonance: A Multi-Centre Multi-Vendor Study of Background Phase Offset Errors That Can Compromise the Accuracy of Derived Regurgitant or Shunt Flow Measurements. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 12(5), 2010. [↗](#)
- [72] Y. Ge, V. M. Zohrabian und R. I. Grossman. Seven-Tesla Magnetic Resonance Imaging: New Vision of Microvascular Abnormalities in Multiple Sclerosis. *Archives of Neurology*, 65(6):812–816, 2008. [↗](#)
- [73] W. A. Gibby. *Magnetic Resonance Artifacts*. In *Neuroimaging*. R. A. Zimmerman, W. A. Gibby und R. F. Carmody, Herausgeber. Springer New York, 2000, Seiten 277–311. [↗](#)
- [74] S. Glaßer, P. Berg, M. Neugebauer und B. Preim. Reconstruction of 3D Surface Meshes for Blood Flow Simulations of Intracranial Aneurysms. In H. K. Hahn, R. Kikinis, J. Klein, A. Nabavi und S. Weber, Herausgeber, *CURAC 2015 - Tagungsband – 14. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC)*, Seiten 163–168. Fraunhofer MEVIS, Bremen, Germany, 2015. [↗](#)
- [75] F. Godenschweger, U. Kägebein, D. Stucht, U. Yarach, A. Sciarra, R. Yakupov, F. Lüsebrink, P. Schulze und O. Speck. Motion Correction in MRI of the Brain. *Physics in Medicine and Biology*, 61(5):R32, 2016. [↗](#)
- [76] F. L. Goerner und G. D. Clarke. Measuring signal-to-noise ratio in partially parallel imaging MRI. *Medical Physics*, 38(9):5049–5057, August 2011. [↗](#)
- [77] L. M. Gottwald, J. Töger, K. Markenroth Bloch, E. S. Peper, B. F. Coolen, G. J. Strijkers, P. van Ooij und A. J. Nederveen. High Spatiotemporal Resolution 4D Flow MRI of Intracranial Aneurysms at 7T in 10 Minutes. *American Journal of Neuroradiology*, 41(7):1201–1208, Juni 2020. [↗](#)
- [78] M. A. Griswold, P. M. Jakob, R. M. Heidemann, M. Nittka, V. Jellus, J. Wang, B. Kiefer und A. Haase. Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA). *Magnetic Resonance in Medicine*, 47(6):1202–1210, 2002. [↗](#)
- [79] E. M. Haacke und G. W. Lenz. Improving MR Image Quality in the Presence of Motion by Using Rephasing Gradients. *American Journal of Roentgenology*, 148(6):1251–1258, 1987. [↗](#)
- [80] E. M. Haacke und J. L. Patrick. Reducing Motion Artifacts in Two-Dimensional Fourier Transform Imaging. *Magnetic Resonance Imaging*, 4(4):359–376, Januar 1986. [↗](#)
- [81] R. A. Hanel und R. F. Spetzler. Surgical Treatment of Complex Intracranial Aneurysms. *Neurosurgery*, 62(Suppl. 3):SHC1289–SHC1299, 2008. [↗](#)

- [82] M. Hanke, F. J. Baumgartner, P. Ibe, F. R. Kaule, S. Pollmann, O. Speck, W. Zinke und J. Stadler. A High-Resolution 7-Tesla fMRI Dataset from Complex Natural Stimulation with an Audio Movie. *Scientific Data*, 1:140003, 2014. [↗](#)
- [83] M. Herbst. *Prospective Motion Correction in MRI*. Dissertation, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau, Technische Fakultät; Institut für Mikrosystemtechnik, 2013. [↗](#)
- [84] M. Herbst, C. Lovell-Smith, B. Haeublein, R. Sostheim, J. R. Maclaren, J. G. Korvink und M. Zaitsev. On the Robustness of Prospective Motion Correction for Clinical Routine. In *Proceedings of the 21st Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, #3766, 2013. [↗](#)
- [85] M. Herbst, J. Maclaren, C. Lovell-Smith, R. Sostheim, K. Egger, A. Harloff, J. Korvink, J. Hennig und M. Zaitsev. Reproduction of Motion Artifacts for Performance Analysis of Prospective Motion Correction in MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 71(1):182–190, 2014. [↗](#)
- [86] A. T. Hess, M. M. Bissell, N. A. B. Ntusi, A. J. M. Lewis, E. M. Tunnicliffe, A. Greiser, A. F. Stalder, J. M. Francis, S. G. Myerson, S. Neubauer und M. D. Robson. Aortic 4D flow: Quantification of signal-to-noise ratio as a function of field strength and contrast enhancement for 1.5T, 3T, and 7T: Quantification of SNR in Aortic 4D Flow. *Magnetic Resonance in Medicine*, 73(5):1864–1871, Juni 2014. [↗](#)
- [87] V. Hombach, N. Merkle und V. Rasche, Herausgeber. *Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging Textbook and Atlas. Textbook and Atlas*. Schattauer Verlagsgesellschaft mbH, F.K., 2012.
- [88] T. A. Hope, M. D. Hope, D. D. Purcell, C. von Morze, D. B. Vigneron, M. T. Alley und W. P. Dillon. Evaluation of Intracranial Stenoses and Aneurysms with Accelerated 4D Flow. *Magnetic Resonance Imaging*, 28(1):41–46, 2010. [↗](#)
- [89] X. Hu und S.-G. Kim. Reduction of signal fluctuation in functional MRI using navigator echoes. *Magnetic Resonance in Medicine*, 31(5):495–503, 1994. [↗](#)
- [90] G. M. Ingolf P. Arlart Georg M. Bongartz, Herausgeber. *Magnetic Resonance Angiography*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin Heidelberg New York, 2002. [↗](#)
- [91] H. Isoda, Y. Ohkura, T. Kosugi, M. Hirano, M. T. Alley, R. Bammer, N. J. Pelc, H. Namba und H. Sakahara. Comparison of Hemodynamics of Intracranial Aneurysms between MR Fluid Dynamics Using 3D Cine Phase-Contrast MRI and MR-Based Computational Fluid Dynamics. *Neuroradiology*, 52(10):913–920, 2010. [↗](#)
- [92] G. Janiga, D. Stucht, R. Gasteiger, P. Berg, O. Speck und D. Thévenin. Characterization of Intracranial Hemodynamics Using 7 Tesla 4D PC-MRI Measurements and CFD. In *IntraCranial Stent Meeting : ICS 2012*, 2012.
- [93] M. Jenkinson, C. F. Beckmann, T. E. J. Behrens, M. W. Woolrich und S. M. Smith. FSL. *NeuroImage*, 62(2):782–790, 2012. [↗](#)
- [94] J. Jiang, K. Johnson, K. Valen-Sendstad, K.-A. Mardal, O. Wieben und C. Strother. Flow Characteristics in a Canine Aneurysm Model: A Comparison of 4D Accelerated Phase-Contrast MR Measurements and Computational Fluid Dynamics Simulations. *Medical Physics*, 38(11):6300–6312, 2011. [↗](#)

- [95] S. Juvela, K. Poussa und M. Porras. Factors Affecting Formation and Growth of Intracranial Aneurysms. *Stroke*, 32(2):485–491, 2001. [↗](#)
- [96] I. Kadashevich, A. Danishad und O. Speck. Automatic Motion Selection in One Step Cross-Calibration for Prospective MR Motion Correction. In *ESMRMB 2011, 28th Annual Scientific Meeting, Leipzig, Germany, 6-8 October: Abstracts, Saturday*, Band 24 der Reihe Nummer S1, Seiten 266–267. Springer Science und Business Media LLC, 2011. [↗](#)
- [97] C.-K. Kang, C.-A. Park, D. S. Lee, Y.-B. Lee, C.-W. Park, Y.-B. Kim und Z.-H. Cho. Velocity Measurement of Microvessels Using Phase-Contrast Magnetic Resonance Angiography at 7 Tesla MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 75(4):1640–1646, Mai 2015. [↗](#)
- [98] M. C. Keuken, P.-L. Bazin, A. Schäfer, J. Neumann, R. Turner und B. U. Forstmann. Ultra-High 7 T MRI of Structural Age-Related Changes of the Subthalamic Nucleus. *Journal of Neuroscience*, 33(11):4896–4900, 2013. [↗](#)
- [99] I. I. Kirov, C. J. Hardy, K. Matsuda, J. Messinger, C. Z. Cankurtaran, M. Warren, G. C. Wiggins, N. N. Perry, J. S. Babb, R. R. Goetz, A. George, D. Malaspina und O. Gonen. In Vivo 7 Tesla Imaging of the Dentate Granule Cell Layer in Schizophrenia. *Schizophrenia Research*, 147(2-3):362–367, 2013. [↗](#)
- [100] B. Köhler, S. Born, R. F. P. van Pelt, A. Hennemuth, U. Preim und B. Preim. A Survey of Cardiac 4D PC-MRI Data Processing. *Computer Graphics Forum*, 36(6):5–35, März 2016. [↗](#)
- [101] R. E. König, D. Stucht, S. Baecke, A. Rashidi, O. Speck, I. E. Sandalcioglu und M. Luchtman. Phase-Contrast MRI Detection of Ventricular Shunt CSF Flow: Proof of Principle. *Journal of Neuroimaging*, 30(6):746–753, 2020. [↗](#)
- [102] F. Krause, C. Benjamins, J. Eck, M. Lührs, R. van Hoof und R. Goebel. Active head motion reduction in magnetic resonance imaging using tactile feedback. *Human Brain Mapping*, 40(14):4026–4037, Juni 2019. [↗](#)
- [103] T. Kretschmer. *Zerebrale Aneurysmen Und Gefäßmalformationen. Behandlungsgrundlagen und neurochirurgische Therapie in Fallbeispielen*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2017. [↗](#)
- [104] J. Krug, M. Schmidt, G. Rose und M. Friebe. A Database of Electrocardiogram Signals Acquired in Different Magnetic Resonance Imaging Scanners. In *2017 Computing in Cardiology Conference (CinC)*, CinC2017. Computing in Cardiology, September 2017. [↗](#)
- [105] P. K. Kundu, I. M. Cohen und D. R. Dowling, Herausgeber. *Fluid mechanics*. Academic Press, Waltham, MA, USA; Oxford, UK, fünfte Auflage, 2012, Seite 920. [↗](#)
- [106] T. Küstner, K. Armanious, J. Yang, B. Yang, F. Schick und S. Gatidis. Retrospective Correction of Motion-Affected MR Images Using Deep Learning Frameworks. *Magnetic Resonance in Medicine*, 82(4):1527–1540, 2019. [↗](#)
- [107] T. Küstner, A. Liebgott, L. Mauch, P. Martirosian, F. Bamberg, K. Nikolaou, B. Yang, F. Schick und S. Gatidis. Automated Reference-Free Detection of Motion Artifacts in Magnetic Resonance Images. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 31(2):243–256, 2018. [↗](#)

- [108] M. E. Ladd, P. Bachert, M. Meyerspeer, E. Moser, A. M. Nagel, D. G. Norris, S. Schmitter, O. Speck, S. Straub und M. Zaiss. Pros and Cons of Ultra-High-Field MRI/MRS for Human Application. *Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy*, 109:1–50, Dezember 2018. [↗](#)
- [109] M. E. Ladd, H. H. Quick, O. Speck, M. Bock, A. Doerfler, M. Forsting, J. Hennig, B. Ittermann, H. E. Möller, A. M. Nagel, T. Niendorf, S. Remy, T. Schaeffter, K. Scheffler, H.-P. Schlemmer, S. Schmitter, L. Schreiber, N. J. Shah, T. Stöcker, M. Uder, A. Villringer, N. Weiskopf, M. Zaiss und M. Zaitsev. Germany’s journey toward 14 Tesla human magnetic resonance. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 36(2):191–210, April 2023. [↗](#)
- [110] P. Lanzer, E. H. Botvinick, N. B. Schiller, L. E. Crooks, M. Arakawa, L. Kaufman, P. L. Davis, R. Herfkens, M. J. Lipton und C. B. Higgins. Cardiac Imaging Using Gated Magnetic Resonance. *Radiology*, 150(1):121–127, 1984. [↗](#)
- [111] C. Le Ster, A. Grant, P.-F. Van de Moortele, A. Monreal-Madrigal, G. Adriany, A. Vignaud, F. Mauconduit, C. Rabrait-Lerman, B. A. Poser, K. Ugurbil und N. Boulant. Magnetic Field Strength Dependent SNR Gain at the Center of a Spherical Phantom and up to 11.7 T. *Magnetic Resonance in Medicine*, 88(5):2131–2138, 2022. [↗](#)
- [112] C. C. Lee, R. C. Grimm, A. Manduca, J. P. Felmlee, R. L. Ehman, S. J. Riederer und C. R. Jack. A Prospective Approach to Correct for Inter-Image Head Rotation in fMRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 39(2):234–243, 1998. [↗](#)
- [113] S. Lee, S. Jung, K.-J. Jung und D.-H. Kim. Deep Learning in MR motion Correction: A Brief Review and a New Motion Simulation Tool (view2Dmotion). *Investigative Magnetic Resonance Imaging*, 24(4):196, 2020. [↗](#)
- [114] C. Lenglet, A. Abosch, E. Yacoub, F. de Martino, G. Sapiro und N. Harel. Comprehensive in Vivo Mapping of the Human Basal Ganglia and Thalamic Connectome in Individuals Using 7 T MRI. *PLOS ONE*, 7(1):e29153, 2012. [↗](#)
- [115] M. H. Levitt. *Spin Dynamics. Basics of Nuclear Magnetic Resonance*. Wiley-Blackwell/John Wiley & Sons, Hoboken, NJ, USA, zweite Auflage, 2008, Seite 736. [↗](#)
- [116] S. Ljunggren. A simple graphical representation of fourier-based imaging methods. *Journal of Magnetic Resonance (1969)*, 54(2):338–343, September 1983. [↗](#)
- [117] A. Loktyushin, H. Nickisch, R. Pohmann und B. Schölkopf. Blind Retrospective Motion Correction of MR Images. *Magnetic Resonance in Medicine*, 70(6):1608–1618, 2013. [↗](#)
- [118] A. Loktyushin, H. Nickisch, R. Pohmann und B. Schölkopf. Blind Multirigid Retrospective Motion Correction of MR Images. *Magnetic Resonance in Medicine*, 73(4):1457–1468, 2015. [↗](#)
- [119] W. E. Lorensen und H. E. Cline. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, 21(4):163–169, 1987. [↗](#)
- [120] R. Lorenz, J. Bock, J. Snyder, J. G. Korvink, B. A. Jung und M. Markl. Influence of Eddy Current, Maxwell and Gradient Field Corrections on 3D Flow Visualization of 3D CINE PC-MRI Data. *Magnetic Resonance in Medicine*, 72(1):33–40, 2014. [↗](#)

- [121] F. Lüsebrink, H. Mattern, R. Yakupov, J. Acosta-Cabronero, M. Ashtarayeh, S. Oeltze-Jafra und O. Speck. Comprehensive Ultrahigh Resolution Whole Brain in Vivo MRI Dataset As a Human Phantom. *Scientific Data*, 8(1):138, 2021. [↗](#)
- [122] F. Lüsebrink, A. Sciarra, H. Mattern, R. Yakupov und O. Speck. T1-Weighted in Vivo Human Whole Brain MRI Dataset with an Ultrahigh Isotropic Resolution of 250 μm . *Scientific Data*, 4:170032, 2017. [↗](#)
- [123] F. Lüsebrink, A. Wollrab und O. Speck. Cortical Thickness Determination of the Human Brain Using High Resolution 3 T and 7 T MRI Data. *Neuroimage*, 70:122–131, 2013. [↗](#)
- [124] L. E. Ma, M. Markl, K. Chow, A. Vali, C. Wu und S. Schnell. Efficient Triple-VENC Phase-Contrast MRI for Improved Velocity Dynamic Range. *Magnetic Resonance in Medicine*, 83(2):505–520, 2019. [↗](#)
- [125] J. Maclaren. External tracking systems. In A. J. W. van der Kouwe und J. B. Andre, Herausgeber, *Motion Correction in MR - Correction of Position, Motion, and Dynamic Field Changes*. Band 6, Advances in Magnetic Resonance Technology and Applications, Kapitel 13, Seiten 197–208. Elsevier, 2022. [↗](#)
- [126] J. Maclaren, M. Aksoy, M. B. Ooi, B. Zahneisen und R. Bammer. Prospective Motion Correction Using Coil-Mounted Cameras: Cross-Calibration Considerations. *Magnetic Resonance in Medicine*, 79(4):1911–1921, 2018. [↗](#)
- [127] J. Maclaren, B. S. Armstrong, R. T. Barrows, K. A. Danishad, T. Ernst, C. L. Foster, K. Gumus, M. Herbst, I. Y. Kadashevich, T. P. Kusik, Q. Li, C. Lovell-Smith, T. Prieto, P. Schulze, O. Speck, D. Stucht und M. Zaitsev. Measurement of Microscopic Head Motion During Brain Imaging. In *Proceedings of the 20th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (Melbourne, Victoria, Australien), #373, 2012. [↗](#)
- [128] J. Maclaren, B. S. R. Armstrong, R. T. Barrows, K. A. Danishad, T. Ernst, C. L. Foster, K. Gumus, M. Herbst, I. Y. Kadashevich, T. P. Kusik, Q. Li, C. Lovell-Smith, T. Prieto, P. Schulze, O. Speck, D. Stucht und M. Zaitsev. Measurement and Correction of Microscopic Head Motion during Magnetic Resonance Imaging of the Brain. *PLOS ONE*, 7(11):e48088, 2012. [↗](#)
- [129] J. Maclaren, M. Herbst, O. Speck und M. Zaitsev. Prospective Motion Correction in Brain Imaging: A Review. *Magnetic Resonance in Medicine*, 69(3):621–636, 2013. [↗](#)
- [130] J. Maclaren, K. J. Lee, C. Luengviriyaya, O. Speck und M. Zaitsev. Combined Prospective and Retrospective Motion Correction to Relax Navigator Requirements. *Magnetic Resonance in Medicine*, 65(6):1724–1732, 2011. [↗](#)
- [131] J. Maclaren, O. Speck, D. Stucht, P. Schulze, J. Hennig und M. Zaitsev. Navigator Accuracy Requirements for Prospective Motion Correction. *Magnetic Resonance in Medicine*, 63(1):162–170, 2010. [↗](#)
- [132] D. Manke, K. Nehrke und P. Börnert. Novel Prospective Respiratory Motion Correction Approach for Free-Breathing Coronary MR Angiography Using a Patient-Adapted Affine Motion Model. *Magnetic Resonance in Medicine*, 50(1):122–131, 2003. [↗](#)
- [133] S. Manthey, S. Voß, C. Roloff, D. Stucht, D. Thévenin, G. Janiga und P. Berg. Comparison of pressure reconstruction approaches based on measured and simulated velocity fields. *Current Directions in Biomedical Engineering*, 3(2):309–312, 2017. [↗](#)

- [134] M. Markl. Velocity Encoding and Flow Imaging. In *Proceedings of the 14th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (Seattle, WA, USA), Weekend Educational Syllabus ("MR Physics for Physicists"), 2006. [↗](#)
- [135] M. Markl, R. Bammer, M. T. Alley, C. J. Elkins, M. T. Draney, A. Barnett, M. E. Moseley, G. H. Glover und N. J. Pelc. Generalized reconstruction of phase contrast MRI: Analysis and correction of the effect of gradient field distortions. *Magnetic Resonance in Medicine*, 50(4):791–801, 2003. [↗](#)
- [136] M. Markl, F. P. Chan, M. T. Alley, K. L. Wedding, M. T. Draney, C. J. Elkins, D. W. Parker, R. Wicker, C. A. Taylor, R. J. Herfkens und N. J. Pelc. Time-Resolved Three-Dimensional Phase-Contrast MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 17(4):499–506, 2003. [↗](#)
- [137] M. Markl, A. Frydrychowicz, S. Kozerke, M. Hope und O. Wieben. 4D Flow MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 36(5):1015–1036, 2012. [↗](#)
- [138] M. Markl, A. Harloff, T. A. Bley, M. Zaitsev, B. Jung, E. Weigang, M. Langer, J. Hennig und A. Frydrychowicz. Time-Resolved 3D MR Velocity Mapping at 3 T: Improved Navigator-Gated Assessment of Vascular Anatomy and Blood Flow. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 25(4):824–831, 2007. [↗](#)
- [139] M. Markl, P. J. Kilner und T. Ebbers. Comprehensive 4D velocity mapping of the heart and great vessels by cardiovascular magnetic resonance. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 13(7), 2011. [↗](#)
- [140] M. Markl und J. Leupold. Gradient Echo Imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 35(6):1274–1289, 2012. [↗](#)
- [141] J. P. Marques, T. Kober, G. Krueger, W. van der Zwaag, P.-F. V. de Moortele und R. Gruetter. MP2RAGE, a Self Bias-Field Corrected Sequence for Improved Segmentation and T1-Mapping at High Field. *NeuroImage*, 49(2):1271–1281, 2010. [↗](#)
- [142] H. Mattern, A. Sciarra, F. Godenschweger, D. Stucht, F. Lüsebrink und O. Speck. Beyond the Biological Resolution Limit: Prospectively Motion Corrected Time of Flight Angiography at 7T. In *Proceedings of the 25th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (Honolulu, HI, USA), #0783, 2017. [↗](#)
- [143] H. Mattern, A. Sciarra, F. Lüsebrink, J. Acosta-Cabronero und O. Speck. Prospective Motion Correction Improves High-Resolution Quantitative Susceptibility Mapping at 7 T. *Magnetic Resonance in Medicine*, 81(3):1605–1619, 2019. [↗](#)
- [144] K. P. McGee, A. Manduca, J. P. Felmlee, S. J. Riederer und R. L. Ehman. Image Metric-Based Correction (autocorrection) of Motion Effects: Analysis of Image Metrics. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 11(2):174–181, Februar 2000. [↗](#)
- [145] R. Mezrich. A perspective on K-space. *Radiology*, 195(2):297–315, 1995. [↗](#)
- [146] A. S. Minhas und R. Oliver. *Magnetic Resonance Imaging Basics*. In *Electrical Properties of Tissues - Quantitative Magnetic Resonance Mapping*. R. Sadleir und A. S. Minhas, Herausgeber. Band 1380. Springer International Publishing, 2022, Seiten 47–82. [↗](#) ppublish.

- [147] G. Mistelbauer, D. Stucht, Y. L. Arnold, O. Speck und B. Preim. Dental Splint Fabrication for Prospective Motion Correction in Ultrahigh-Field MR Imaging. In K. H. Maier-Hein, T. M. Deserno, H. Handels und T. Tolxdorff, Herausgeber, *Informatik aktuell: Bildverarbeitung für die Medizin 2017*, Seiten 197–202, Berlin, Heidelberg. Springer, 2017. [↗](#)
- [148] P. R. Moran. A Flow Velocity Zeugmatographic Interlace for NMR Imaging in Humans. *Magnetic Resonance Imaging*, 1(4):197–203, 1982. [↗](#)
- [149] J. Muraskin, M. B. Ooi, R. I. Goldman, S. Krueger, W. J. Thomas, P. Sajda und T. R. Brown. Prospective Active Marker Motion Correction Improves Statistical Power in BOLD fMRI. *NeuroImage*, 68:154–161, März 2013. [↗](#)
- [150] T. Naito, S. Miyachi, N. Matsubara, H. Isoda, T. Izumi, K. Haraguchi, I. Takahashi, K. Ishii und T. Wakabayashi. Magnetic Resonance Fluid Dynamics for Intracranial Aneurysms – Comparison with Computed Fluid Dynamics. *Acta Neurochirurgica*, 154(6):993–1001, 2012. [↗](#)
- [151] K. Nehrke und P. Börnert. Prospective Correction of Affine Motion for Arbitrary MR Sequences on a Clinical Scanner. *Magnetic Resonance in Medicine*, 54(5):1130–1138, 2005. [↗](#)
- [152] M. Neugebauer. *Computergestützte Exploration von Blutfluss in zerebralen Aneurysmen - geometrische Verarbeitung und interaktive Visualisierung*. Dissertation, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Fakultät für Informatik, 2014. [↗](#)
- [153] M. T. Ngo, U. Y. Lee, H. Ha, N. Jin, G. H. Chung, Y. G. Kwak, J. Jung und H. S. Kwak. Comparison of Hemodynamic Visualization in Cerebral Arteries: Can Magnetic Resonance Imaging Replace Computational Fluid Dynamics? *Journal of Personalized Medicine*, 11(4):253, 2021. [↗](#)
- [154] M. B. Ooi, M. Aksoy, J. Maclaren, R. D. Watkins und R. Bammer. Prospective motion correction using inductively coupled wireless RF coils: Prospective Motion Correction Using Wireless Markers. *Magnetic Resonance in Medicine*, 70(3):639–647, Juni 2013. [↗](#)
- [155] M. B. Ooi, S. Krueger, J. Muraskin, W. J. Thomas und T. R. Brown. Echo-Planar Imaging with Prospective Slice-By-Slice Motion Correction Using Active Markers. *Magnetic Resonance in Medicine*, 66(1):73–81, 2011. [↗](#)
- [156] M. B. Ooi, S. Krueger, W. J. Thomas, S. V. Swaminathan und T. R. Brown. Prospective Real-Time Correction for Arbitrary Head Motion Using Active Markers. *Magnetic Resonance in Medicine*, 62(4):943–954, 2009. [↗](#)
- [157] N. A. Pannetier, T. Stavrinou, P. Ng, M. Herbst, M. Zaitsev, K. Young, G. Matson und N. Schuff. Quantitative Framework for Prospective Motion Correction Evaluation. *Magnetic Resonance in Medicine*, 75:810–816, 2, 2016. [↗](#)
- [158] N. J. Pelc, F. G. Sommer, K. C. Li, T. J. Brosnan, R. J. Herfkens und D. R. Enzmann. Quantitative magnetic resonance flow imaging. *Magnetic Resonance Quarterly*, 10:125–147, 3, 1994.
- [159] N. J. Pelc, R. J. Herfkens, A. Shimakawa und D. R. Enzmann. Phase Contrast Cine Magnetic Resonance Imaging. *Magnetic Resonance Quarterly*, 7(4):229–254, 1991.

- [160] J. Petersson, J.-O. Christoffersson und K. Golman. MRI simulation using the k-space formalism. *Magnetic Resonance Imaging*, 11(4):557–568, 1993. [↗](#)
- [161] A. K. Petridis, M. A. Kamp, J. F. Cornelius, T. Beez, K. Beseoglu, B. Turowski und H.-J. Steiger. Aneurysmal Subarachnoid Hemorrhage. *Deutsches Ärzteblatt international*, 114(13):226–236, 2017. [↗](#)
- [162] J. G. Pipe. Motion Correction with PROPELLER MRI: Application to Head Motion and Free-Breathing Cardiac Imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 42(5):963–969, 1999. [↗](#)
- [163] R. Pohmann, O. Speck und K. Scheffler. Signal-To-Noise Ratio and MR Tissue Parameters in Human Brain Imaging at 3, 7, and 9.4 Tesla Using Current Receive Coil Arrays. *Magnetic Resonance in Medicine*, 75(2):801–809, 2015. [↗](#)
- [164] K. P. Pruessmann, M. Weiger, M. B. Scheidegger und P. Boesiger. SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 42(5):952–962, 1999. [↗](#)
- [165] L. Qin, P. van Gelderen, J. A. Derbyshire, F. Jin, J. Lee, J. A. de Zwart, Y. Tao und J. H. Duyn. Prospective Head-Movement Correction for High-Resolution MRI Using an In-Bore Optical Tracking System. *Magnetic Resonance in Medicine*, 62(4):924–934, 2009. [↗](#)
- [166] V. L. Rayz, L. Boussel, G. Acevedo-Bolton, A. J. Martin, W. L. Young, M. T. Lawton, R. Higashida und D. Saloner. Numerical Simulations of Flow in Cerebral Aneurysms: Comparison of CFD Results and in Vivo MRI Measurements. *Journal of Biomechanical Engineering*, 130(5), 2008. [↗](#)
- [167] M. Reuter, M. D. Tisdall, A. Qureshi, R. L. Buckner, A. J. W. van der Kouwe und B. Fischl. Head Motion during MRI Acquisition Reduces Gray Matter Volume and Thickness Estimates. *Neuroimage*, 107:107–115, 2015. [↗](#)
- [168] C. Roloff, D. Stucht, O. Beuing und P. Berg. Comparison of intracranial aneurysm flow quantification techniques: standard PIV vs stereoscopic PIV vs tomographic PIV vs phase-contrast MRI vs CFD. *Journal of NeuroInterventional Surgery*, 11(3):275–282, 2019. [↗](#)
- [169] K. L. Ruedinger, S. Schafer, M. A. Speidel und C. M. Strother. 4D-DSA: Development and Current Neurovascular Applications. *American Journal of Neuroradiology*, 42(2):214–220, 2020. [↗](#)
- [170] V. M. Runge, J. A. Clanton, C. L. Partain und A. E. James. Respiratory Gating in Magnetic Resonance Imaging at 0.5 Tesla. *Radiology*, 151(2):521–523, 1984. [↗](#)
- [171] A. Sache, P. Reymond, O. Brina, B. Jung, M. Farhat und M. I. Vargas. Near-Wall Hemodynamic Parameters Quantification in in Vitro Intracranial Aneurysms With 7 T PC-MRI. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 36(2):295–308, April 2023. [↗](#)
- [172] S. F. Salimi Ashkezari, F. J. Detmer, F. Mut, B. J. Chung, A. K. Yu, C. J. Stapleton, A. P. See, S. Amin-Hanjani, F. T. Charbel, B. Rezai Jahromi, M. Niemelä, J. Frösen, J. Zhou, S. Maiti, A. M. Robertson und J. R. Cebal. Blebs in Intracranial Aneurysms: Prevalence and General Characteristics. *Journal of NeuroInterventional Surgery*, 13(3):226–230, 2020. [↗](#)

- [173] S. Schnell, S. A. Ansari, C. Wu, J. Garcia, I. G. Murphy, O. A. Rahman, A. A. Rahsepar, M. Aristova, J. D. Collins, J. C. Carr und M. Markl. Accelerated Dual-Venc 4D Flow MRI for Neurovascular Applications. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 46(1):102–114, 2017. [↗](#)
- [174] F. Schulz, C. Roloff, D. Stucht, D. Thévenin, O. Speck und G. Janiga. Improved Flow Prediction in Intracranial Aneurysms Using Data Assimilation. In G. S. M. Papadrakakis V. Papadopoulos, Herausgeber, *Proceedings of the 3rd International Conference on Uncertainty Quantification in Computational Sciences and Engineering (UNCECOMP 2019)*, UNCECOMP, Seiten 629–639, Kreta, Griechenland. Institute of Structural Analysis und Antiseismic Research School of Civil Engineering National Technical University of Athens (NTUA) Greece, 2019. [↗](#)
- [175] J. Schulz, T. Siegert, E. Reimer, C. Labadie, J. Maclaren, M. Herbst, M. Zaitsev und R. Turner. An Embedded Optical Tracking System for Motion-Corrected Magnetic Resonance Imaging at 7 T. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 25(6):443–453, 2012. [↗](#)
- [176] P. Schulze, K. A. Danishad, I. Kadashevich, D. Stucht, R. T. Barrows, T. P. Kusik, B. S. R. Armstrong und O. Speck. Optical Tracking in Very High Resolution In-Vivo MRI at 7 T. In *Proceedings of the 28th Annual Scientific Meeting: European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology* (Leipzig, Deutschland), Band Volume 24, Issue 1 Supplement der Reihe *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, #539, Berlin Heidelberg. Springer, 2011. [↗](#)
- [177] P. Schulze, I. Kadashevich, D. Stucht, A. Danishad und O. Speck. Prospective Motion Correction at 7 Tesla Magnetic Resonance Imaging Using Optical Tracking Systems. In *Forschung und Innovation: 10. Magdeburger Maschinenbau-Tage* (Magdeburg, Germany), Band 10, Seiten C1–3. Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, 2011.
- [178] P. Schulze, D. Stucht, K. A. Danishad, I. Kadashevich und O. Speck. Implementation of Prospective Stereoscopic Motion Correction at 7 T. In *Current Concepts of Motion Correction for MRI & MRS* (Kitzbühel, Austria), ISMRM Workshop Series 2010, 2010. [↗](#) 25 February 2010, 10:00–10:05.
- [179] P. Schulze, D. Stucht, K. A. Danishad, I. Y. Kadashevich, M. Herbst, C. Lovell-Smith, J. Maclaren, R. T. Barrows, T. P. Kusik, B. S. Armstrong, T. Prieto, T. Ernst, M. Zaitsev und O. Speck. Prospective Motion Correction to Increase the Achievable Resolution in Brain Imaging at 7 T. In *Proceedings of the 20th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (Melbourne, Victoria, Australien), #4672, 2012. [↗](#)
- [180] A. Sciarra, H. Mattern, R. Yakupov, S. Chatterjee, D. Stucht, S. Oeltze-Jafra, F. Godenschweger und O. Speck. Quantitative Evaluation of Prospective Motion Correction in Healthy Subjects at 7 T MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 87(2):646–657, 2022. [↗](#)
- [181] E. Seto, G. Sela, W. E. McIlroy, S. E. Black, W. R. Staines, M. J. Bronskill, A. R. McIntosh und S. J. Graham. Quantifying Head Motion Associated with Motor Tasks Used in fMRI. *NeuroImage*, 14(2):284–297, August 2001. [↗](#)
- [182] D. M. Sforza, C. M. Putman und J. R. Cebral. Hemodynamics of Cerebral Aneurysms. *Annual review of fluid mechanics*, 41:91–107, 2009. [↗](#)

- [183] G. Shechter und E. R. McVeigh. MR Motion Correction of 3D Affine Deformations. In *Proceedings of the 11th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, #1054, 2003. [↗](#)
- [184] J. M. Slipsager, A. H. Ellegaard, S. L. Glimberg, R. R. Paulsen, M. D. Tisdall, P. Wighton, A. van der Kouwe, L. Marnier, O. M. Henriksen, I. Law und O. V. Olesen. Markerless Motion Tracking and Correction for PET, MRI, and Simultaneous PET/MRI. *PLOS ONE*, 14(4):e0215524, April 2019. Q. Zhang, Herausgeber. [↗](#)
- [185] S. M. Smith. Fast Robust Automated Brain Extraction. *Human Brain Mapping*, 17(3):143–155, 2002. [↗](#)
- [186] S. M. Smith, M. Jenkinson, M. W. Woolrich, C. F. Beckmann, T. E. J. Behrens, H. Johansen-Berg, P. R. Bannister, M. De Luca, I. Drobnjak, D. E. Flitney, R. K. Niazy, J. Saunders, J. Vickers, Y. Zhang, N. De Stefano, J. M. Brady und P. M. Matthews. Advances in Functional and Structural MR Image Analysis and Implementation As FSL. *NeuroImage*, 23:S208–S219, 2004. [↗](#)
- [187] M. Soltanolkotabi, H. Jahanian, N. Briller und M. Chalian. MR motion correction in musculoskeletal imaging. In A. J. W. van der Kouwe und J. B. Andre, Herausgeber, *Motion Correction in MR - Correction of Position, Motion, and Dynamic Field Changes*. Band 6, Advances in Magnetic Resonance Technology and Applications, Kapitel 14, Seiten 209–224. Elsevier, 2022. [↗](#)
- [188] O. Speck. Warum 7-Tesla-¹H-MRT im Gehirn? *Journal für Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie*, 13(2):90–97, 2012. [↗](#)
- [189] O. Speck, J. Hennig und M. Zaitsev. Prospective Real-Time Slice-By-Slice Motion Correction for fMRI in Freely Moving Subjects. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 19(2):55–61, 2006. [↗](#)
- [190] V. Spieker, H. Eichhorn, K. Hammernik, D. Rueckert, C. Preibisch, D. C. Karampinos und J. A. Schnabel. Deep Learning for Retrospective Motion Correction in MRI: A Comprehensive Review. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 43(2):846–859, Februar 2024. [↗](#)
- [191] A. C. Stamm, C. L. Wright, M. V. Knopp, P. Schmalbrock und J. T. Heverhagen. Phase Contrast and Time-Of-Flight Magnetic Resonance Angiography of the Intracerebral Arteries at 1.5, 3 and 7 T. *Magnetic Resonance Imaging*, 31(4):545–549, 2013. [↗](#)
- [192] T. Steiner, S. Juvela, A. Unterberg, C. Jung, M. Forsting und G. Rinkel. European Stroke Organization Guidelines for the Management of Intracranial Aneurysms and Subarachnoid Haemorrhage. *Cerebrovascular Diseases*, 35(2):93–112, 2013. [↗](#)
- [193] D. Stucht, O. Beuing, M. Markl und O. Speck. In-Vivo High-Resolution 4D-PC-MRI of Hemodynamics in Cerebral Aneurysms at 7T. In *Proceedings of the 28th Annual Scientific Meeting: European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology* (Leipzig, Deutschland), Band Volume 24, Issue 1 Supplement der Reihe *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, #459, Berlin Heidelberg. Springer, 2011. [↗](#)

- [194] D. Stucht, O. Beuing, M. Skalej und O. Speck. Hochaufgelöste in-vivo 4D PC-MRI zerebraler Aneurysmen bei 7 Tesla und die Aussichten prospektiver Bewegungskorrektur. In *Abstracts der 52. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Neuroradiologie e.V.* (Gürzenich, Köln, Deutschland), Band 27 der Reihe Nummer S1, #355. Springer Science und Business Media LLC, 2017. [↗](#)
- [195] D. Stucht, K. A. Danishad, P. Schulze, F. Godenschweger, M. Zaitsev und O. Speck. Highest Resolution in Vivo Human Brain MRI Using Prospective Motion Correction. *PLOS ONE*, 10(7):e0133921, 2015. [↗](#)
- [196] D. Stucht, K. A. Danishad, P. Schulze, I. Y. Kadashevich, M. Zaitsev und O. Speck. Highest Resolution Human in Vivo Brain MR Imaging at 7 T Using Prospective Motion Correction. In *Proceedings of the 30th Annual Scientific Meeting: European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology* (Toulouse, France), Band Volume 26, Issue 1 Supplement der Reihe *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, #225, Berlin Heidelberg. Springer, 2013. [↗](#)
- [197] D. Stucht, R. Gasteiger, S. Serowy, M. Markl, B. Preim und O. Speck. Bildbasierte Korrektur von Phasensprüngen in 4D PC-MRI Flussdaten. In H. Handels, J. Ehrhardt, T. M. Deserno, H.-P. Meinzer und T. Tolxdorff, Herausgeber, *Informatik aktuell: Bildverarbeitung für die Medizin 2011*, Seiten 424–428, Berlin, Heidelberg. Springer, 2011. [↗](#)
- [198] D. Stucht, P. Schulze, K. A. Danishad, I. Y. Kadashevich, M. Zaitsev, B. S. Armstrong und O. Speck. Accuracy of Prospective Motion Correction in MRI Using Tracking Markers on Repositionable Dental Impressions. In X. Xie, Herausgeber, *Proceedings of the 16th Conference on Medical Image Understanding and Analysis* (Swansea; UK), Seiten 223–228. BMVA, 2012. [↗](#)
- [199] D. Stucht, P. Schulze, M. Zaitsev, K. A. Danishad, I. Y. Kadashevich und O. Speck. Prospective Motion Correction with Stereoscopic Optical Tracking at 7 T. In *Proceedings of the 17th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (Honolulu, HI, USA), #2509, 2009. [↗](#)
- [200] D. Stucht, S. Yang, P. Schulze, A. Danishad, I. Y. Kadashevich, J. Bernarding, J. Maclaren, M. Zaitsev und O. Speck. Improved Image Segmentation with Prospective Motion Correction in MRI. In T. Tolxdorff, T. M. Deserno, H. Handels und H.-P. Meinzer, Herausgeber, *Informatik aktuell: Bildverarbeitung für die Medizin 2012* (Berlin, Germany), Seiten 27–32, Berlin, Heidelberg. Springer, 2012. [↗](#)
- [201] M. Terada, Y. Takehara, H. Isoda, T. Wakayama und A. Nozaki. Technical Background for 4D Flow MR Imaging. *Magnetic Resonance in Medical Sciences*, 21(2):267–277, 2022. [↗](#)
- [202] S. Thesen, O. Heid, E. Mueller und L. R. Schad. Prospective Acquisition Correction for Head Motion with Image-Based Tracking for Real-Time fMRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 44(3):457–465, 2000. [↗](#)
- [203] T. P. Trouard, Y. Sabharwal, M. I. Altbach und A. F. Gmitro. Analysis and comparison of motion-correction techniques in diffusion-weighted imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 6(6):925–935, November 1996. [↗](#)

- [204] K. Uğurbil, E. Auerbach, S. Moeller, A. Grant, X. Wu, P.-F. Van de Moortele, C. Olman, L. DelaBarre, S. Schillak, J. Radder, R. Lagore und G. Adriany. Brain imaging with improved acceleration and SNR at 7 Tesla obtained with 64-channel receive array. *Magnetic Resonance in Medicine*, 82(1):495–509, Februar 2019. [↗](#)
- [205] A. van der Kouwe und J. B. Andre, Herausgeber. *Motion Correction in MR. Correction of Position, Motion, and Dynamic Field Changes*, Band 6 der Reihe *Advances in Magnetic Resonance Technology and Applications*. Elsevier Science & Technology, Cambridge, MA, USA; San Diego, CA, USA; Oxford, UK; London, UK, 2022. [↗](#)
- [206] J. J. Van Vaals und A. H. Bergman. Optimization of Eddy-Current Compensation. *Journal of Magnetic Resonance*, 90(1):52–70, 1990. [↗](#)
- [207] A. van Nierkerk, E. Meintjes und A. van der Kouwe. A Wireless Radio Frequency Triggered Acquisition Device (WRAD) for Self-Synchronised Measurements of the Rate of Change of the MRI Gradient Vector Field for Motion Tracking. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 38(7):1610–1621, Juli 2019. [↗](#)
- [208] A. van Nierkerk, A. van der Kouwe und E. Meintjes. Toward “plug and play” prospective motion correction for MRI by combining observations of the time varying gradient and static vector fields. *Magnetic Resonance in Medicine*, 82(3):1214–1228, Mai 2019. [↗](#)
- [209] P. van Ooij, A. Guédon, C. Poelma, J. Schneiders, M. C. M. Rutten, H. A. Marquering, C. B. Majoie, E. vanBavel und A. J. Nederveen. Complex Flow Patterns in a Real-Size Intracranial Aneurysm Phantom: Phase Contrast MRI Compared with Particle Image Velocimetry and Computational Fluid Dynamics. *NMR in Biomedicine*, 25(1):14–26, 2012. [↗](#)
- [210] P. van Ooij, A. Guédon, J. Schneiders, M. Rutten, H. Marquering, C. Majoie, E. vanBavel und A. Nederveen. Loss of Hemodynamic Information in Intracranial Aneurysms: Phase Contrast MRI in a Real-Size Phantom at Different Spatial Resolutions. In *Proceedings of the 19th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, #1202, 2011. [↗](#)
- [211] P. van Ooij, J. Schneiders, H. Marquering, C. B. Majoie, E. vanBavel und A. Nederveen. 4D Phase Contrast MRI in Intracranial Aneurysms: A Comparison with Patient-Specific Computational Fluid Dynamics with Temporal and Spatial Velocity Boundary Conditions As Measured with 3D Phase Contrast MRI. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 14(S1), 2012. [↗](#)
- [212] P. van Ooij, J. J. Schneiders, H. A. Marquering, C. B. Majoie, E. van Bavel und A. J. Nederveen. 3D Cine Phase-Contrast MRI at 3T in Intracranial Aneurysms Compared with Patient-Specific Computational Fluid Dynamics. *American Journal of Neuroradiology*, 34(9):1785–1791, 2013. [↗](#)
- [213] P. van Ooij, J. Zwanenburg, F. Visser, C. Majoie, E. van Bavel, J. Hendrikse und A. J. Nederveen. Quantification and Visualization of Flow in the Circle of Willis: Time-Resolved Three-Dimensional Phase Contrast MRI at 7 T Compared with 3 T. *Magnetic Resonance in Medicine*, 69(3):868–876, 2013. [↗](#)

- [214] R. J. van Tuijl, K. M. Timmins, B. K. Velthuis, P. van Ooij, J. J. M. Zwanenburg, Y. M. Ruigrok und I. C. van der Schaaf. Hemodynamic Parameters in the Parent Arteries of Unruptured Intracranial Aneurysms Depend on Aneurysm Size and Are Different Compared to Contralateral Arteries: A 7 Tesla 4D Flow MRI Study. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 59(1):223–230, Mai 2024. [↗](#)
- [215] M. H. M. Vlak, A. Algra, R. Brandenburg und G. J. E. Rinkel. Prevalence of Unruptured Intracranial Aneurysms, with Emphasis on Sex, Age, Comorbidity, Country, and Time Period: A Systematic Review and Meta-Analysis. *The Lancet Neurology*, 10(7):626–636, 2011. [↗](#)
- [216] P. G. Walker, G. B. Cranney, M. B. Scheidegger, G. Waseleski, G. M. Pohost und A. P. Yoganathan. Semiautomated Method for Noise Reduction and Background Phase Error Correction in MR Phase Velocity Data. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 3(3):521–530, 1993. [↗](#)
- [217] T. E. Wallace, O. Afacan, S. K. Warfield und T. Kober. Navigators without gradients. In A. J. W. van der Kouwe und J. B. Andre, Herausgeber, *Motion Correction in MR - Correction of Position, Motion, and Dynamic Field Changes*. Band 6, Advances in Magnetic Resonance Technology and Applications, Kapitel 16, Seiten 197–208. Elsevier, 2022. [↗](#)
- [218] H. A. Ward, S. J. Riederer, R. C. Grimm, R. L. Ehman, J. P. Felmlee und C. R. Jack. Prospective Multiaxial Motion Correction for fMRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 43(3):459–469, 2000. [↗](#)
- [219] D. Weishaupt, V. D. Köchli, B. Marincek und J. M. Fröhlich. *Wie funktioniert MRI? Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanztomographie*. Springer, Berlin, 7., überarb. und erg. aufl. Auflage, 2014. [↗](#)
- [220] B. Widder und M. Görtler. *Doppler- und Duplexsonographie der hirnvorsorgenden Arterien*. Springer, Berlin; Heidelberg; New York, NY, USA, 2004, Seite 414.
- [221] K. H. Wrede, S. Johst, P. Dammann, N. Özkan, C. Mönninghoff, M. Kraemer, S. Maderwald, M. E. Ladd, U. Sure, L. Umutlu und M. Schlamann. Improved Cerebral Time-Of-Flight Magnetic Resonance Angiography at 7 Tesla – Feasibility Study and Preliminary Results Using Optimized Venous Saturation Pulses. *PLOS ONE*, 9(9):e106697, 2014. [↗](#)
- [222] Q.-S. Xiang. Temporal Phase Unwrapping for Cine Velocity Imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 5(5):529–534, 1995. [↗](#)
- [223] U. Yarach, C. Luengviriyaya, A. Danishad, D. Stucht, F. Godenschweger, P. Schulze und O. Speck. Correction of gradient nonlinearity artifacts in prospective motion correction for 7T MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 73(4):1562–1569, 2015. [↗](#)
- [224] D. Zacà. Average Edge Strength (AES). MATLAB Central File Exchange, 2018. [↗](#) abgerufen am 3. Juli 2023.
- [225] D. Zacà, U. Hasson, L. Minati und J. Jovicich. Method for Retrospective Estimation of Natural Head Movement during Structural MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 48(4):927–937, Februar 2018. [↗](#)

- [226] M. Zaitsev. *Prospective motion correction*. In *Motion Correction in MR - Correction of Position, Motion, and Dynamic Field Changes*. A. J. W. van der Kouwe und J. B. Andre, Herausgeber. Band 6. *Advances in Magnetic Resonance Technology and Applications*. Elsevier, 2022. Kapitel 21, Seiten 317–336. [↗](#)
- [227] M. Zaitsev, C. Dold, G. Sakas, J. Hennig und O. Speck. 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. [↗](#)
- [228] M. Zaitsev, J. Maclaren und M. Herbst. Motion Artifacts in MRI: A Complex Problem with Many Partial Solutions. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 42(4):887–901, 2015. [↗](#)

Abbildungsverzeichnis

1.1	Gliederung der Arbeit.	4
2.1	Spinensemble mit und ohne äußeres Magnetfeld	9
2.2	Spin im Koordinatensystem	9
2.3	Spinensemble im rotierenden Koordinatensystem	10
2.4	Nettomagnetisierung	10
2.5	Spinensemble im rotierenden Koordinatensystem während HF-Puls	11
2.6	Nettomagnetisierung während HF-Puls	11
2.7	Spinensemble im rotierenden Koordinatensystem nach HF-Puls	12
2.8	Nettomagnetisierung nach HF-Puls	12
2.9	T_1 -Kurve	13
2.10	FID und T_2 -Kurve	14
2.11	T_2 -Gewichtung und TE	15
2.12	Sequenzdiagramm einer 2D Spinechosequenz	19
2.13	Sequenzdiagramm einer 2D Gradientenechosequenz	19
2.14	Flusskodierung mit bipolarem Gradienten	25
2.15	Sequenzdiagramme von flusskompensierter Messung und flusskodierter Messung	26
2.16	Die PC-MRI-Pipeline	27
2.17	PC-MRI-Bilddaten	28
2.18	Der EKG-getriggerte Sequenzablauf der 4D PC-MRI-Messung	30
2.19	Beispiel für Phasensprünge	32
2.20	Darstellung der allgemeinen Bewegungskorrektur-Pipeline.	43
3.1	Pipeline der Bewegungskorrektur bei 7 T	50
3.2	Aufbisschiene mit MPT-Marker	52
3.3	Versuchsaufbau für bewegungskorrigierte Messungen.	53
3.4	MP-RAGE-Vergleichsscans.	58
3.5	GRE-Vergleichsscans.	59
3.6	Zwei MP-RAGE MRT-Aufnahmen ohne und mit PMC.	62
3.7	Segmentierungsergebnisse auf den Daten in Abbildung 3.6 mit und ohne Bewegungskorrektur.	63
3.8	Translationen und Rotationen während der Aufnahme des GRE-Scans mit höchster Auflösung.	66

3.9	Ein Schichtbild des GRE-Scans mit höchster Auflösung.	67
3.10	Ein Schichtbild des MP-RAGE-Scans mit höchster Auflösung	68
3.11	Ein Schichtbild des höchstauflösenden TOF-Datensatzes	69
3.12	MIP des höchstauflösenden TOF-Datensatzes	70
4.1	Arten von Aneurysmen	73
4.2	3D Darstellungen der untersuchten Aneurysmen.	78
4.3	Schnittbilder durch das Aneurysma (d) in der 7T TOF-MRA.	80
4.4	Die Nachverarbeitungs-Pipeline mit den verwendeten Softwarepaketen zur Visualisierung der Patientendaten	82
4.5	Beispiele der für die Segmentierung und Rekonstruktion verwendeten Bilddaten.	83
4.6	Visualisierungen der Aneurysmen aus Abbildung 4.2	84
5.1	<i>k</i> -Raum Simulation an synthetischem Fluss-Phantom. Untersuchung der Zusammenhänge zwischen Stärke der Bewegung, Größe der Struktur und Abweichung von den originalen Phasenwinkeln.	92
5.2	<i>k</i> -Raum Simulation an synthetischem Fluss-Phantom. Untersuchung der Zusammenhänge zwischen Stärke der Bewegung, Größe der Struktur, Abweichung von den originalen Phasenwinkeln und Veränderung des Strömungsprofils	94
5.3	4D PC-MRI-Vergleichsscans ohne und mit PMC (VP3).	100
5.4	Artefakte in den in-vivo PC-MRI Messungen (VP2 und VP3)	101
5.5	4D PC-MRI-Vergleichsscans ohne und mit PMC (VP5).	102
5.6	Translationen und Rotationen während der in-vivo PC-MRI-Vergleichsaufnahmen (VP5) mit und ohne PMC und intentionaler starker Bewegung.	104
5.7	Ungefähre Lokalisation der zur Analyse herangezogenen Gefäßquerschnitte.	106
5.8	Fünf Querschnitte.	106
5.9	Analyse der Gefäßquerschnitte bei VP1	109
5.10	Analyse der Gefäßquerschnitte bei VP2	110
5.11	Analyse der Gefäßquerschnitte bei VP3	111
5.12	Analyse der Gefäßquerschnitte bei VP4	112
5.13	Analyse der Gefäßquerschnitte bei VP5	113

Tabellenverzeichnis

3.1	Versuchsreihe zur Repositionierungsgenauigkeit der Aufbissschiene: Messparameter der Gradientenechosequenz	55
3.2	Versuchsreihe zur Repositionierung der Aufbissschiene: Mittelwerte und Standardabweichungen der Registrierungsfehler	55
3.3	In-vivo MRI Daten: Scan Parameter für Vergleichsmessungen.	57
3.4	In-vivo MRI Daten: Ausmaß der Bewegung während der Vergleichsmessungen. .	60
3.5	Die berechnete mittlere Kantenstärke (average edge strength) (AES) zu den in-vivo PC-MRI Vergleichsmessungen mit und ohne PMC, gemittelt über alle Magnitudenbilder (alle Schichten) eines Datensatzes.	61
3.6	Messparameter für Abbildung 3.6 und Abbildung 3.7	62
3.7	In-vivo MRI Daten: Scan Parameter für hochaufgelöste in-vivo Aufnahmen . . .	65
3.8	In-vivo MRI Daten: Ausmaß der Bewegung für hochaufgelöste in-vivo Aufnahmen	65
3.9	In-vivo MRI Daten: SNR-Berechnungen für die hochaufgelösten in-vivo Aufnahmen	66
4.1	Messparameter für die Flussmessungen und morphologische Daten der gemessenen Aneurysmen sowie Angaben zu weiteren für die Visualisierung verwendeten Messungen.	79
4.2	Ergebnisse der Befragung fachkundiger Personen	86
4.3	Kommentare der Fachpersonen	87
4.4	Die berechnete AES zu den Magnitudenbildern der PC-MRI Messungen der sechs Aneurysmen	87
5.1	Abweichung von den durchschnittlichen Phasenwerten in den Bereichen verschiedener Größe	93
5.2	Abweichung von den maximalen Phasenwerten in den drei Flussprofilen verschiedener Größe	95
5.3	Messparameter für die in-vivo Flussmessungen mit PMC und ohne PMC für die Versuchspersonen VP1 bis VP5.	99
5.4	Statistische Parameter der Bewegung während der Flussmessungen mit PMC und ohne PMC für die Versuchspersonen VP1 bis VP5.	103
5.5	AES-Werte zu den in-vivo PC-MRI Vergleichsmessungen mit und ohne PMC . .	105

Abkürzungsverzeichnis

2D zweidimensional

3D dreidimensional

4D vierdimensional

ACA Arteria cerebri anterior

ACM Arteria cerebri media

ACP Arteria cerebri posterior

ADC Analog-Digital-Umsetzer (engl. Analog-to-digital-converter)

AVM Arteriovenöse Malformation

BMMR Abteilung Biomedizinische Magnetresonanz, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

BOLD blood oxygenation level dependent

CFD numerische Strömungsmechanik (engl. computational fluid dynamics)

CLU Kamera- und Beleuchtungseinheit (engl. camera and lighting unit)

COW Circulus arteriosus Willisii (engl. Circle of Willis)

CSF Zerebrospinalflüssigkeit (engl. cerebrospinal fluid)

CT Computertomografie

CTA CT-Angiografie

DOF Freiheitsgrade (engl. degrees of freedom)

DSA Digitale Subtraktionsangiografie

EHF Extrem-Hoch-Feld

EKG Elektrokardiogramm

- FID** free induction decay
- fMRT** funktionelle Magnetresonanztomografie
- FOV** Sichtfeld (engl. Field of View)
- fps** Bilder pro Sekunde (engl. frames per second)
- GRAPPA** generalized autocalibrating partially parallel acquisitions
- GRE** Gradientenecho
- GS** Graue Substanz
- HF** Hochfrequenz
- HNO** Hals-Nasen-Ohren
- IDEA** integrated development environment for applications
- KM** Kontrastmittel
- LDA** Laser-Doppler-Anemometrie
- libXPACE** XPACE Bibliothek
- MHD** Magnetohydrodynamik
- MOJITO** multiple overlapping k-space junctions for investigating translating objects
- MP-RAGE** Magnetization Prepared - Rapid Gradient Echo
- MPT** Moiré-Phase-Tracking
- MR** Magnetresonanz
- MRA** Magnetresonanzangiografie
- MRI** Magnetresonanzbildgebung (engl. magnetic resonance imaging)
- MRT** Magnetresonanztomografie
- OVGU** Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
- PC-MRI** Phasenkontrast-MRT (phase contrast-MRI)
- PIV** Particle Image Velocimetry
- PMC** prospektive Bewegungskorrektur (engl. prospective motion correction)
- POC** Machbarkeitsnachweis (engl. Proof of Concept)
- PROPELLER** Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction
- QSM** quantitatives Suszeptibilitäts-Mapping (engl. quantitative susceptibility mapping)
- RA** Rotationsangiografie

RF Hochfrequenz (engl. radio frequency)

ROI Region von Interesse (Region of Interest)

SAR spezifische Absorptionsrate

SENSE sensitivity encoding

SNR Signal-Rausch-Verhältnis (engl. signal-to-noise ratio)

SPM Statistical Parametric Mapping

T Tesla

TA Messzeit (time of acquisition)

TE Echozeit (engl. time to echo)

TI Inversionszeit (engl. inversion time)

TOF Time-of-Flight

TR Repetitionszeit (engl. time to repeat)

TTL Transistor-Transistor-Logik

UDP User Datagram Protocol

UHF Ultrahoch-Feld

US Ultraschall

v_{enc} Parameter für die Empfindlichkeit der Geschwindigkeitskodierung (engl. velocity sensitivity encoding parameter)

VGA Video Graphics Array

VNR Geschwindigkeits-Rausch-Verhältnis (engl. velocity-to-noise ratio)

VOI Volumen von Interesse (engl. Volume of Interest)

VP Versuchsperson

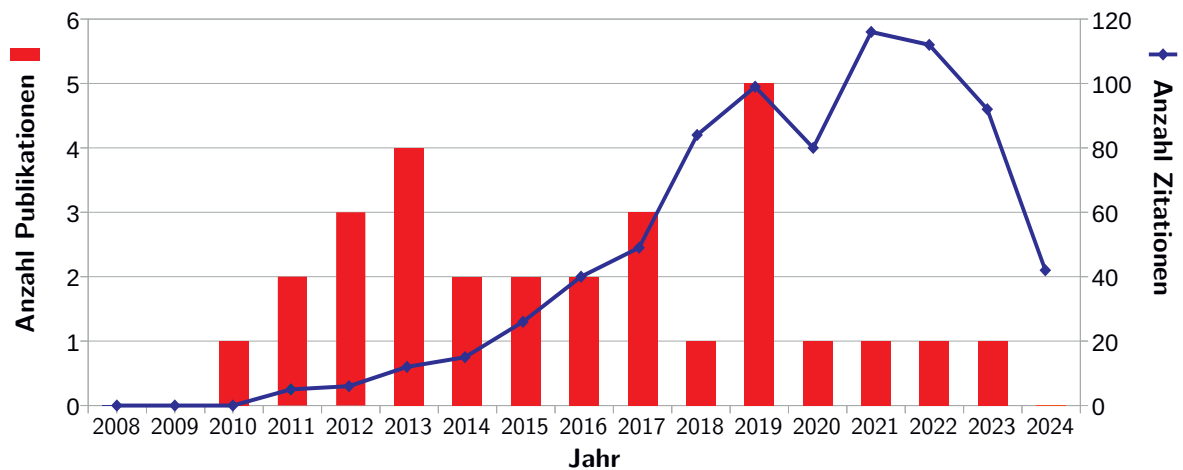
VPA ventrikuloperitoneale Ableitung

WS Weiße Substanz

WSS Wandschubspannung (engl. wall shear stress)

XPACE external prospective acquisition correction

Eigene Publikationen



Eigene Publikationen: Publikationsmetriken. Berücksichtigt wurden 29 bei Scopus idizierte Veröffentlichungen (keine Filter). h-Index: 12.

Publikationsmetriken von Scopus (<https://www.scopus.com>). Stand: 03.Mai 2024

begutachtete Zeitschriftenartikel

- [1] P. Berg, D. Stucht, G. Janiga, O. Beuing, O. Speck und D. Thévenin. Cerebral Blood Flow in a Healthy Circle of Willis and Two Intracranial Aneurysms: Computational Fluid Dynamics Versus Four-Dimensional Phase-Contrast Magnetic Resonance Imaging. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(4), 2014. [↗](#)
- [2] F. Gaidzik, S. Pathiraja, S. Saalfeld, D. Stucht, O. Speck, D. Thévenin und G. Janiga. Hemodynamic Data Assimilation in A subject-Specific Circle of Willis Geometry. *Clinical Neuroradiology*, 31(3):643–651, 2021. [↗](#)
- [3] F. Gaidzik, D. Stucht, C. Roloff, O. Speck, D. Thévenin und G. Janiga. Transient flow prediction in an idealized aneurysm geometry using data assimilation. *Computers in Biology and Medicine*, 115:103507, 2019. [↗](#)

- [4] F. Godenschweger, U. Kägebein, D. Stucht, U. Yarach, A. Sciarra, R. Yakupov, F. Lüsebrink, P. Schulze und O. Speck. Motion Correction in MRI of the Brain. *Physics in Medicine and Biology*, 61(5):R32, 2016. [↗](#)
- [5] B. Hensen, U. Kägebein, M. Gutberlet, K. I. Ringe, V. D. Vo-Chieu, D. Stucht, O. Speck, R. Vick, F. Wacker und E. Pannicke. Wireless video transmission into the MRI magnet room: implementation and evaluation at 1.5T, 3T and 7T. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, 64(4):373–382, 2019. [↗](#)
- [6] G. Janiga, D. Stucht, R. Bordás, E. Temmel, A. Seidel-Morgenstern, D. Thévenin und O. Speck. Noninvasive 4D Flow Characterization in a Stirred Tank Via Phase-Contrast Magnetic Resonance Imaging. *Chemical Engineering & Technology*, 40(7):1370–1327, 2017. [↗](#)
- [7] R. E. König, D. Stucht, S. Baecke, A. Rashidi, O. Speck, I. E. Sandalcioglu und M. Luchtman. Phase-Contrast MRI Detection of Ventricular Shunt CSF Flow: Proof of Principle. *Journal of Neuroimaging*, 30(6):746–753, 2020. [↗](#)
- [8] J. Maclaren, B. S. R. Armstrong, R. T. Barrows, K. A. Danishad, T. Ernst, C. L. Foster, K. Gumus, M. Herbst, I. Y. Kadashevich, T. P. Kusik, Q. Li, C. Lovell-Smith, T. Prieto, P. Schulze, O. Speck, D. Stucht und M. Zaitsev. Measurement and Correction of Microscopic Head Motion during Magnetic Resonance Imaging of the Brain. *PLOS ONE*, 7(11):e48088, 2012. [↗](#)
- [9] J. Maclaren, O. Speck, D. Stucht, P. Schulze, J. Hennig und M. Zaitsev. Navigator Accuracy Requirements for Prospective Motion Correction. *Magnetic Resonance in Medicine*, 63(1):162–170, 2010. [↗](#)
- [10] S. Manthey, S. Voß, C. Roloff, D. Stucht, D. Thévenin, G. Janiga und P. Berg. Comparison of pressure reconstruction approaches based on measured and simulated velocity fields. *Current Directions in Biomedical Engineering*, 3(2):309–312, 2017. [↗](#)
- [11] H. Mattern, A. Sciarra, F. Godenschweger, D. Stucht, F. Lüsebrink, G. Rose und O. Speck. Prospective Motion Correction Enables Highest Resolution Time-Of-Flight Angiography at 7 T. *Magnetic Resonance in Medicine*, 80(1):248–258, 2017. [↗](#)
- [12] C. Roloff, D. Stucht, O. Beuing und P. Berg. Comparison of intracranial aneurysm flow quantification techniques: standard PIV vs stereoscopic PIV vs tomographic PIV vs phase-contrast MRI vs CFD. *Journal of NeuroInterventional Surgery*, 11(3):275–282, 2019. [↗](#)
- [13] A. Sciarra, H. Mattern, R. Yakupov, S. Chatterjee, D. Stucht, S. Oeltze-Jafra, F. Godenschweger und O. Speck. Quantitative Evaluation of Prospective Motion Correction in Healthy Subjects at 7 T MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 87(2):646–657, 2022. [↗](#)
- [14] M. Spallazzi, L. Dobisch, A. Becke, D. Berron, D. Stucht, S. Oeltze-Jafra, P. Caffarra, O. Speck und E. Düzel. Hippocampal Vascularization Patterns: A High-Resolution 7 Tesla Time-Of-Flight Magnetic Resonance Angiography Study. *NeuroImage: Clinical*, 21:101609, 2019. [↗](#)
- [15] L. Spitz, F. Gaidzik, D. Stucht, H. Mattern, B. Preim und S. Saalfeld. A Hybrid Hierarchical Strategy for Registration of 7 T TOF-MRI to 7 T PC-MRI Intracranial Vessel Data. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 2023. [↗](#)

-
- [16] D. Stucht, K. A. Danishad, P. Schulze, F. Godenschweger, M. Zaitsev und O. Speck. Highest Resolution in Vivo Human Brain MRI Using Prospective Motion Correction. *PLOS ONE*, 10(7):e0133921, 2015. [↗](#)
- [17] U. Yarach, C. Luengviriyaya, A. Danishad, D. Stucht, F. Godenschweger, P. Schulze und O. Speck. Correction of gradient nonlinearity artifacts in prospective motion correction for 7T MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 73(4):1562–1569, 2015. [↗](#)
- [18] U. Yarach, C. Luengviriyaya, D. Stucht, F. Godenschweger, P. Schulze und O. Speck. Correction of B_0 -Induced Geometric Distortion Variations in Prospective Motion Correction for 7 T MRI. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 29(3):319–332, 2016. [↗](#)

begutachtete Konferenzbeiträge: Artikel

- [1] P. Berg, K. Baumgarten, S. Geist, D. Stucht, O. Speck und G. Janiga. Relative pressure field computation in human arteries based on 4D PC-MRI velocities. In *2014 IEEE 11th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*, Seiten 417–420, Beijing, China. IEEE, April 2014. [↗](#)
- [2] P. Berg, G. Janiga, D. Stucht, O. Speck und D. Thévenin. Validation of Cerebral Blood Flow in Intracranial Aneurysms: CFD Versus 7 Tesla 4D PC-MRI. In *Proceedings of the ASME 2013 Summer Bioengineering Conference Volume 1A*, # V01AT04A007. American Society of Mechanical Engineers, Juni 2013. [↗](#)
- [3] P. Berg, D. Stucht, G. Janiga, O. Beuing, O. Speck und D. Thévenin. CFD versus MRI – Validierung der Hämodynamik in intrakraniellen Aneurysmen. In M. Schenk, Herausgeber, *10. Fachtagung "DigitalEngineering zum Planen, Testen und Betreiben technischer Systeme"* (Magdeburg), Seiten 121–130, Stuttgart. Fraunhofer-Verl., 2013.
- [4] R. Gasteiger, G. Janiga, D. Stucht, A. Hennemuth, O. Friman, O. Speck, M. Markl und B. Preim. Vergleich zwischen 7 Tesla 4D PC-MRI-Flussmessung und CFD-Simulation. In H. Handels, J. Ehrhardt, T. M. Deserno, H.-P. Meinzer und T. Tolxdorff, Herausgeber, *Informatik aktuell: Bildverarbeitung für die Medizin 2011*, Seiten 304–308, Berlin, Heidelberg. Springer, 2011. [↗](#)
- [5] J. Krug, G. Rose, D. Stucht, G. Clifford und J. Oster. Filtering the Magnetohydrodynamic Effect from 12-Lead ECG Signals Using Independent Component Analysis. In A. Murray, Herausgeber, *Computing in Cardiology (CinC) 2012*, Seiten 589–592, Piscataway, NJ, USA. IEEE, 2012. [↗](#)
- [6] G. Mistelbauer, D. Stucht, Y. L. Arnold, O. Speck und B. Preim. Dental Splint Fabrication for Prospective Motion Correction in Ultrahigh-Field MR Imaging. In K. H. Maier-Hein, T. M. Deserno, H. Handels und T. Tolxdorff, Herausgeber, *Informatik aktuell: Bildverarbeitung für die Medizin 2017*, Seiten 197–202, Berlin, Heidelberg. Springer, 2017. [↗](#)

- [7] F. Schulz, C. Roloff, D. Stucht, D. Thévenin, O. Speck und G. Janiga. Improved Flow Prediction in Intracranial Aneurysms Using Data Assimilation. In G. S. M. Papadrakakis V. Papadopoulos, Herausgeber, *Proceedings of the 3rd International Conference on Uncertainty Quantification in Computational Sciences and Engineering (UNCECOMP 2019)*, UNCECOMP, Seiten 629–639, Kreta, Griechenland. Institute of Structural Analysis und Antiseismic Research School of Civil Engineering National Technical University of Athens (NTUA) Greece, 2019. [↗](#)
- [8] D. Stucht, R. Gasteiger, S. Serowy, M. Markl, B. Preim und O. Speck. Bildbasierte Korrektur von Phasensprünge in 4D PC-MRI Flussdaten. In H. Handels, J. Ehrhardt, T. M. Deserno, H.-P. Meinzer und T. Tolxdorff, Herausgeber, *Informatik aktuell: Bildverarbeitung für die Medizin 2011*, Seiten 424–428, Berlin, Heidelberg. Springer, 2011. [↗](#)
- [9] D. Stucht, P. Schulze, K. A. Danishad, I. Y. Kadashevich, M. Zaitsev, B. S. Armstrong und O. Speck. Accuracy of Prospective Motion Correction in MRI Using Tracking Markers on Repositionable Dental Impressions. In X. Xie, Herausgeber, *Proceedings of the 16th Conference on Medical Image Understanding and Analysis* (Swansea; UK), Seiten 223–228. BMVA, 2012. [↗](#)
- [10] D. Stucht, S. Yang, P. Schulze, A. Danishad, I. Y. Kadashevich, J. Bernarding, J. Maclaren, M. Zaitsev und O. Speck. Improved Image Segmentation with Prospective Motion Correction in MRI. In T. Tolxdorff, T. M. Deserno, H. Handels und H.-P. Meinzer, Herausgeber, *Informatik aktuell: Bildverarbeitung für die Medizin 2012* (Berlin, Germany), Seiten 27–32, Berlin, Heidelberg. Springer, 2012. [↗](#)

begutachtete Konferenzbeiträge: Abstracts

- [1] P. Berg, G. Janiga, D. Stucht, O. Speck und D. Thévenin. Can computational fluid dynamics predict the intracranial blood flow in the circle of Willis? A comparison with magnetic resonance imaging. In *Proceedings of the 8th International Symposium on Biomechanics in Vascular Biology and Cardiovascular Disease*, #P24, Rotterdam, Niederlande, 2013.
- [2] K. A. Danishad, I. Y. Kadashevich, P. Schulze, D. Stucht und O. Speck. Improved Accuracy of an External Prospective Optical Motion Correction System on a 7T MR Scanner. In *Proceedings of the 17th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (Honolulu, HI, USA), #4045, 2009.
- [3] G. Janiga, D. Stucht, R. Gasteiger, P. Berg, O. Speck und D. Thévenin. Characterization of Intracranial Hemodynamics Using 7 Tesla 4D PC-MRI Measurements and CFD. In *IntraCranial Stent Meeting : ICS 2012*, 2012.
- [4] U. Kägebein, F. Godenschweger, D. Stucht, A. Danishad, M. Zaitsev und O. Speck. Entwicklung einer Echtzeitnadelführung unter Nutzung des optischen Moiré Phase Trackingsystems am 3 T wide-bore System. In W. Freysinger, Herausgeber, *12. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer – und Roboter Assistierte Chirurgie Innsbruck 2013, Tagungsband*, Seiten 22–25, 2013. [↗](#)

-
- [5] U. Kägebein, F. Godenschweger, D. Stucht, K. A. Danishad, O. Speck und M. Zaitsev. Development of a Needle Guidance using an Optical Tracking System on the Skyra 3.0 T wide-bore system. In *Proceedings of the 30th Annual Scientific Meeting: European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology* (Toulouse, France), Band Volume 26, Issue 1 Supplement der Reihe *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, #502, Berlin Heidelberg. Springer, 2013. [↗](#)
- [6] J. Krug, G. Rose, D. Stucht, G. Clifford und J. Oster. Limitations of VCG based gating methods in ultra high field cardiac MRI. In *Abstracts of the 16th Annual SCMR Scientific Sessions*, Band 15 der Reihe Nummer S1, W19. Springer Science und Business Media LLC, 2013. [↗](#) [↗](#)
- [7] C. Luengviriya, D. Stucht, P. Schulze, J. Yun, K. A. Danishad, I. Kadashevich und O. Speck. Necessity of Sensitivity Map Correction in Motion Correction at 7T MRI. In *Current Concepts of Motion Correction for MRI & MRS*, ISMRM Workshop Series 2010, 2010. [↗](#) 25 February 2010, 10:50-10:55.
- [8] J. Maclaren, B. S. Armstrong, R. T. Barrows, K. A. Danishad, T. Ernst, C. L. Foster, K. Gumus, M. Herbst, I. Y. Kadashevich, T. P. Kusik, Q. Li, C. Lovell-Smith, T. Prieto, P. Schulze, O. Speck, D. Stucht und M. Zaitsev. Measurement of Microscopic Head Motion During Brain Imaging. In *Proceedings of the 20th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (Melbourne, Victoria, Australien), #373, 2012. [↗](#)
- [9] H. Mattern, F. Godenschweger, A. Sciarra, D. Stucht und O. Speck. Ultra-High Resolution Time of Flight Angiography at 7T with Prospective Motion Correction under SAR Constraints. In *Konferenzband der 18. Jahrestagung der Deutschen Sektion der ISMRM e.V. / International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Deutsche Sektion* (Münster, Deutschland), #V19. DS-ISMRM, 2015. [↗](#)
- [10] H. Mattern, A. Sciarra, F. Godenschweger, D. Stucht, F. Lüsebrink und O. Speck. Beyond High Resolution: Prospectively Motion Corrected Time of Flight Angiography with 150 μ m Misotropic Resolution at 7T under SAR Constraints. In *28th Annual International Conference of Society of Magnetic Resonance Angiography* (Chicago, Illinois, USA). SMRA, 2016. [↗](#)
- [11] H. Mattern, A. Sciarra, F. Godenschweger, D. Stucht, F. Lüsebrink und O. Speck. Prospectivemotion correction for ultra-high resolution Time of Flight angiography at 7T under SAR constraints. In *Proceedings of the 24th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (Singapur), #0746, 2016. [↗](#)
- [12] H. Mattern, A. Sciarra, F. Godenschweger, D. Stucht, F. Lüsebrink und O. Speck. Beyond the Biological Resolution Limit: Prospectively Motion Corrected Time of Flight Angiography at 7T. In *Proceedings of the 25th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (Honolulu, HI, USA), #0783, 2017. [↗](#)
- [13] P. Schulze, K. A. Danishad, I. Kadashevich, D. Stucht, R. T. Barrows, T. P. Kusik, B. S. R. Armstrong und O. Speck. Optical Tracking in Very High Resolution In-Vivo MRI at 7 T. In *Proceedings of the 28th Annual Scientific Meeting: European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology* (Leipzig, Deutschland), Band Volume 24, Issue 1 Supplement der Reihe *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, #539, Berlin Heidelberg. Springer, 2011. [↗](#)

- [14] P. Schulze, I. Kadashevich, D. Stucht, A. Danishad und O. Speck. Prospective Motion Correction at 7 Tesla Magnetic Resonance Imaging Using Optical Tracking Systems. In *Forschung und Innovation: 10. Magdeburger Maschinenbau-Tage* (Magdeburg, Germany), Band 10, Seiten C1–3. Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, 2011.
- [15] P. Schulze, D. Stucht, K. A. Danishad, I. Kadashevich und O. Speck. Implementation of Prospective Stereoscopic Motion Correction at 7 T. In *Current Concepts of Motion Correction for MRI & MRS* (Kitzbühel, Austria), ISMRM Workshop Series 2010, 2010. [↗](#) 25 February 2010, 10:00–10:05.
- [16] P. Schulze, D. Stucht, K. A. Danishad, I. Y. Kadashevich, M. Herbst, C. Lovell-Smith, J. Maclaren, R. T. Barrows, T. P. Kusik, B. S. Armstrong, T. Prieto, T. Ernst, M. Zaitsev und O. Speck. Prospective Motion Correction to Increase the Achievable Resolution in Brain Imaging at 7 T. In *Proceedings of the 20th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (Melbourne, Victoria, Australien), #4672, 2012. [↗](#)
- [17] A. Sciarra, H. Mattern, D. Stucht, R. Yakupov, P. Schulze, F. Godenschweger und O. Speck. Prospective Motion Correction Applications at 7T. In *ITN Network HiMR FinalMeeting*. (Magdeburg, Deutschland), 2016.
- [18] A. Sciarra, H. Mattern, R. Yakupov, D. Stucht, P. Schulze, F. Godenschweger und O. Speck. Quantitative Evaluation of Prospective Motion Correction for Structural Imaging at 7T. In *Proceedings of the 25th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (Honolulu, HI, USA), #1274, 2017. [↗](#)
- [19] D. Stucht, O. Beuing, M. Markl und O. Speck. In-Vivo High-Resolution 4D-PC-MRI of Hemodynamics in Cerebral Aneurysms at 7T. In *Proceedings of the 28th Annual Scientific Meeting: European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology* (Leipzig, Deutschland), Band Volume 24, Issue 1 Supplement der Reihe *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, #459, Berlin Heidelberg. Springer, 2011. [↗](#)
- [20] D. Stucht, O. Beuing, M. Skalej und O. Speck. Hochaufgelöste in-vivo 4D PC-MRI zerebraler Aneurysmen bei 7 Tesla und die Aussichten prospektiver Bewegungskorrektur. In *Abstracts der 52. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Neuroradiologie e.V.* (Gürzenich, Köln, Deutschland), Band 27 der Reihe Nummer S1, #355. Springer Science und Business Media LLC, 2017. [↗](#)
- [21] D. Stucht, K. A. Danishad, P. Schulze, I. Y. Kadashevich, M. Zaitsev und O. Speck. Highest Resolution Human in Vivo Brain MR Imaging at 7 T Using Prospective Motion Correction. In *Proceedings of the 30th Annual Scientific Meeting: European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology* (Toulouse, France), Band Volume 26, Issue 1 Supplement der Reihe *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, #225, Berlin Heidelberg. Springer, 2013. [↗](#)
- [22] D. Stucht, M. Markl, R. Gasteiger und O. Speck. Image Based Correction of Phasewraps in 4D PC-MRI Data Using Fast Reference Scans. In *Proceedings of the 19th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, #1193, 2011. [↗](#)
- [23] D. Stucht, P. Schulze, M. Zaitsev, K. A. Danishad, I. Y. Kadashevich und O. Speck. Prospective Motion Correction with Stereoscopic Optical Tracking at 7 T. In *Proceedings of the 17th Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (Honolulu, HI, USA), #2509, 2009. [↗](#)

-
- [24] U. Yarach, K. A. Danishad, C. Luengviriyaya, M.-H. In, D. Stucht und O. Speck. RF-Sensitivity and Gradient Non-Linearity Distortion Corrections in Prospective Mo-Co at 7T MRI. In *Proceedings of the 30th Annual Scientific Meeting: European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology* (Toulouse, France), Band Volume 26, Issue 1 Supplement der Reihe *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, #224, Berlin Heidelberg. Springer, 2013. [↗](#)
- [25] U. Yarach, D. Stucht, F. Godenschweger und O. Speck. The Correction of Motion-Induced Coil Sensitivity Miscalibration in Parallel Imaging with Prospective Motion Correction. In *Proceedings of the 23rd Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, #2558, 2015. [↗](#)
- [26] U. Yarach, D. Stucht, F. Godenschweger und O. Speck. The Necessity of Coil Sensitivity and Gradient Non-Linearity Distortion Corrections in Prospective Motion Correction. In *Proceedings of the 23rd Scientific Meeting: International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, #2550, 2015. [↗](#)

FIN Doktorandentag

Vortrag: »Blutflussmessung mittels prospektiv bewegungskorrigierter Phasenkontrast-MR-Bildgebung«, 30. Januar 2012

