

Aus der Radiologischen Universitätsklinik Tübingen
Abteilung Diagnostische und Interventionelle Radiologie
Sektion Experimentelle Radiologie

**Untersuchungen zur Auswirkung zeitlich
und räumlich inkonstanter
Flüssigkeitsströmungen auf die Messqualität
der MR-Phasenkontrastangiographie an
einem geometrisch variablen
Strömungskanal**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Futterknecht, Stefan

2021

Aus der Radiologischen Universitätsklinik Tübingen
Abteilung Diagnostische und Interventionelle Radiologie
Sektion Experimentelle Radiologie

**Untersuchungen zur Auswirkung zeitlich
und räumlich inkonstanter
Flüssigkeitsströmungen auf die Messqualität
der MR-Phasenkontrastangiographie an
einem geometrisch variablen
Strömungskanal**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Futterknecht, Stefan

2021

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Professor Dr. Dr. F. Schick

2. Berichterstatter: Professor Dr. U. Klose

Tag der Disputation: 8. Mai 2020

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	v
Tabellenverzeichnis	vii
Abkürzungs- und Symbolverzeichnis	ix
1 Einleitung	1
1.1 Einführung	1
1.2 Motivation	2
1.3 Stand der Forschung	5
1.4 Ziel der Arbeit	7
2 Grundlagen	9
2.1 Physikalische Grundlagen der Magnetresonanztomographie	9
2.1.1 Magnetresonanz	9
2.1.2 Relaxation	12
2.1.3 MR-Experiment	14
2.1.4 Bildkontrast	15
2.1.5 Schichtwahl und Ortskodierung	17
2.2 Technische Anwendung der Magnetresonanztomographie	19
2.2.1 Kernspintomograph	19
2.2.2 Pulssequenzen	20
2.2.3 Angiographie	23
2.2.4 Flusseffekte	29
2.2.5 Fehlerquellen	30
2.3 Hydrodynamik	31
2.3.1 Laminare Strömungen	31
2.3.2 Charakterisierung von Strömungen durch die Reynolds-Zahl	33
2.3.3 Turbulente Strömungen	34

2.3.4	Strömungen im menschlichen Herz-Kreislaufsystem	36
2.3.5	Freistrahл	37
3	Material und Methoden	39
3.1	Versuchsaufbau	39
3.1.1	Kernspintomograph	39
3.1.2	PC-MRA-Sequenz	40
3.1.3	Flussphantom	41
3.1.4	Durchflussmesser	45
3.1.5	Datenaufbereitung	46
3.1.6	Datenvisualisierung	47
3.2	Versuche	50
3.2.1	Übergang einer laminaren Strömung in eine turbulente . . .	50
3.2.2	Signalabschwächung durch Geschwindigkeitsgradienten . . .	55
3.2.3	Störfaktoren der Flussmessung	60
4	Ergebnisse	63
4.1	Übergang einer laminaren Strömung in eine turbulente	63
4.1.1	Charakterisierung des Übergangs einer laminaren Strömung in eine turbulente	63
4.1.2	Abflachung des Strömungsprofils	72
4.2	Signalabschwächung durch Geschwindigkeitsgradienten	74
4.2.1	Bei laminaren Strömungen	74
4.2.2	Bei turbulenten Strömungen	76
4.2.3	Bei hochturbulenten Strömungen durch Jets	76
4.3	Störfaktoren der Flussmessung	78
4.3.1	Phasenüberschläge	78
4.3.2	Störung des Magnetfeldes	82
5	Diskussion	87
5.1	Versuchsaufbau	87
5.2	Charakterisierung turbulenter Strömungen	89
5.3	Signalabschwächung durch Geschwindigkeitsgradienten	91
5.3.1	Bei laminaren Strömungen	91
5.3.2	Bei turbulenten Strömungen	92
5.3.3	Bei hochturbulenten Strömungen durch Jets	93
5.4	Störfaktoren der Flussmessung	94

5.4.1	Phasenüberschläge	94
5.4.2	Störung des Magnetfeldes	95
5.5	Fazit und Ausblick	96
	Zusammenfassung	99
	Literaturverzeichnis	101
	Erklärung zum Eigenanteil	105
	Danksagung	107

Abbildungsverzeichnis

1.1	2D-PC-MRA Messung	3
1.2	3D-Flussmessung	4
2.1	Präzession der Kernmagnetisierung	11
2.2	HF-Puls zur Auslenkung des Magnetisierungsvektors	11
2.3	Longitudinale Relaxation T1	12
2.4	Transversale Relaxation T2	13
2.5	MR-Signal nach einem HF-Puls	14
2.6	T1-Gewichtung	16
2.7	Sättigungseffekte durch kurze TR	16
2.8	Signalstärke des Echos in Abhängigkeit von der T2-Zeit	17
2.9	Aufbau eines Kernspintomographen	21
2.10	Schematischer Ablauf einer Spinechosequenz	22
2.11	Schematischer Ablauf einer Gradientenechosequenz	24
2.12	PC-MRA Sequenz	26
2.13	PC-MRA Gradienten	27
2.14	Zeitlicher Verlauf der Spins bei der PC-MRA	28
2.15	Artefakte bei Blutfluss	30
2.16	Laminare Scherströmung zwischen zwei Platten	32
2.17	Laminares Flussprofil einer Rohrströmung	33
2.18	Grenzschicht einer Rohrströmung	34
2.19	Farbfadenversuch mit laminarer und turbulenter Strömung	35
2.20	Laminar-turbulenter Übergang	36
2.21	Flussprofil einer turbulenten Strömung	37
2.22	Verlauf eines Freistrahls	38
3.1	Kernspintomograph mit Flussphantom	40
3.2	Schaubild des Flussphantoms	41
3.3	Fotografie des Flussphantoms	42

3.4	Richtungsangaben im Kernspintomographen	44
3.5	Versuchsaufbau ohne Rohreinsatz	44
3.6	Versuchsaufbau mit Rohreinsatz	45
3.7	Ablauf der Datenaufbereitung	48
3.8	Verschiedene Methoden zur Datenvisualisierung	49
3.9	Vergleich der Strömungsvektoren	52
3.10	Geschwindigkeitsgradienten bei laminaren Strömungen	57
3.11	Versuchsaufbau hochturbulente Strömung durch einen Jet	60
3.12	Versuchsaufbau Störfaktor Aluminium	62
4.1	Ergebnisse der Charakterisierung durch Berechnung der absoluten Geschwindigkeitsdifferenzen	65
4.2	Ergebnisse der Charakterisierung durch Berechnung des Skalarprodukts	67
4.3	Ergebnisse der Charakterisierung durch Berechnung des Vektorpro- dukts	68
4.4	Ergebnisse der Charakterisierung durch Berechnung des Kosinus . .	69
4.5	Mittlere Flussprofile bei Flüssen von $100 \frac{l}{h}$ - $500 \frac{l}{h}$	73
4.6	Signalabschwächung durch Geschwindigkeitsgradienten bei lamina- ren Strömungen	75
4.7	Signalabschwächung durch Geschwindigkeitsgradienten bei turbulen- ten Strömungen	77
4.8	Signalabschwächung durch Geschwindigkeitsgradienten bei hochtur- bulenten Strömungen durch einen Jet	79
4.9	Flussmessungen zur Beurteilung des Auflösungsvermögens bei zu kleiner und zu großer VENC	80
4.10	Flussmessungen zur Beurteilung des Auflösungsvermögens mit kleinst- möglicher VENC ohne Phasenüberschläge	81
4.11	Magnitudenmessungen und Flussmessungen mit verschiedenen Shim- Einstellungen zur Störung der Homogenität des Magnetfeldes	83
4.12	Magnitudenmessungen und Flussmessungen mit und ohne Alumini- umfolie zur Störung der Homogenität des Magnetfeldes	85

Tabellenverzeichnis

3.1	Übersicht der mittleren Flussgeschwindigkeiten und Reynolds-Zahlen im Flussphantom	43
3.2	Einzelmessungen einer PC-MRA Sequenz	46
3.3	Mittlere Flussgeschwindigkeiten \bar{u} und zugehörige VENC bei den Messungen mit dem Flussphantom	51
3.4	Übersicht der Flussgeschwindigkeiten u im Abstand r zum Rohrmit- telpunkt	58
3.5	Messparameter der Versuche mit Rohreinsatz	59
4.1	Ergebnisse der nach Pearson berechneten Korrelationskoeffizienten .	70
4.2	Übersicht der Ergebnisse der unabhängigen Zweistichproben t-Tests	71

Abkürzungs- und Symbolverzeichnis

Abkürzungen

CTA	Computertomographie-Angiographie	2
FoV	Field-of-View	41
HF-Puls	Hochfrequenzpuls	14
IVVV	Intravoxel velocity variance	6
MRA	Magnetresonanzangiographie	23
MRT	Magnetresonanztomographie	3
PC-MRA	Phasenkontrast-Magnetresonanzangiographie	3
SNR	Signal-to-noise-ratio	39
T1	Longitudinale Relaxation	12
T2	Transversale Relaxation	13
TE	Echozeit	15
TKE	Turbulence kinetic energy	6
TOF-MRA	Time-of-Flight-Angiographie	23
TR	Repetitionszeit	15
VENC	Velocity encoding	25

Symbole

B	Magnetfeldstärke
F	Kraft
γ	Gyromagnetisches Verhältnis
I	Volumenstromstärke
l	Länge
M	Magnetisierung
η	Dynamische Viskosität
ν	Kinematische Viskosität
ω	Larmorfrequenz
Δp_v	Druckabfall
p	Druck
ϕ	Phasenverschiebung
r	Radius
Re_{krit}	Kritische Reynolds-Zahl
ρ	Dichte
ρ_K	Korrelationskoeffizient nach Karl Pearson
t	Zeit
τ	Schubspannung
u	Strömungsgeschwindigkeit

Kapitel 1

Einleitung

Panta rhei — alles fließt

Heraklit von Ephesos

Die Einleitung gibt einen Überblick über Motivation und Zielsetzung dieser Arbeit. Zu Beginn werden die zentralen Begriffe der Strömungsmechanik und der Magnetresonanztomographie erläutert, um auf den Stellenwert der Thematik hinzuführen. In der Einleitung werden die relevanten Hintergründe umrissen, die schließlich zur Zielsetzung der Arbeit führen. Davor wird außerdem der aktuelle Stand der Forschung und offene Fragen zu den hier bearbeiteten Problemen aufgezeigt.

1.1 Einführung

Die Strömungsmechanik ist die Lehre der physikalischen Bewegung von Flüssigkeiten [1]. Bereits Archimedes befasste sich mit den Gesetzmäßigkeiten von Flüssigkeitsbewegungen und bekannte Wissenschaftler wie Torricelli, Pascal, Newton und Bernoulli legten die Grundsteine der modernen Strömungsmechanik. Claude Navier und George Stokes lieferten mit der nach ihnen benannten Gleichung eine Möglichkeit, Strömungsverhalten zu simulieren und vorherzusagen [2]. Während langsam fließende, zähe bzw. viskose Flüssigkeiten laminar strömen, zeigen schneller fließende, weniger viskose Flüssigkeiten ein turbulentes Strömungsverhalten. Laminare Strömungen sind hierbei Strömungen, die in parallelen Schichten frei von Verwirbelungen strömen [3]. Turbulente Strömungen hingegen sind durch Verwirbelungen charakterisiert, die die Flüssigkeit durchmischen und den Strömungswiderstand erhöhen [4]. Für die Erforschung des Übergangs zwischen laminaren und turbulenten Strömungen und deren Beschreibung leisteten Osborne Reynolds und

Ludwig Prandtl Pionierarbeit. Reynolds fand heraus, dass Flüssigkeiten bis zu einem für die jeweilige Strömung charakteristischen Punkt laminar strömen und bei weiterer Beschleunigung oder Änderung der Strömungsbedingungen in eine turbulente Strömung übergehen. Dieser Punkt lässt sich durch die so genannte kritische Reynolds-Zahl abschätzen.

1.2 Motivation

Im menschlichen Körper fließen verschiedene Flüssigkeiten, von Lymphe über Liquor bis zur Galle. Das größte fließende Flüssigkeitsvolumen stellt beim Menschen das Blut. Das gesamte Blutvolumen eines Erwachsenen von durchschnittlich ca. 5000 ml¹ [5] zirkuliert hier in Ruhe innerhalb einer Minute zwischen Lungenkreislauf und Körperkreislauf – angetrieben vom Herzen, das mit jedem Schlag je nach körperlicher Belastung 70 - 120 ml Blut in die Aorta auswirft [5].

Trotz der teils sehr hohen Flussgeschwindigkeiten im Gefäßsystem fließt Blut normalerweise laminar [3].

Bestimmte Erkrankungen wie Gefäßstenosen oder Herzklappenerkrankungen stören die Strömungen und führen zu Turbulenzen [6], die sich zum Beispiel bei der Auskultation als Strömungsgeräusche äußern. Nicht-laminarer Blutfluss erhöht gleichzeitig das Risiko für Thrombosen [6, 7] und Atherosklerose [8, 9] und stellt demnach ein erhöhtes Erkrankungsrisiko dar. Somit sind Methoden zur Beurteilung von Flüssigkeitsströmungen und der Feststellung von turbulenten Strömungen von großem klinischem Interesse [10].

Dafür beschäftigt sich die Radiologie mit bildgebenden Verfahren des menschlichen Körpers und ihr stehen heutzutage mit Dopplersonographie und Computertomographie-Angiographie (CTA) mehrere Verfahren zur Darstellung von Flüssigkeitsbewegungen zur Verfügung.

Die Ausprägung von Stenosegraden beispielsweise von Herzklappen wird derzeit oft durch Echokardiographie diagnostiziert [11], wobei die Schweregrade anhand verschiedener Kriterien mit zugehörigen Grenzwerten festgelegt werden [12]. Sonographische Verfahren sind sehr leicht zugänglich und schnell durchzuführen, doch der zentrale Nachteil der Echokardiographie ist die Abhängigkeit der Ergebnisse vom Untersucher [13]. Die derzeit entwickelten Magnetresonanztomographie-gestützten Verfahren zielen darauf, die Einordnung der Gefäßverengung untersucherunabhän-

¹Das Blutvolumen von Männern beträgt durchschnittlich ca. 5400 ml; das von Frauen ca. 4500 ml [5].

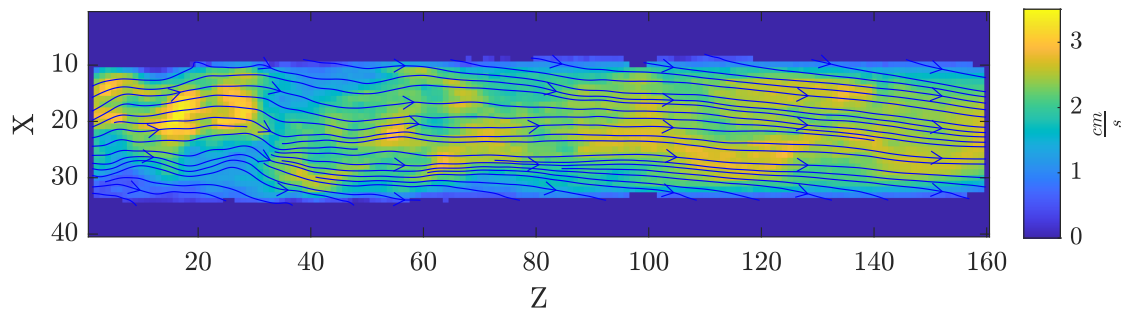


Abbildung 1.1: 2D-PC-MRA Messung bei einem Fluss von $100 \frac{l}{h}$ (mittlere Geschwindigkeit $1,4 \frac{cm}{s}$, Reynolds-Zahl ca. 700, Y und Z in 2 mm, Schichtdicke 4 mm) mit Darstellung der Flussrichtungen und farbkodierten Flussgeschwindigkeiten. Die Flussrichtung ist von links nach rechts; im Bereich des Einstroms links sind deutliche Verwirbelungen zu erkennen, die sich im Verlauf des Rohres einer laminaren Strömung annähern. Im Zentrum des Rohres wurden höhere Flussgeschwindigkeiten gemessen als an der Wand des Rohres.

gig und damit objektiver zu machen, denn die Festlegung des Stenosegrades einer Gefäßverengung kann direkte klinische Auswirkungen auf deren Behandlung haben [13, 14].

So haben sich in der Magnetresonanztomographie (MRT) verschiedene Verfahren zur Untersuchung von Gefäßverengungen entwickelt. Neben der Vermessung der Stenosen anhand von statischen Bildern halten auch neue Methoden zur Darstellung von Blutflüssen im menschlichen Körper Einzug in die Diagnostik. Sie decken von mikroskopischen Flüssigkeitsverschiebungen durch Diffusion bis zu makroskopischen Blutflüssen in den großen Gefäßen des Körpers ein breites Spektrum zur Darstellung von Flüssigkeiten ab. Hierbei werden Effekte genutzt, die sich bei statischen Messmethoden in der Magnetresonanztomographie als Flussartefakte äußern [15]. Auf Grundlage dieser Effekte wurden Messmethoden entwickelt, die speziell zur Messung von Strömungen entwickelt und fortlaufend optimiert wurden. Die klinisch wichtigsten Methoden sind die Kontrastmittel-Angiographie, die Time-of-flight-Angiographie und die Phasenkontrast-Magnetresonanztomographie (PC-MRA). Unter den genannten Verfahren ist die PC-MRA das einzige, das eine direkte Quantifizierung der Flussgeschwindigkeiten aus der Signalcharakteristik erlaubt und dadurch präzise Informationen über die Strömungsverhältnisse in den Gefäßen liefert [16]. So lassen sich heute sowohl zweidimensionale (siehe Abb. 1.1) als auch dreidimensionale Flussmessungen (siehe Abb. 1.2) mit Geschwindigkeitsinformationen über alle Raumrichtungen durchführen.

Die PC-MRA ist technisch aufwendig, was bei der MRT mit langen Messzeiten einhergeht. Vermehrte Forschung und Entwicklungen aus anderen Bereichen der

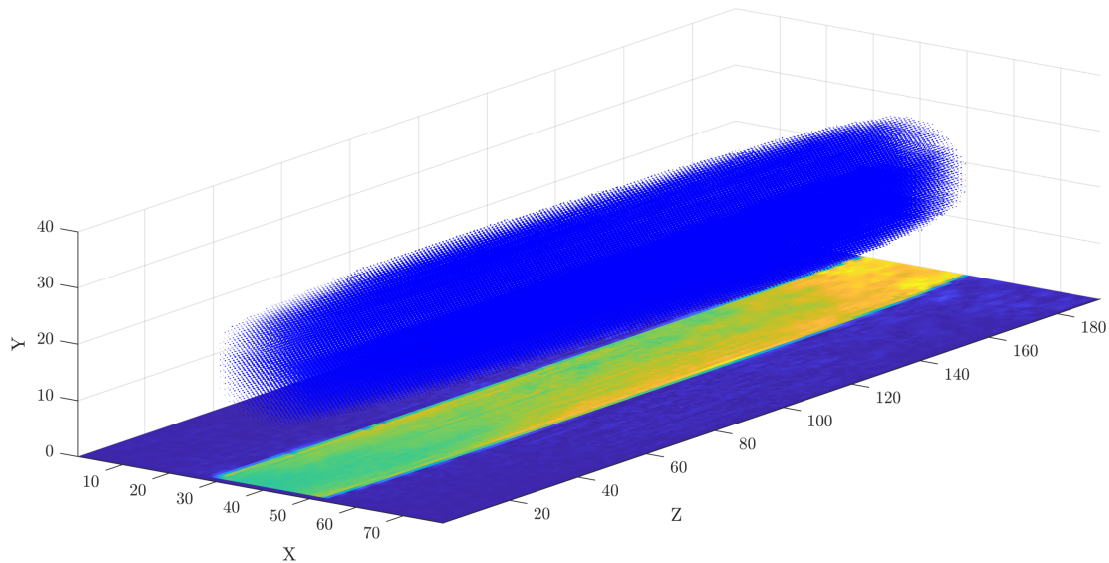


Abbildung 1.2: 3D-Flussmessung mit Darstellung der Datenwolke aus dreidimensionalen Geschwindigkeitsvektoren bei einem Fluss von $200 \frac{l}{h}$ (mittlere Geschwindigkeit $2,9 \frac{cm}{s}$, Reynolds-Zahl ca. 1400, X, Y und Z in 2 mm). Die Segmentierung² erfolgte anhand der Magnitudenmessung. Jeder Punkt im Raum enthält die Informationen über Flussgeschwindigkeit und -richtung. Bei einer Matrixgröße von $192 \times 78 \times 40$ ergeben sich fast 600 000 Messpunkte mit jeweils Geschwindigkeitsinformationen in alle Raumrichtungen. Unten ist die Projektion der Magnitudenmessung am breitesten Durchmesser des Rohres in der Schicht $Y = 20$.

Magnetresonanztomographie führten in der jüngeren Vergangenheit zu immer kürzeren Messzeiten, sodass heute Flussmessungen mit einer zeitlichen Auflösung im Bereich von wenigen Millisekunden möglich sind [17]. Dadurch hat sich die Phasenkontrast-Magnetresonanztomographie als häufiges Verfahren zur Messung von Blutflüssen im klinischen Alltag etabliert [10, 18]. Sie ermöglicht nun die dreidimensionale Messung der Flussgeschwindigkeiten von Flüssigkeiten in vitro und in vivo.

Über vom Kernspintomographen erzeugte Magnetfeldgradienten in der zu messenden Flussrichtung kann die Messung für Strömungen empfindlich gemacht werden. Durch Variation der Gradientenstärke und -richtung können Strömungen damit in alle Raumrichtungen aufgelöst werden [19]. Die Phasenkontrast-Magnetresonanztomographie ermöglicht so zum Beispiel die klinische Beurteilung von Gefäßverengungen oder die kardiologische Untersuchung des Blutflusses im Herzen [20–22].

²Als Segmentierung wird das Beschneiden der Messdaten auf den für die Untersuchung relevanten Bereich bezeichnet.

Betrachtet man die Methodik der PC-MRA genauer, so fällt auf, dass die Flussmessungen die Ortsdifferenz der Spins³ in Phasenkodierrichtung⁴ auf die Messdauer bezogen heranzieht, um daraus die Flussgeschwindigkeit zu berechnen [18]. Dies führt dazu, dass nicht-lineare Trajektorien, wie sie im Bereich von Gefäßverengungen auftreten, als linear angenommen und die wahre Flussgeschwindigkeit demnach unterschätzt wird [23, 24]. Die Validität der Methode zur Untersuchung nicht-laminarer Strömungen ist deshalb fraglich.

Im menschlichen Kreislaufsystem und besonders im Bereich von Gefäßanomalien strömt Blut mit sehr unterschiedlichen Geschwindigkeitsmustern. Gerade im Bereich von pathologischen Gefäßveränderungen mit turbulenten Strömungen ist die Darstellung der Strömungsverhältnisse von großem klinischem Interesse. Wie oben bereits beschrieben, wird bei der PC-MRA die Sensitivität für Richtung und Geschwindigkeitsbereich durch Wahl des Magnetfeldgradienten bestimmt. Daraus folgt, dass die zu messende Geschwindigkeit im Voraus abgeschätzt und festgelegt werden muss. Gerade bei pathologisch veränderten Blutflüssen ist dies kaum möglich. Oftmals können so zu große Flussgeschwindigkeiten gar nicht und sehr kleine Flussgeschwindigkeiten nur ungenau gemessen werden [25]. Forschungsarbeiten befassen sich damit, anhand mehrerer Messsequenzen präzise Messergebnisse zu erreichen, was jedoch die Messzeit deutlich steigert. Stattdessen wird eine Methode benötigt, um anhand einer einzelnen Messung deren Qualität und eventuell pathologisch schnelle oder langsame Flüsse feststellen zu können.

Darüber hinaus findet die PC-MRA auch häufig im Bereich von Klappen- und Gefäßprothesen Anwendung. Hier sollen Funktionalität und Zustand überprüft werden. Da metallische Komponenten die Magnetfeldhomogenität stören [26] und dadurch die PC-MRA-Messungen beeinflussen, sind hier weitergehende Untersuchungen vonnöten, um die Qualität der Messergebnisse gerade in Situationen mit Klappen- und Gefäßprothesen zu verbessern.

1.3 Stand der Forschung

Die aktuelle Forschung zur PC-MRA fokussiert stark auf die Optimierung bereits etablierter Verfahren und erzielt große Erfolge bei der Verbesserung der Aquisitions-

³Als Spin wird eine Art Drehimpuls von Elementarteilchen bezeichnet, der vielfache Zahlenwerte von $\frac{1}{2}\hbar$, dem planckschen Wirkumsquantum, betragen kann. Der Spin ist die zentrale Eigenschaft der Teilchen, die bei der Magnetresonanztomographie für deren Messung genutzt wird.

⁴In der MRT werden verschiedene Verfahren zur Ortskodierung eingesetzt. Die Phasenkodierung nutzt dabei die Phase der Spins, um deren Ort in einer Raumrichtung zuordnen zu können. Die Phase kann dabei als Position auf einer kreisförmigen Bewegung der Spins aufgefasst werden.

dauer zum Beispiel durch Spiral-MRT [17, 27] und schnellere, teils unvollständige Trajektorien beim Auslesen der Rohdaten [28].

In den 90er Jahren wurde intensive Forschung zu den Auswirkungen von Fluss auf Magnetresonanzmessungen [29] oder auch dem Einfluss von Turbulenz auf Magnetresonanzmessungen durchgeführt [30, 31]. Die Studien konnten deutliche Zusammenhänge zwischen turbulentem Fluss und Signalverlusten des Gradientenechos zeigen.

Diese Ergebnisse wurden nun auf Flussmessungen mittels PC-MRA übertragen. Analog zu den normalen Magnitudenmessungen in der MRT basieren auch Signalstärken der Phasenmessungen der PC-MRA auf der Summe aller Spins innerhalb eines Voxels [16]. Über den Querschnitt eines Voxels inkonstante Strömungen verursachen ebenso Signalverluste durch Überlagerung unterschiedlicher Spins, die genutzt werden können, um Strömungen genauer zu charakterisieren [32].

Fließt Blut laminar, das heißt in parallelen Schichten mit ähnlicher Geschwindigkeit, so verhalten sich auch die Spins in benachbarten Schichten ähnlich. Das resultiert in starken Signalen bei den Messungen. Zur Charakterisierung von Blutströmungen und dem Ausmaß von Gefäßverengungen wird in der MRT unter anderem die Turbulence kinetic energy (TKE) herangezogen. Sie schätzt die Energie turbulenter Verwirbelungen und führt so ein Maß für die Turbulenz ein, indem die relative Signalabschwächung durch turbulente Strömungen innerhalb eines Voxels⁵ (Intravoxel velocity variance (IVVV)) bestimmt wird [10, 33]. Diese Turbulenzen führen dazu, dass innerhalb der Voxel unterschiedlich schnell strömendes Blut Spins mit unterschiedlicher Phase innerhalb eines Voxels vermischt, wodurch die Signalstärke aus diesem Voxel abnimmt. Je turbulenter die Strömung im Bereich des Voxels ist, desto schwächer ist das daraus gewonnene Signal [31]. Dieses Verfahren wurde bisher größtenteils zur Quantifizierung der Strömungen herangezogen, doch könnten auf Grundlage dieser Technik auch weiterführende Interpretationen der Messergebnisse möglich sein.

Der Ansatz der IVVV wird derzeit in Experimenten genutzt, um mittels PC-MRA eine nicht-invasive Beurteilung von Gefäßstenosen durch Schätzung des poststenotischen Blutdruckabfalls zu ermöglichen [32, 34–36].

In einer aktuellen Studie von Ha et al. [37] konnte im Vergleich zwischen physiologischen Herzklappen und Klappenprothesen eine Zunahme der Turbulenz und des poststenotischen Druckabfalls gezeigt werden. Weiterhin erlaubte die Methode zuverlässig Flussgeschwindigkeiten über der Stenose zu messen, die für die klinische

⁵Voxel sind die einzelnen Volumenelemente bei den Messungen. Sie sind das dreidimensionale Äquivalent der Pixel.

Bewertung hilfreich sein können.

Die bisherige Forschung bezog sich entweder auf laminare oder auf turbulente Flüsse. Eine vergleichende Untersuchung, die die Theorien zur Signalabschwächung sowohl auf laminare als auch auf turbulente Strömungen anwendet, steht noch aus. Auch der Übergangsbereich dazwischen ist von Interesse, da hier Strömungseffekte aus beiden Bereichen die Messungen beeinflussen. Diese Untersuchungen sind besonders im Hinblick auf die Bewertung von Messergebnissen relevant, da diese Effekte Fehlerquellen der PC-MRA darstellen können.

1.4 Ziel der Arbeit

Ziel der Arbeit war es, die Validität von Flussmessungen mittels Phasenkontrastangiographie durch die Untersuchung der Einflüsse von Turbulenz und Magnetfeldhomogenität zu verbessern. Diese Zielsetzung resultiert in einer dreigeteilten Aufgabenstellung:

Erkennen von laminaren und turbulenten Strömungen

Da die Messqualität der PC-MRA stark von der zu messenden Strömung abhängt (fehlendes Auflösungsvermögen nicht linearer Trajektorien turbulenter Strömungen), sollten zunächst statistische Methoden zur Unterscheidung zwischen laminaren und turbulenten Strömungen anhand der Datensätze entwickelt werden.

Untersuchung der Einflüsse von Geschwindigkeitsgradienten auf die Qualität der PC-MRA

Die Signalqualität wird zudem durch starke Geschwindigkeitsgradienten beeinflusst (siehe Ansätze zur TKE oben). Zur Untersuchung der Auswirkungen von zeitlich konstanten Geschwindigkeitsgradienten auf die PC-MRA wurden laminare Strömungen betrachtet. Die Einflüsse der zeitlich inkonstanten Geschwindigkeitsgradienten turbulenter Strömungen wurden anhand zweier Versuchsaufbauten mit unterschiedlich turbulenten Strömungen gemessen. Durch ein tieferes Verständnis dieser Effekte soll die Interpretation von Messergebnissen aus Messungen mit unterschiedlicher Strömungscharakteristik verbessert werden und so die Sensitivität der Methode im klinischen Alltag gesteigert werden.

Untersuchung der Einflüsse von Störungen des Magnetfeldes auf die Qualität der PC-MRA

Da die PC-MRA häufig zur Bewertung der Funktionalität von Gefäß- und Klappenprothesen herangezogen wird, ist eine Prüfung der Messqualität bei diesen Messungen unerlässlich. Dazu sollte die Magnetfeldhomogenität bei PC-MRA-Messungen verändert werden, um die Einflüsse von Magnetfeldstörungen bei Strömungssituationen mit Prothesen zu prüfen.

Die Arbeit soll also ein genaueres Verständnis der Einflussfaktoren auf die Phasenkontrastangiographie bringen und dadurch eine fundierte Bewertung und Interpretation der Messergebnisse ermöglichen.

Kapitel 2

Grundlagen

Bevor die durchgeführten Methoden und Experimente beschrieben werden, folgen zunächst einige physikalische und technische Grundlagen zu Magnetresonanz und Hydrodynamik, die das Verständnis der Versuche erleichtern sollen. Diese beschränken sich auf die für die Versuche relevanten Teilaspekte der beiden Fachbereiche.

2.1 Physikalische Grundlagen der Magnetresonanztomographie

2.1.1 Magnetresonanz

Die Magnetresonanz ist das grundlegende physikalische Prinzip hinter der MRT und beruht auf der Eigenschaft, dass Atomkerne mit ungerader Nukleonenzahl ein magnetisches Moment – auch Spin genannt – besitzen. Dieses Moment kann zur Veranschaulichung mit dem Drehimpuls eines Kreisel verglichen werden, bei dem der Drehimpuls jedoch immer gleich stark bleibt [19]. Der Kern des Wasserstoffatoms stellt hierbei den einfachsten Atomkern mit magnetischem Moment dar und besitzt zugleich das größte Moment [38]. Das geradezu ubiquitäre Vorkommen im menschlichen Körper macht den Wasserstoffkern zum zentralen Objekt bei der MRT [38]. Da sich die Spins wie eine rotierende positive elektrische Ladung verhalten, besitzen sie ähnliche Eigenschaften wie ein Stabmagnet, der einerseits durch elektromagnetische Wellen beeinflusst werden kann, und andererseits durch Bewegung – und damit Änderung des Magnetfelds – in einer Spule eine Spannung induzieren kann [19]. Diese Eigenschaften werden im MRT genutzt, um ein Signal zu messen. Ohne ein äußeres Magnetfeld sind die Spins ungeordnet und kompensieren ihre magnetischen Momente durch die thermische Bewegung [38]. Bewegt man sie

nun in ein starkes Magnetfeld B_0 , so richten sich die Spins entlang des Magnetfeldes aus und es entsteht eine makroskopische Magnetisierung. Dabei müssen zwei Umstände beachtet werden: Zum einen gibt es zwei metastabile Ausrichtungen der Spins in einem Magnetfeld: parallel und antiparallel. Zum anderen sind die Einflüsse des äußeren Magnetfeldes auf die Spins sehr klein im Vergleich zur thermischen Bewegung der Spins [38]. Die geringfügig höhere Wahrscheinlichkeit für die parallele Ausrichtung erlaubt es uns, letztlich eine geringe makroskopische Magnetisierung M_Z in Richtung des äußeren Magnetfeldes zu messen. Je größer das äußere Magnetfeld ist, desto größer wird der Überschuss der parallel ausgerichteten Spins und desto größer wird die Gesamtmagnetisierung. Aus diesem Grund werden in der klinischen Praxis Magnetfelder verwendet, die 30 000 – 60 000 Mal stärker sind als das Erdmagnetfeld. Ähnlich wie ein Kreisel im Gravitationsfeld der Erde, rotiert auch die Achse der Spins im Magnetfeld um die Magnetfeldrichtung herum. Diese Bewegung wird Präzession genannt. Ihre Frequenz ist unabhängig vom Winkel, den der Spin mit dem Magnetfeldvektor einschließt und steigt linear mit der Magnetfeldstärke. Die Frequenz ergibt sich aus

$$\omega = \gamma \cdot B_0, \quad (2.1)$$

wobei ω die als Larmorfrequenz bezeichnete Präzessionsfrequenz, γ das gyromagnetische Verhältnis und B_0 das äußere Magnetfeld am Ort des Spins ist. Sowohl die parallel ausgerichteten Spins als auch die antiparallel ausgerichteten Spins präzedieren mit der Larmorfrequenz, sodass sich der in Abb. 2.1 dargestellte Doppelkonus ergibt.

In einem 3 Tesla starken Magnetfeld beträgt die Larmorfrequenz von Wasserstoff-Protonen 127,74 MHz. Dies ist gleichzeitig die Resonanzfrequenz des Magnetisierungsvektors, also der makroskopischen Magnetisierung der Gesamtheit der Spins. Das bedeutet, dass der Magnetisierungsvektor durch elektromagnetische Wellen mit dieser Larmorfrequenz angeregt und ausgelenkt werden kann. Eine elektromagnetische Welle mit passender Frequenz und Dauer kann den Magnetisierungsvektor um 90° aus der Z-Richtung auslenken, wodurch er nun orthogonal zum B_Z -Feld, in der XY-Richtung präzediert (siehe Abbildung 2.2).

Wird der elektromagnetische Puls abgeschaltet, so präzediert der Magnetisierungsvektor wieder mit der Larmorfrequenz in Richtung B_Z -Feld. Dieses bewegte magnetische Moment induzieren in der Messspule eine Wechselspannung mit genau der Larmorfrequenz. Das induzierte Signal wird MR-Signal genannt und ist Grundlage der Messungen in der MRT.

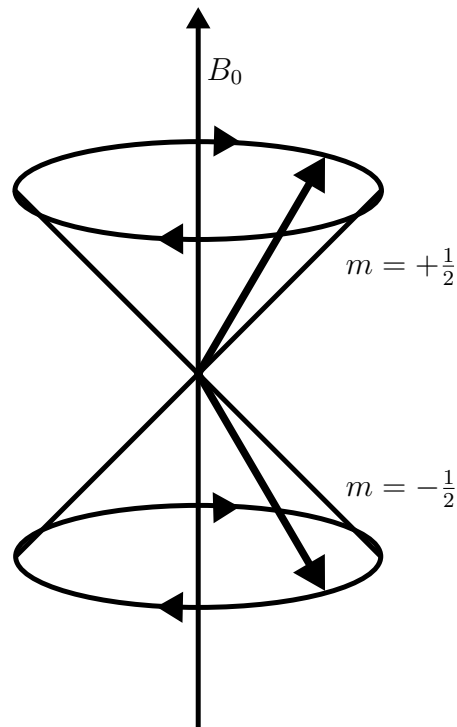


Abbildung 2.1: Doppelkonus der Präzession durch parallele und antiparallele Ausrichtung der Spins (Spinquantenzahl $m = \pm\frac{1}{2}$) nach [38].

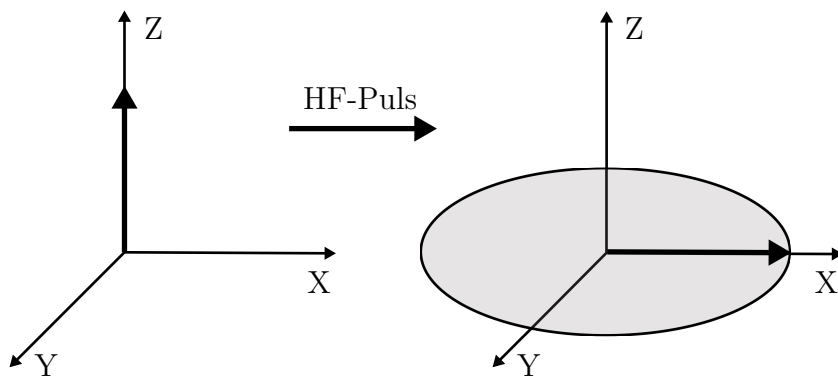


Abbildung 2.2: Auslenkung des Magnetisierungsvektors aus der B_Z -Richtung in die XY-Ebene durch den 90° -HF-Puls nach [19].

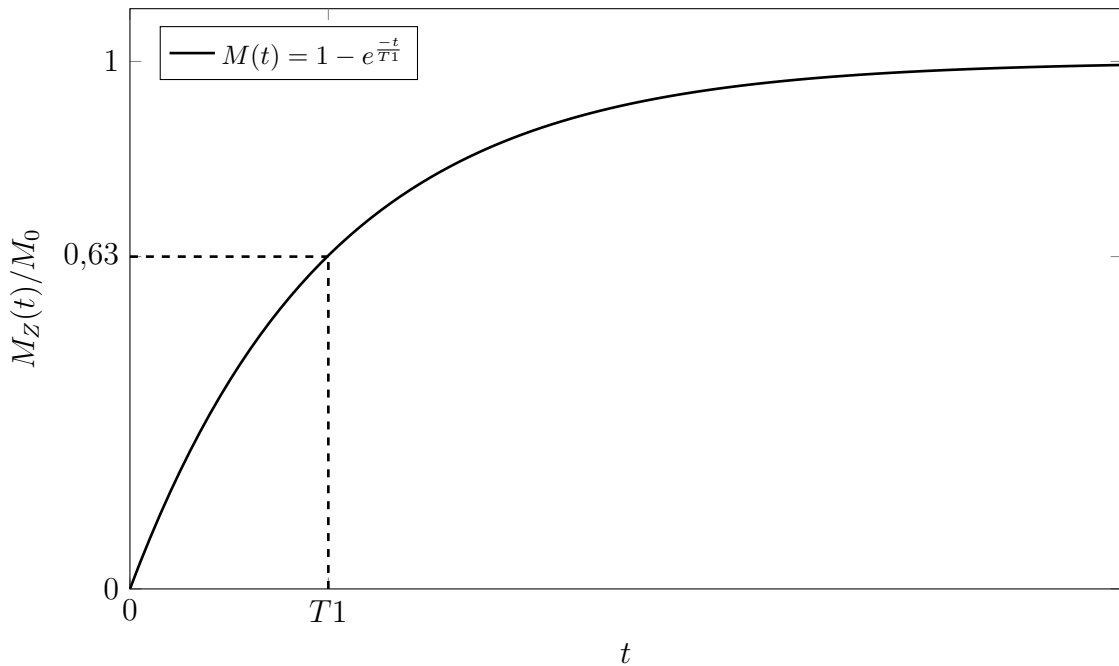


Abbildung 2.3: Longitudinale Relaxation T_1 nach einem 90° -HF-Puls nach [19].

2.1.2 Relaxation

Nachdem die Spins angeregt und somit aus der Z-Richtung ausgelenkt wurden, liegt ihr Magnetisierungsvektor in der XY-Ebene; sie besitzen also eine transversale Magnetisierung und die Bewegung der Magnetisierungsvektoren induziert in der Empfangsspule eine Wechselspannung. Die Abnahme der transversalen Magnetisierung und somit die Wiederherstellung des Ausgangszustandes mit Magnetisierung in Z-Richtung ist die Relaxation. Diese wird in die longitudinale Relaxation T_1 und die transversale Relaxation T_2 unterteilt.

Longitudinale Relaxation (T_1):

Die longitudinale Relaxation beschreibt das Zurückkippen des Magnetisierungsvektors aus der XY-Ebene in die Z-Richtung, wodurch sich gleichzeitig die Längsmagnetisierung in Z-Richtung wiederaufbaut. Die Energie wird hierbei durch die sogenannte Spin-Gitter-Wechselwirkung an die Umgebung abgegeben. Die Zeitkonstante, mit der diese longitudinale Relaxation abläuft, heißt Longitudinale Relaxation (T_1) und ist abhängig vom B_0 -Feld und von der Bewegung der Moleküle und ist die Zeit, die verstreicht, bis die Längsmagnetisierung nach einem 90° -HF-Puls wieder bis auf $M_Z = (1 - e^{-1}) \cdot M_0$ angestiegen ist (siehe Abb. 2.3).

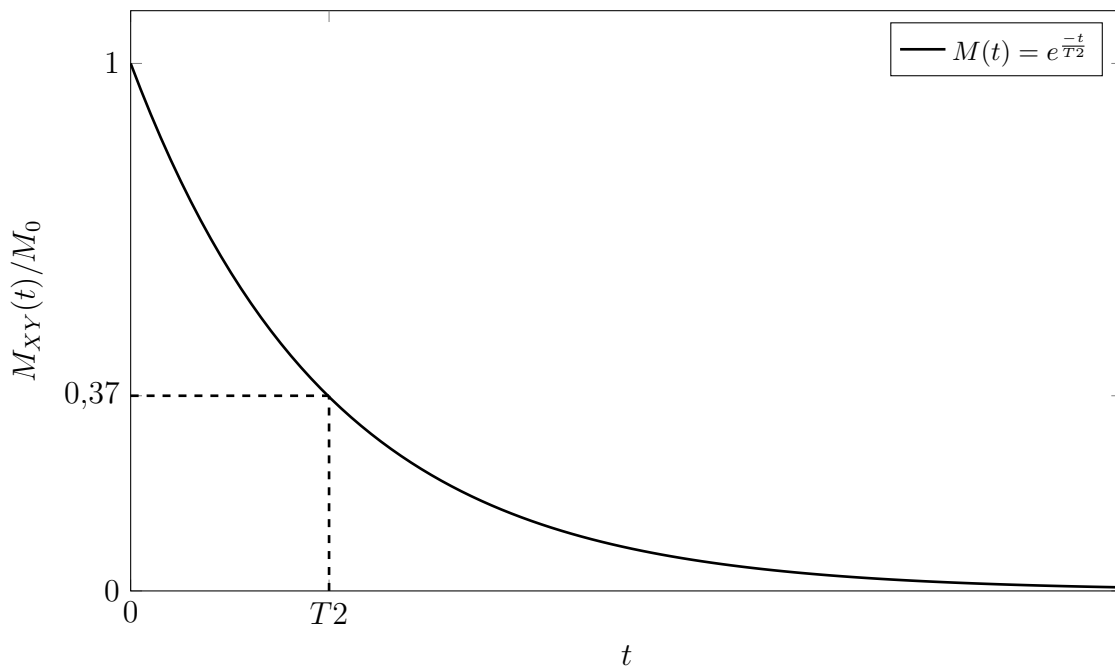


Abbildung 2.4: Transversale Relaxation T2 nach [19].

Transversale Relaxation (T2/T2*):

Nach der Anregung präzediert ein Teil der Spins synchron – sie befinden sich in Phase, also beträgt der Unterschied der Phasenwinkel 0° . Dieser als Phasenkohärenz bezeichnete Zustand geht jedoch schnell verloren, da manche Spins durch gegenseitige Wechselwirkung etwas schneller und andere etwas langsamer präzedieren. Die Magnetisierungsvektoren heben sich also nach und nach auf, wodurch die transversale Magnetisierung verloren geht. Dieser Vorgang heißt Transversale Relaxation (T2) und beruht im Gegensatz zur longitudinalen Relaxation nicht auf einer Wechselwirkung mit der Umgebung, sondern nur mit den Spins untereinander, also der Spin-Spin-Wechselwirkung. Die Zeitkonstante T2 beschreibt die Zeit, die vergangen ist, bis die transversale Magnetisierung nach einem 90° -Puls auf $M_{XY} = (e^{-1}) \cdot M_0$ zurückgegangen ist (siehe Abb. 2.4).

Im Experiment geht die transversale Magnetisierung jedoch oft deutlich schneller zurück, als das durch die Spin-Spin-Wechselwirkung zu erwarten wäre. Dies ist auf konstante Magnetfeldinhomogenitäten zurückzuführen, wodurch die Larmorfrequenzen der einzelnen Spins sich unterscheiden und somit noch schneller dephasieren. Die entsprechende Zeitkonstante nennt man häufig T2* [38]. Der Einfluss der Magnetfeldinhomogenitäten kann durch bestimmte Spin-Echo-Sequenzen kompensiert werden; die Spin-Spin-Wechselwirkung jedoch nicht [19].

T1- und T2-Relaxation laufen hierbei völlig unabhängig voneinander ab und sind

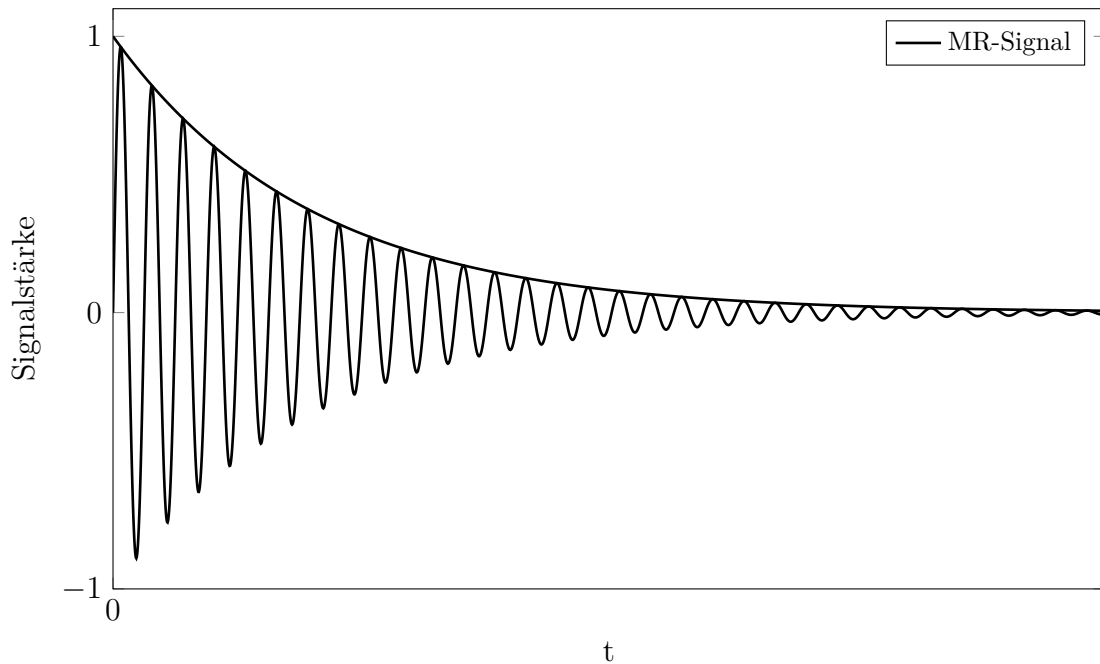


Abbildung 2.5: MR-Signal nach einem HF-Puls nach [19].

spezifisch für verschiedene Gewebe. In Flüssigkeiten sind T1- und T2-Zeit in der gleichen Größenordnung, wohingegen die T1-Zeit in Feststoffen sehr viel länger sein kann als die T2-Zeit [38].

2.1.3 MR-Experiment

Werden Spins in einem äußeren Magnetfeld B_0 durch einen Hochfrequenzpuls (HF-Puls) angeregt und ausgelenkt, so präzediert der Magnetisierungsvektor auf seinem Weg zurück in Richtung B_0 , wodurch in der Empfängerspule eine Wechselspannung induziert wird. Der Signalverlauf der Wechselspannung entspricht dem einer gedämpften Schwingung (siehe Abbildung 2.5).

Die Amplitude ist hierbei proportional zur Zahl der angeregten Protonen, die Frequenz entspricht der Larmorfrequenz der Spins und die Dämpfung geschieht mit der Zeitkonstanten T2* [38]. Da bei einem MR-Experiment nicht nur Protonen mit einer einzigen Larmorfrequenz und gleicher T1- und T2*-Zeit gemessen werden, besteht das gemessene MR-Signal aus einer Vielzahl von Frequenzen. Zur Analyse kann das Signal zunächst durch Fourier-Transformation in seine Einzelfrequenzen zerlegt werden.

2.1.4 Bildkontrast

Der Bildkontrast beim MR-Experiment hängt von einer Vielzahl von Parametern ab, die im Folgenden kurz vorgestellt werden sollen. Zusätzlich zur Zahl der angeregten Protonen (Protonendichte) spielen auch Repetitionszeit, Echozeit, Sättigung und Relaxationszeiten eine zentrale Rolle bei der Bildgebung.

Beim MR-Experiment müssen viele Messungen nacheinander durchgeführt werden, um aus den Signalen genauere Informationen über das zu untersuchende Objekt zu erhalten. Die Zeit, die zwischen zwei Anregungen verstreicht, heißt Repetitionszeit (TR), die Zeit zwischen Anregung und Messung des Signals heißt Echozeit (TE).

Ist die Zeit zwischen zwei Anregungen deutlich länger als die T1 Längsrelaxationszeit, so haben alle Spins genügend Zeit, sich wieder entlang des Magnetfeldes auszurichten und können durch den erneuten Puls wieder vollständig ausgelenkt werden. Bei der nächsten Messung geben sie dann starkes Signal ab. Wird diese Zeit jedoch verkürzt ($TR < 600$ ms), so haben die Spins in Geweben mit längerer T1-Relaxationszeit nicht genügend Zeit, wieder annähernd ihre ursprüngliche Ausrichtung parallel zum B_0 -Feld einzunehmen und können demnach bei der nächsten Anregung nicht mehr vollständig ausgelenkt werden (siehe Abb. 2.6). Diese Protonen mit längerer T1-Zeit geben folglich ein schwächeres Signal ab, während Protonen, die in der gewählten Zeit bereits stärker relaxiert sind, ein stärkeres Signal abgeben. Die Wahl der TR bestimmt also den T1-Kontrast der Messung.

Bei sehr kurzen Repetitionszeiten tritt eine Sättigung der Spins auf. Beim 90° -Puls werden die in Z-Richtung magnetisierten Spins in die XY-Ebene ausgelenkt. Abhängig von der T1-Zeit baut sich nun die Längsmagnetisierung erneut auf, um nach der TR erneut ausgelenkt zu werden. Ist die TR sehr kurz, baut sich bei Spins mit relativ langer T1-Zeit immer weniger Längsmagnetisierung auf, die erneut mit einem 90° -Puls ausgelenkt werden könnte. Diese Spins liefern wenig Signal und sind gesättigt (siehe Abb 2.7).

Durch die Effekte der transversalen Relaxation (T2) dephasieren die Spins nach der Anregung und die Signalstärke fällt ab. Die Zeit, die zwischen Anregung und Messung vergeht (TE), bestimmt demnach die Signalstärke abhängig von der T2-Zeit der Gewebe. Gewebe mit langer T2-Zeit, deren Signalabfall also langsamer abläuft, geben nach einer längeren Echozeit noch ein stärkeres Signal ab und erscheinen hell (siehe Abb. 2.8). Die Echozeit (TE) bestimmt also die T2-Gewichtung der Messung.

Bei klinischen Messungen wird die Echozeit meist zwischen 8 – 200 ms gewählt.

Da den Spins bei kurzen Repetitionszeiten nur wenig Zeit bleibt, wieder an

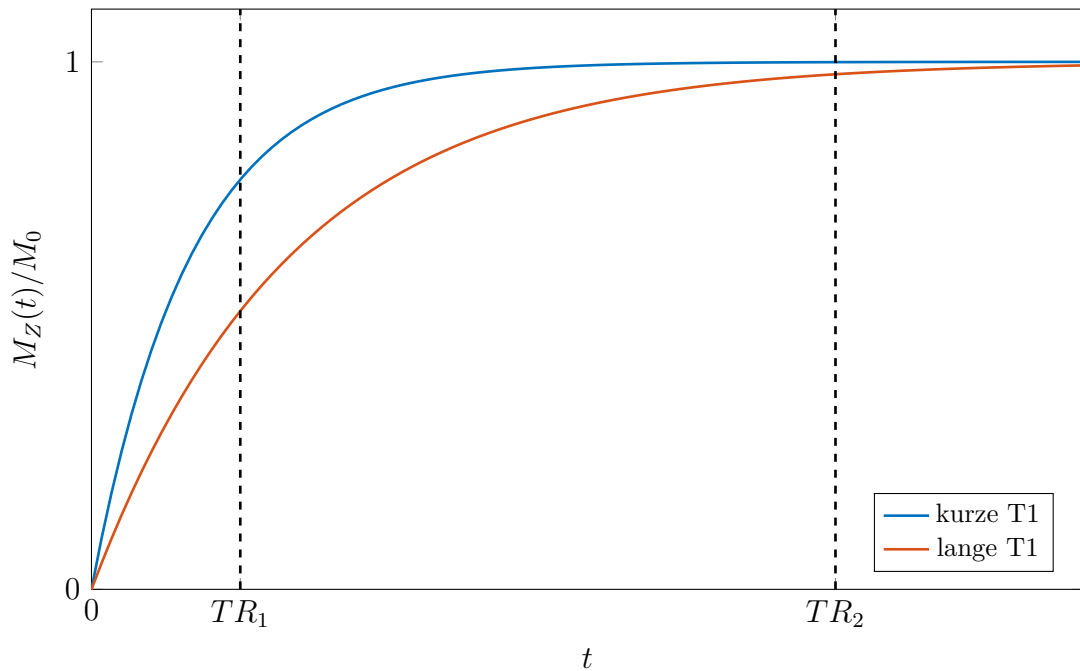


Abbildung 2.6: Verlauf der Längsmagnetisierung in Abhängigkeit von der Zeitkonstanten T_1 nach [19].

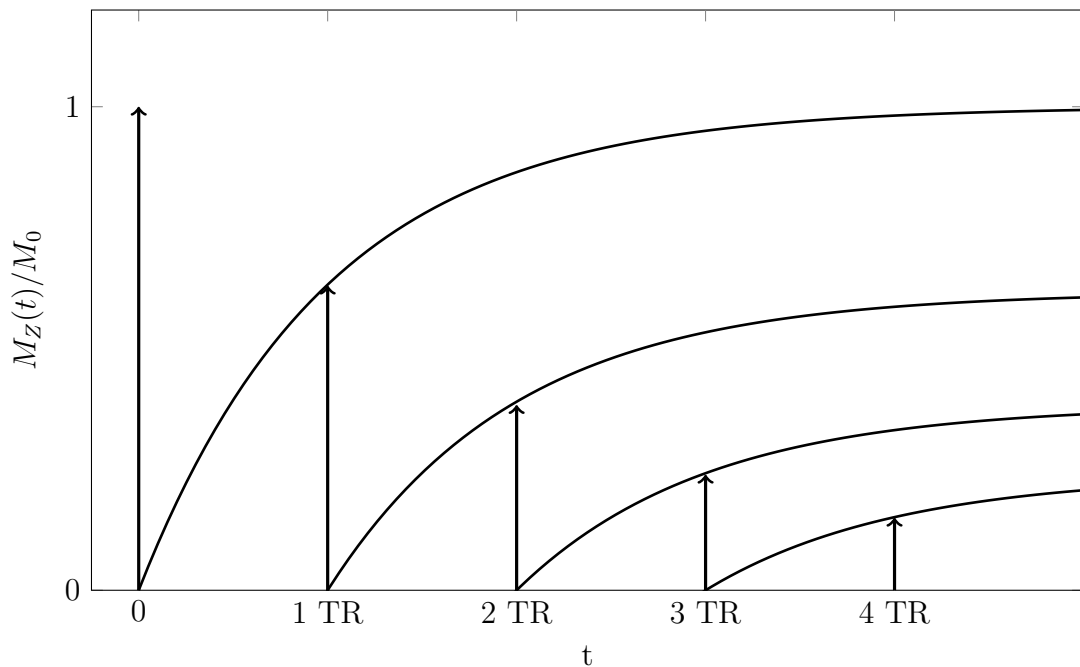


Abbildung 2.7: Sättigungseffekte durch kurze TR nach [19]. Die Pfeile zeigen die Stärke der Magnetisierung zum Zeitpunkt des 90° -Pulses an. Ist die Repetitionszeit (TR) deutlich kürzer als die T_1 -Zeit, so steht nach jeder TR immer weniger Längsmagnetisierung zur Verfügung, die beim 90° -Puls ausgelenkt werden kann. Dadurch tragen Spins mit langer T_1 -Zeit weniger zum Signal bei.

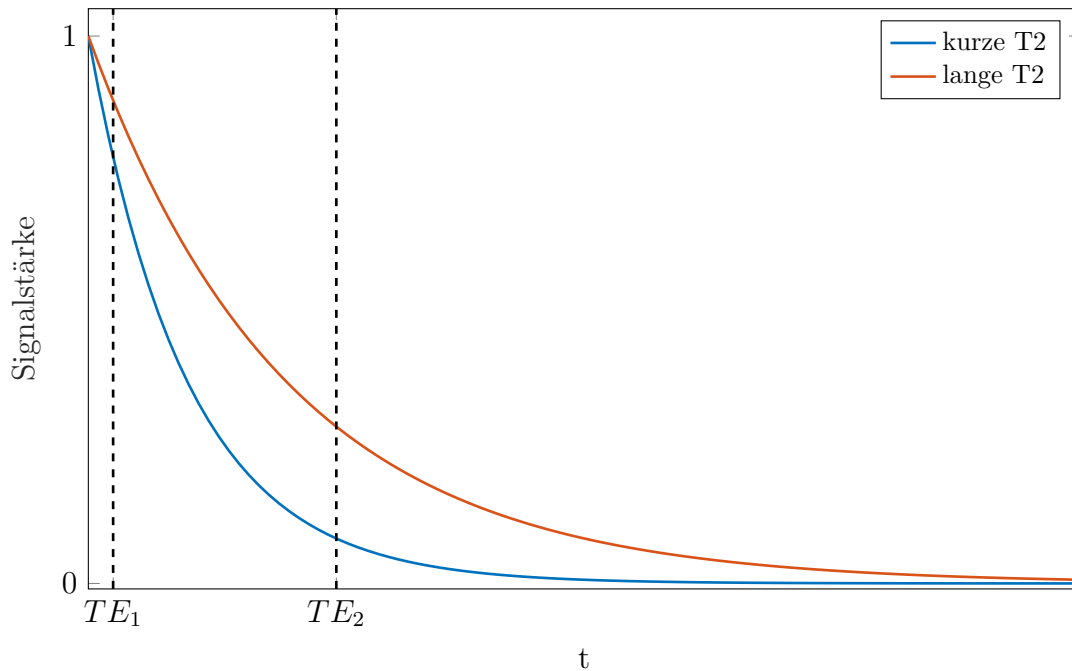


Abbildung 2.8: Signalstärke des Echos in Abhängigkeit der T2-Zeit nach [19].

Längsmagnetisierung zu gewinnen und somit eine erneute Anregung nur zu geringen Auslenkungen führt, wählt man anstelle des bereits beschriebenen 90° -Pulses einen Puls, der zu einer geringeren Auslenkung um den sogenannten Flipwinkel führt. Folglich stellt sich schneller eine genügend große Längsmagnetisierung ein, was kürzere TR zur Anregung der Spins ermöglicht. Der Flipwinkel, der bei gegebener Repetitionszeit (TR) und Relaxationszeit (T1) ein maximales Signal liefert, wird Ernst-Winkel genannt.

2.1.5 Schichtwahl und Ortskodierung

Um nun den gemessenen Protonensignalen einen eindeutigen Ort zuweisen zu können, behilft man sich mit zusätzlichen Magnetfeldgradienten. Diese überlagern das statische B_0 -Feld, das in Z-Richtung wirkt. Da die Larmorfrequenz der Spins wie in Gleichung 2.1 beschrieben proportional zur Magnetfeldstärke ist und außerdem nur Spins von einem HF-Puls angeregt werden, deren Larmorfrequenz der Anregungsfrequenz näherungsweise entspricht, kann ein in Z-Richtung von Fußende zu Kopfende zunehmender Gradient die Larmorfrequenz der Spins ortsabhängig machen. So kann anhand der Anregungsfrequenz bestimmt werden, an welchem Ort im Kernspintomographen die Spins angeregt werden. Dadurch wird das Volumen in Schichten orthogonal zur Z-Richtung unterteilt. Je stärker der Gradient ist, desto

unterschiedlicher sind die Larmofrequenzen entlang der Gradientenrichtung und desto dünner sind die Schichten, die angeregt werden. Dieses Prinzip nennt sich Schichtselektion und erlaubt die Lokalisation der Spins in Z-Richtung. Für die Ortskodierung in XY-Richtung werden nun weitere Magnetfeldgradienten während der Messung angelegt, wodurch eine Phasenkodierung und eine Frequenzkodierung der MR-Signale möglich ist.

Die Ortskodierung in X-Richtung funktioniert über eine Frequenzkodierung der Signale. Dazu wird während der Messung ein Gradient in X-Richtung geschaltet und die Frequenz der Spins wird laut Gleichung 2.1 von ihrem Ort in X-Richtung abhängig. Über Fourier-Transformation können aus dem gemessenen Frequenzspektrum die Einzelfrequenzen der Spins berechnet werden, die ihnen auch in X-Richtung ein eindeutiges Volumenelement zuweisen.

Die Phasenkodierung wird typischerweise für die Ortskodierung in Y-Richtung verwendet und wird durch einen zeitlich begrenzten Magnetfeldgradienten umgesetzt, der von unten nach oben in Y-Richtung zunimmt. Demzufolge präzedieren die Spins unten in der angeregten Schicht langsamer als die Spins oben. Dies führt dazu, dass für die Dauer des Gradientenpulses die Phasen der sich oben befindenden Spins den unteren vorauslaufen. Wird nun der Magnetfeldgradient wieder abgeschaltet, so präzedieren die Spins wieder mit der gleichen Geschwindigkeit und der Phasenvorsprung der oberen Spins bleibt erhalten. Es kann jedoch nur die Phase der Gesamtmagnetisierung, nicht jedoch die Phase der Spins in den jeweiligen Voxeln direkt aus dem Signal ausgelesen werden. Daher muss die Messung so oft mit leicht unterschiedlichen Magnetfeldgradienten in Phasenkodierrichtung wiederholt werden, wie Volumenschritte in dieser Richtung unterschieden werden sollen. Dieser Umstand macht die Phasenkodierung sehr anfällig für Flussartefakte [38]. Die nun gewonnenen Rohdaten werden im sogenannten K-Raum gespeichert. Sobald der K-Raum vollständig gefüllt, also alle Messungen mit unterschiedlichen Phasengradienten durchgeführt sind, kann ein Gleichungssystem zur Berechnung der ortsabhängigen Signalintensitäten gelöst werden. Nach anschließender Fourier-Transformation kann schließlich der Ort der Signalquelle und somit das zugehörige Volumenelement der gemessenen Spins bestimmt werden.

Durch Frequenz- und Phasenkodierung ist nun jeder Voxel innerhalb der angeregten Schicht definiert und durch Verschieben der angeregten Schicht kann ein komplettes Volumen gemessen werden.

In der MRT ist es auch möglich, ein gesamtes 3D-Volumen in einer Messsequenz zu messen. Dazu wird ein zusätzlicher Gradient in Z-Richtung geschaltet, wodurch

auch in diese Richtung die Ortsinformation phasenkodiert wird. Hierfür müssen die Messungen jedoch genauso wie bei der Phasenkodierung in Y-Richtung so oft wiederholt werden, wie Voxel in Z-Richtung gemessen werden sollen. Zur Messung eines Volumens mit den Abmessungen $X \times Y \times Z$ müssen somit $Y \cdot Z$ Einzelmessungen durchgeführt werden, was die Messzeit deutlich verlängert. Daher wurden spezielle Verfahren entwickelt, um die Messzeit zu verkürzen. Die Vorteile einer 3D-Messung sind ein stärkeres Signal, isotrope (sprich gleichseitige) Voxel und die Möglichkeit, beliebige Schnitte am Computer zu rekonstruieren [38].

2.2 Technische Anwendung der Magnetresonanztomographie

Die Magnetresonanztomographie war die zentrale Methode zur Auswertung der Experimente. Die technischen Grundlagen werden im folgenden Abschnitt ausgeführt.

2.2.1 Kernspintomograph

Der Aufbau des Kernspintomographen ergibt sich aus den in Abschnitt 2.1 erläuterten MR-Experimenten.

B_0 -Spule

Zur Ausbildung der Längsmagnetisierung wird ein starkes B_0 -Feld benötigt, das heutzutage in den meisten Fällen durch supraleitende, heliumgekühlte Spulen erzeugt wird und in der klinischen Anwendung meist 1,5 T oder 3 T stark ist.

Gradientenspule

Für die Ortskodierung und auch für andere Messungen wie der Phasenkontrastangiographie werden Gradientenspulen in X -, Y - und Z -Richtung verbaut, die wie bereits im Abschnitt 2.1.5 beschrieben, graduell ansteigende Magnetfelder in alle drei Raumrichtungen erzeugen. Der Ort, an dem die Gradientenfelder kein zusätzliches Magnetfeld erzeugen ist das Isozentrum des Kernspintomographen. Im Gegensatz zum Magneten für das B_0 -Feld sind die Gradientenspulen nicht supraleitend, sondern bestehen aus resistiven Spulen, durch die für kurze Zeit starke Ströme geleitet werden. Dadurch können die Gradientenfelder sehr schnell variiert werden. Je stärker und schneller die Gradientenfelder variiert werden können, desto

kürzer ist die mögliche Messdauer und desto größer kann die Auflösung der Bilder gewählt werden. Die Stärke der Gradientenfelder wird in $\frac{mT}{m}$ angegeben.

Hochfrequenzsender und -empfänger

Zur Anregung der Spins nutzt man verschiedene Hochfrequenzsender (HF-Sender), die entweder um das zu untersuchende Körperteil gelegt werden können, oder auch im Kernspintomographen fest verbaut sein können (body coil). Zur Anregung der Spins muss die Frequenz der elektromagnetischen Wellen im Bereich der Larmorfrequenz der Spins liegen, die bei einer Magnetfeldstärke von 1,5 T 63,8 MHz und bei 3 T 127,7 MHz beträgt. Die Signale der präzedierenden Spins werden schließlich mit einem Hochfrequenzempfänger gemessen, wofür prinzipiell auch die Sendespule genutzt werden kann. Da das Signal der Spins sehr schwach ist, versucht man, die Empfangsspulen so nah an das zu untersuchende Objekt wie möglich zu bringen. Die im Kernspintomographen verbaute body coil wird bei Ganzkörperaufnahmen als Sendespule genutzt. Die Schaltung der Gradientenfelder, die Steuerung der HF-Pulse und die Datenverarbeitung wird im Kernspintomographen von einer Computereinheit übernommen, über die auch die jeweiligen Messprogramme festgelegt werden können. Insbesondere die schnelle Datenverarbeitung mit mehrdimensionalen Fouriertransformationen erfordert eine hohe Rechenleistung des Systems.

Der schematische Aufbau eines Kernspintomographs ist in Abb. 2.9 dargestellt.

2.2.2 Pulssequenzen

Obwohl im MR-Experiment lediglich die Signale der präzedierenden Spins gemessen werden, kann eine Vielzahl von Experimenten durchgeführt werden, die darauf beruhen, dass die Spins mit unterschiedlichen Anregungssequenzen angeregt werden. Diese Anregungssequenzen nennt man Puls-Sequenzen. Grundsätzlich laufen alle Messungen in der MRT nach demselben Schema ab: Anregung, Phasenkodierung, Echoerzeugung und Messung. Diese Abfolge muss wegen der Phasenkodierung so oft mit unterschiedlichen Phasenkodiergradienten wiederholt werden, wie die Auflösung in Phasenkodierrichtung gewünscht ist. Hier werden die beiden grundlegenden Pulssequenzen kurz vorgestellt:

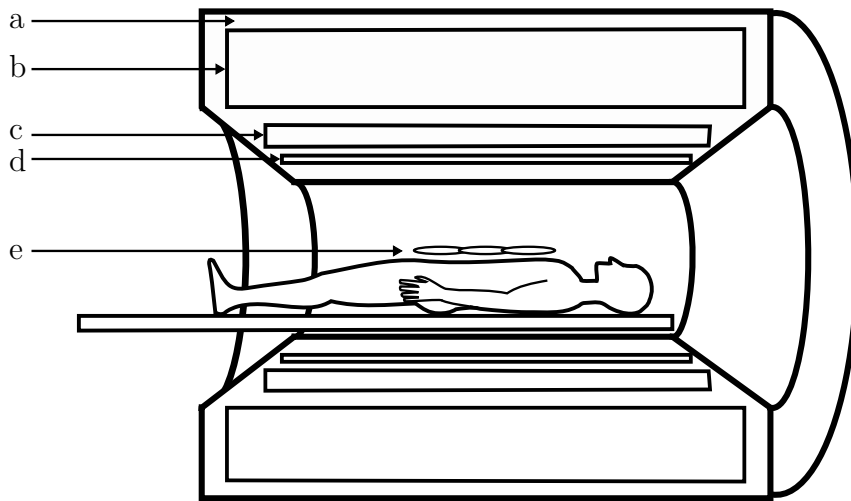


Abbildung 2.9: Schematischer Aufbau eines Kernspintomographen nach [38].

- a: Heliumtank
- b: Abschirmspulen und B_0 -Spule
- c: Gradientenspulen
- d: HF-Körperspule
- e: Abdomenspule

Spinechosequenz

Bei der Spinechosequenz (SE) wird zu Beginn ein schichtselektiver 90° -HF-Puls geschaltet, wodurch die Spins in der XY-Ebene präzedieren (siehe Abb. 2.10). Durch die T_2/T_2^* -Relaxation (statische Magnetfeldinhomogenitäten verursachen eine Dephasierung der Spins) nimmt die Quermagnetisierung ab. Um dieser Dephasierung entgegenzuwirken, wird nach der Hälfte der Echozeit ein 180° -HF-Puls geschaltet. Das führt dazu, dass schneller präzedierende und langsamer präzedierende Spins entsprechend gespiegelt werden, sodass sie nach der gesamten Echozeit wieder in Phase laufen und das Echo entsteht. So können statische Magnetfeldinhomogenitäten (T_2^*) kompensiert werden und die Signalqualität wird sehr gut. Durch die lange Messzeit ist diese Sequenz jedoch stärker anfällig für Bewegungsartefakte.

Gradientenechosequenz

In der Gradientenechosequenz (GRE) wird die Rephasierung und somit das Echo im Gegensatz zur SE nicht durch HF-Pulse erzeugt, sondern durch entgegengesetzt geschaltete Magnetfeldgradienten. Nach einem schichtselektiven HF-Puls mit Flipwinkel α und anschließendem Phasenkodiergradienten wird zunächst ein negativ gepolter Frequenzkodiergradient geschaltet. Dadurch präzedieren die Spins

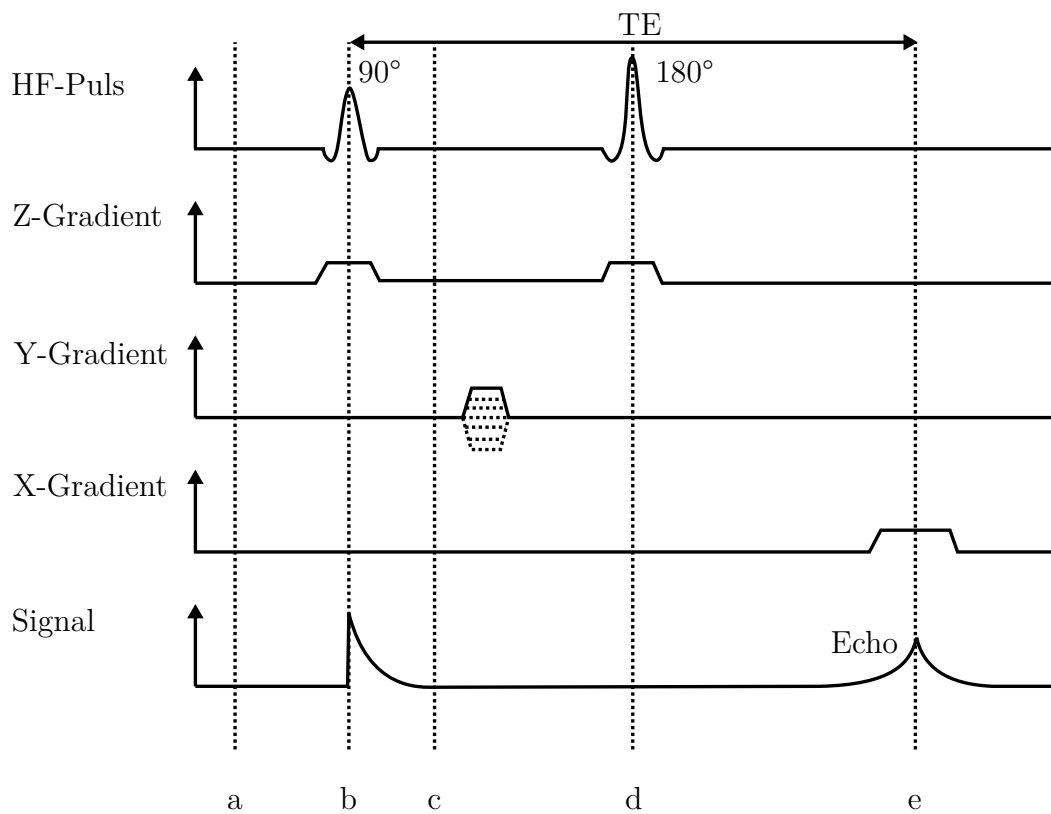


Abbildung 2.10: Schematischer Ablauf einer Spinechosequenz nach [19].

- a: Stabile Magnetisierung in Z-Richtung
- b: 90°-Puls zur Anregung
- c: Dephasierung und Signalabnahme mit T2-Zeit
- d: 180°-Puls nach $\frac{TE}{2}$
- e: Rephasierung der Spins nach Echozeit

abhängig vom Ort unterschiedlich schnell und dephasieren somit (siehe Abb. 2.11). Anschließend wird der Frequenzkodiergradient auf positiv umgepolt, sodass – ähnlich wie nach dem 180°-HF-Puls der SE – die Spins mit unterschiedlichen Phasen wieder rephasiert werden und das Echo entsteht. Da hier kein 180°-HF-Puls geschaltet werden muss, ist die Aufnahmezeit der GRE im Vergleich zur SE deutlich kürzer, doch werden hier keine statischen Magnetfeldinhomogenitäten kompensiert.

2.2.3 Angiographie

Mehr als jeder dritte Todesfall in Deutschland ist auf eine Erkrankung des Herzkreislauf-Systems zurückzuführen [7]. Aus diesem Grund ist die Darstellung des Blutflusses durch Herz und Gefäße besonders wichtig. Als bei verschiedenen Messungen im MRT Artefakte durch fließendes Blut festgestellt wurden, erkannte man das Potenzial und nutzte diese Artefakte, um Rückschlüsse auf den Blutfluss zu ziehen. Die meisten Methoden zur Magnetresonanztomographie (MRA) beruhen auf solchen Flusseffekten, durch die im Gegensatz zur Computertomographie-Angiographie (CTA) selbst ohne Kontrastmittelgabe Gefäße und Blutströmungen dargestellt werden können. Die gängigsten Methoden der MRA werden im Folgenden vorgestellt. Bei den nachfolgenden Experimenten wurde hauptsächlich die Phasenkontrastangiographie angewendet.

Time-of-Flight-Angiographie

Die Time-of-Flight-Angiographie (TOF-MRA) macht sich das Phänomen der Sättigung zunutze (siehe Abschnitt 2.1.4). Bei schnell hintereinander geschalteten HF-Pulsen in Gradientenechosequenzen mit einer Repetitionszeit deutlich kürzer als die T1-Zeit führt die Sättigung zur Signalabnahme der angeregten Spins. Werden die Spins erneut angeregt, bevor sie ihre Längsmagnetisierung wiedererhalten haben, geben sie entsprechend weniger Signal ab. Dies gilt auch für das Blut im Gefäßsystem, doch fließt hier immerzu frisches, ungesättigtes Blut mit voller Längsmagnetisierung in die Schicht. Dieses ungesättigte Blut liefert auch bei den schnellen HF-Pulsen ein Signal (Inflow-Effekt). Blutgefäße stellen sich demnach hell dar. Befindet sich das Blut länger als eine Messzeit im zu untersuchenden Volumen, so wird es auch gesättigt und gibt weniger Signal ab, weshalb diese Methode für Messungen von langsamen Blutflüssen oder von Gefäßen, in denen das Blut lange Zeit in der zu untersuchenden Schicht fließt, ungeeignet ist. Außerdem kann bei der nativen TOF-MRA die Einstromrichtung des Blutes in die gemessene Schicht nicht unterschieden werden. Dazu behilft man sich mit einer Vorsättigung der darüber-

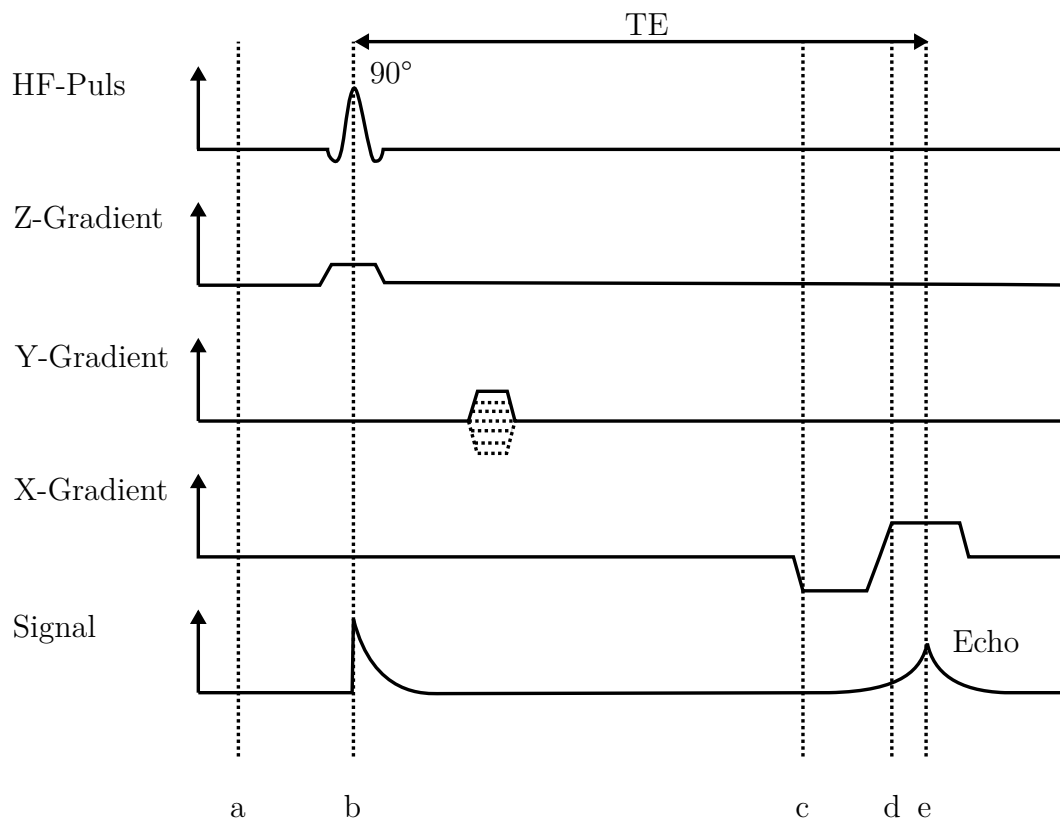


Abbildung 2.11: Schematischer Ablauf einer Gradientenechosequenz nach [19].

a: Stabile Magnetisierung in Z-Richtung

b: 90°-Puls zur Anregung

c: Erster Frequenzkodiergradient dephasiert die Spins

d: Zweiter, umgekehrter Frequenzkodiergradient rephasiert die Spins

e: Nach TE: Echo durch vollständige Rephasierung der Spins

oder darunterliegenden Schicht, wodurch das aus dieser Schicht einströmende Blut vorgesättigt und dadurch dunkel dargestellt wird.

Kontrastmittel-MR-Angiographie

Die Gabe intravenöser MR-Kontrastmittel (meist Komplexverbindungen mit Gadolinium) führt dazu, dass die Relaxationszeit des Blutes deutlich verkürzt wird. Die T1-Zeit von Blut liegt bei Messungen mit 1,5 T ohne Kontrastmittel im Bereich von 1,2 s und kann durch Gabe von Kontrastmittel auf unter 100 ms reduziert werden. Dadurch können Echozeit und Repetitionszeit so weit verkürzt werden, dass das umliegende Gewebe gesättigt wird und nur noch die Gefäße mit kontrastmittelhaltigem Blut Signal liefern. Da die Messzeit kurz ist, können wiederholte Aufnahmen zu verschiedenen Zeitpunkten nach Kontrastmittelgabe gemacht werden, die die zeitliche Verteilung darstellen.

Phasenkontrastangiographie (PC-MRA)

Die Phasenkontrast-Magnetresonanztomographie (PC-MRA) nutzt Gradientenechosequenzen, zu denen zwei zusätzliche, einander entgegengesetzte Magnetfeldgradienten geschaltet werden, die einmal in Flussrichtung ansteigend und einmal in Flussrichtung abfallend sind (siehe Abb. 2.12 und 2.13).

Da beide Gradienten gleich lange, gleich stark, aber unterschiedlich gepolt sind, haben sie keinen Einfluss auf die Phase von stationären Spins (siehe Abb. 2.14). Bewegen sich die Spins jedoch, wie das beim Blutfluss in den Gefäßen der Fall ist, so wird die Phase der Spins geschwindigkeitsabhängig (siehe Abb. 2.14). Die Geschwindigkeit und Richtung ist bei dieser Angiographiemethode nur eindeutig, wenn die Phasenverschiebung durch Fluss entlang und entgegen der Gradienten $\phi < \pm 180^\circ$ beträgt, da bereits eine Phasenverschiebung von $\phi = 180^\circ$ nicht mehr eindeutig einer der beiden Flussrichtungen zugeordnet werden kann. Demzufolge müssen die beiden entgegengesetzten Gradienten auf die maximal erwartete Flussgeschwindigkeit zugeschnitten werden, was über Einstellen der Velocity encoding (VENC) erfolgt. Die VENC wird in $\frac{cm}{s}$ gewählt und gibt den Geschwindigkeitsbereich an, für den $\phi < \pm 180^\circ$ gilt. Höhere Geschwindigkeiten können über schwächere Gradienten mit kürzeren Echozeiten gemessen werden [38]. Da insbesondere bei der Untersuchung von stenotischen Gefäßen die maximale Geschwindigkeit nur schwer abgeschätzt werden kann, ist die Wahl der VENC mitunter schwierig. Bei zu niedrig gewählter VENC finden Phasenverschiebungen von $\phi > 180^\circ$ statt, die sich in den Phasenbildern als Phasensprünge (phase wrap) zeigen. Eindeutige Aussagen über

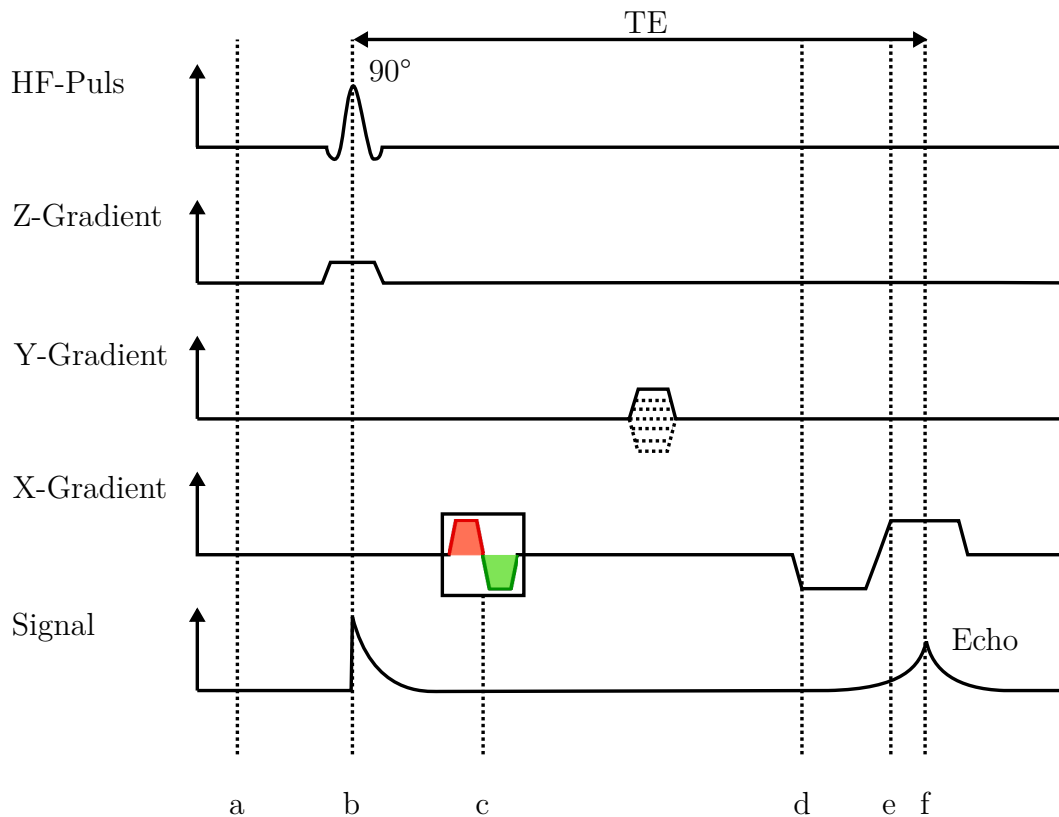


Abbildung 2.12: PC-MRA Sequenz nach [19, 39, 40].

a: Stabile Magnetisierung in Z-Richtung

b: 90°-Puls zur Anregung

c: Zwei lineare, einander entgegengesetzte Gradienten machen die Phasen der Spins geschwindigkeitsabhängig

d: Erster Frequenzkodiergradient dephasiert die Spins

e: Zweiter, umgekehrter Frequenzkodiergradient rephasiert die Spins

f: Nach TE: Echo durch vollständige Rephasierung der Spins

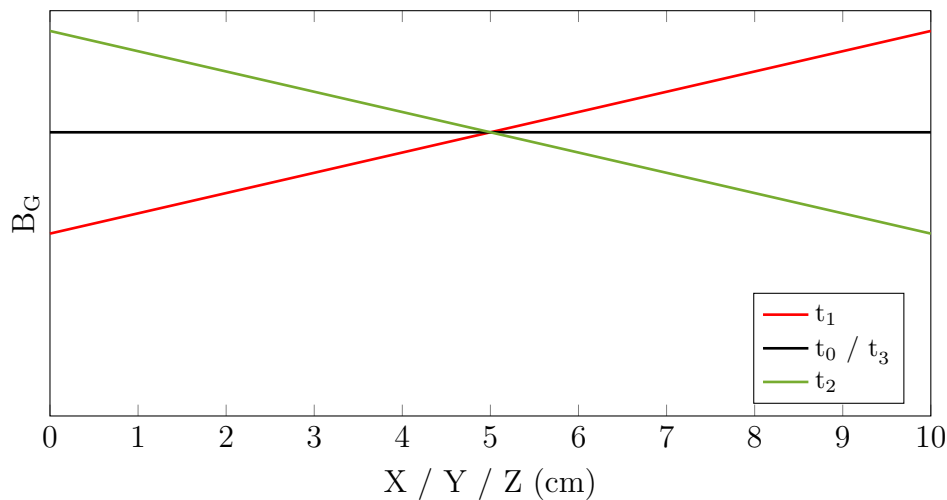


Abbildung 2.13: PC-MRA Gradienten nach [39]. Die in Abbildung 2.12 dargestellten, einander entgegengesetzten Gradienten können entlang der X -, Y - oder Z -Richtung geschaltet werden. Da beide Anteile der bipolaren Gradienten gleich lange geschaltet werden, wird für stationäre Spins die Phasenverschiebung des ersten Gradienten bei t_1 durch den zweiten Gradienten bei t_2 wieder ausgeglichen. Sich bewegende Spins erfahren eine von ihrer Geschwindigkeit und Bewegungsrichtung abhängige Phasenverschiebung, aus der schließlich die Geschwindigkeit berechnet werden kann.

die Flussgeschwindigkeit und -richtung lassen sich dann nicht mehr treffen. Umgekehrt führt eine zu groß gewählte VENC zu Messungenauigkeiten, denn geringe Geschwindigkeitsunterschiede führen hier nur zu geringen Änderungen der Phasenwinkel. Demzufolge sollte die VENC etwas größer als die maximale zu erwartende Geschwindigkeit gewählt werden. So können möglichst präzise Messungen ohne Phasensprünge erfolgen. Durch eine Messung erhält man die Geschwindigkeit des Flusses in Gradientenrichtung. Flüsse orthogonal zur Messrichtung werden nicht berücksichtigt, weswegen häufig drei Flussmessungen in alle Raumrichtungen gemacht werden. Aus diesen drei Messungen und einer nicht flussempfindlichen Gradientenechosequenz können dann Flussaufnahmen mit Geschwindigkeitsinformationen in alle Raumrichtungen rekonstruiert werden. Um Messfehler zu minimieren, werden die Phasemessungen mit umgekehrt gepolten bipolaren Gradienten wiederholt, die schließlich zur Kompensation von anderen Einflüssen auf die Phase der Spins subtrahiert werden. In Summe ergeben sich also pro Aufnahme für jede Flussrichtung mehrere Einzelmessungen, wodurch die Messzeit sehr lang werden kann [16, 18, 40]. Außerdem können in einer Messung wegen der Festlegung der VENC nur Gefäße mit relativ ähnlicher Geschwindigkeit gemessen werden. Zudem beruht die Messung auf der Annahme, dass die gemessene Flüssigkeit linear, i.e. laminar fließt, da nicht nachvollzogen werden kann, welche genaue Bahn das Molekül im Verlauf der

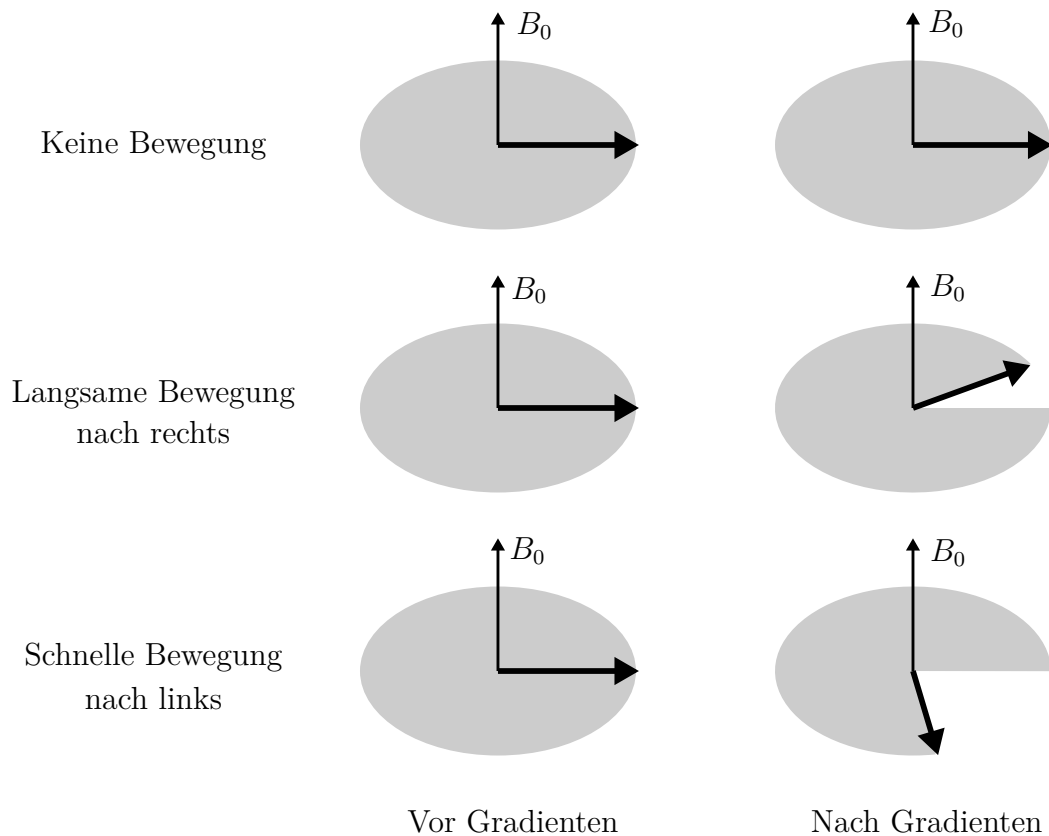


Abbildung 2.14: Zeitlicher Verlauf der Spins bei der PC-MRA nach [39]. Die beiden linearen, einander entgegengesetzten Gradienten führen dazu, dass die Phasenverschiebung der Spins geschwindigkeitsabhängig wird. Sich schnell entlang der Gradienten bewegend Spins erfahren eine größere Phasenverschiebung als langsamere Spins; stationäre Spins erfahren keine Phasenverschiebung. Anhand der Stärke und Richtung der Phasenverschiebung kann schließlich die Geschwindigkeit der Spins berechnet werden.

Messung zurückgelegt hat [16, 40]. Vorteile der PC-MRA sind, dass flusskodierte Datensätze mit kontrastierten Gefäßen unabhängig von der Flussrichtung rekonstruiert werden können und durch geeignete Wahl der VENC auch sehr langsame und sehr schnelle Flüsse zuverlässig gemessen werden können. Durch Kontrastmittelgabe kann die Signalqualität bei den Messungen verbessert werden. Die bei der PC-MRA erhaltenen Daten erhalten nicht nur Informationen über Flussgeschwindigkeiten, sondern auch über die Signalamplitude der Phasenmessungen.

Unter den hier beschriebenen Angiographie-Methoden liefert lediglich die PC-MRA quantitative Werte für die Flussgeschwindigkeit, was sie zu einer essenziellen Methode in der radiologischen Diagnostik macht.

2.2.4 Flusseffekte

Zusätzlich zu den Flusseffekten, die zur Flussmessung verwendet werden (z.B. Inflow), treten bei MRT-Messungen auch Effekte auf, die im Bild als Flusseffekte zu erkennen sind. Wie aus der Beschreibung der Messmethoden hervorgeht, dauern MRT-Messungen mitunter sehr lang, weshalb nicht nur Bewegungen, sondern auch der Blutfluss großen Einfluss auf die Aufnahmen nehmen kann. Ähnlich einem länger belichteten Foto eines Wasserstroms kann auch der Kernspintomograph bewegtes Blut nur mit Flusseffekten messen. Im Gegensatz zu Aufnahmen mit einer Kamera, sind Flusseffekte in der MRT oftmals nicht direkt zu erkennen. Da insbesondere die Ortskodierung längere Messungen mit vielen Wiederholungen erfordert, finden hier die größten Messfehler statt. Die beiden typischen Messfehler werden hier kurz umrissen.

Fluss in Phasenkodierrichtung

Die Phasenkodierrichtung ist besonders anfällig für Bewegungen allgemein und fließende Spins im Speziellen. Dies rührt daher, dass – wie in Abschnitt 2.1.5 beschrieben – die Sequenzen zur korrekten Messung der Phasen viele Male wiederholt werden müssen. Bewegen sich die Spins im Verlauf der Messung entlang der Magnetfeldgradienten, so erfahren sie eine Phasenverschiebung, die in Phasenkodierrichtung als Ortsverschiebung interpretiert werden. Diese Artefakte äußern sich auf Bildern als „ghosts“, wo Blutgefäße entlang des Phasenkodiergradienten am falschen Ort dargestellt werden. Bei beschleunigten Bewegungen treten mehrfache Kopien der Gefäße in Phasenkodierrichtung auf, deren Abstand proportional zur Pulsfrequenz ist [15].

Dephasierungsartefakte

Dephasierungsartefakte spielen dort eine Rolle, wo Spins zwischen Anregung und Messung unterschiedliche Magnetfelder durchlaufen. Dies ist insbesondere bei turbulenten Strömungen, aber auch im Randbereich laminarer Strömungen zu beobachten. Wie aus Gleichung 2.4 und aus der Haftbedingung hervorgeht, besitzen laminare Strömungen ein paraboloides Flussprofil, dessen Geschwindigkeit im Randbereich steil auf 0 abfällt. Bei großen Voxeln finden sich demnach innerhalb des Voxels Spins, die sich mit sehr unterschiedlicher Geschwindigkeit bewegen und folglich während der Messung unterschiedlichen Magnetfeldern ausgesetzt waren. Das resultiert letztlich in unterschiedlichen Phasen [15]. Die Phasenunterschiede



Abbildung 2.15: Artefakte bei Blutfluss in Phasenkodierrichtung übernommen aus [15].

innerhalb des Voxels führen zu Signalauslöschungen im Randbereich, was dazu führt, dass Gefäßdurchmesser unterschätzt werden und kleine Gefäße zum Teil nicht dargestellt werden können. Bei turbulenten Strömungen sind die Voxel mit unterschiedlich starken Geschwindigkeitsgradienten diffus verteilt, was wiederum zu Signalabschwächungen führt, die schwierig zu interpretieren sind.

2.2.5 Fehlerquellen der Magnetresonanztomographie

Um die Qualität der in den Experimenten gewonnenen Daten besser bewerten zu können, werden hier die drei wichtigsten Einflüsse auf das MR-Signal besprochen.

Thermisches Rauschen

Das thermische Rauschen, auch Wärmerauschen oder Johnson-Nyquist-Rauschen genannt, entsteht dadurch, dass sich auch die Ladungsträger im Körper und in den Empfangsspulen abhängig von ihrer Temperatur bewegen. Diese Bewegung trägt zum gemessenen MR-Signal bei und heißt thermisches Rauschen [41, 42]. Thermisches Rauschen ist ein so genanntes „weißes“ Rauschen, dessen Leistung gleichmäßig über das Frequenzspektrum verteilt ist [40]

Spulencharakteristik

Die Stärke und Qualität des MR-Signals hängt auch stark von der Charakteristik der Empfangsspule ab. So bestimmen Geometrie und Abstand der Spule von den Messpunkten die räumliche Verteilung der Signalintensität. Durch die Verwendung sogenannter Phased-Array-Spulen, also einer Parallel- oder Reihenschaltung mehrerer kleiner Spulen, können relativ große Bereiche mit guter Signalqualität gemessen werden [19]. Dennoch kann der Einfluss der Spule auf die Signalqualität der Messungen nicht vernachlässigt werden und muss bei deren Interpretation bedacht werden.

Inflow-Effekte

Die in Abschnitt 2.2.3 für die Time-of-Flight-Angiographie beschriebenen Inflow-Effekte zeigen sich auch bei anderen Angiographiemethoden. Ungesättigte Spins, die in die zu messende Schicht einströmen, liefern ein stärkeres Signal als die zuvor in der Schicht gesättigten Spins [40]. Dieser Effekt nimmt mit zunehmender Flussgeschwindigkeit zu, bis schließlich alle Spins in der zu messenden Schicht ausgetauscht wurden. Insbesondere bei Betrachtung der Signalstärken bei PC-MRA-Messungen müssen diese Effekte beachtet werden.

2.3 Hydrodynamik

Im folgenden Abschnitt sollen die Grundzüge der Hydrodynamik für Rohrströmungen umrissen werden. Das Verständnis hiervon ist essenziell, um die Gedankengänge hinter den späteren Versuchen zu verstehen. Dabei beschränkt sich dieser Teil auf Flüssigkeiten mit innerer Reibung (z.B. Blut oder Wasser) und fokussiert auf diejenigen Gleichungen, die für Herleitung und Verständnis der grundlegenden Flusscharakteristik vonnöten sind. Die Beschreibungen und Herleitungen orientieren sich hauptsächlich an [3].

2.3.1 Laminare Strömungen

Unter einer laminaren Strömung versteht man eine Strömung, die ohne Turbulenz zeitlich konstant fließt. Historisch fanden die ersten Experimente hierzu an zwei übereinander angeordneten Platten statt, von denen die untere fixiert war und die obere bewegt wurde. Dazwischen befanden sich Flüssigkeiten, die von der sich bewegenden Platte mitgezogen wurden (siehe Abb. 2.16).

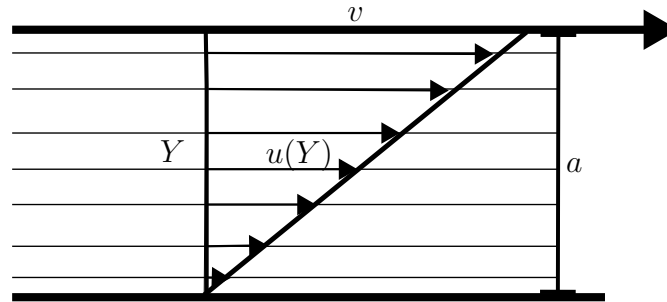


Abbildung 2.16: Laminare Scherströmung zwischen zwei Platten mit Durchmesser a . Die obere Platte wird mit der Geschwindigkeit v nach rechts bewegt. Abbildung nach [3].

Hieraus konnten folgende Erkenntnisse abgeleitet werden: Zunächst galt die Haftbedingung, die besagt, dass die Geschwindigkeit direkt an den beiden Platten der Geschwindigkeit der Platten entsprechen muss und folglich für die stationäre Platte 0 und für die bewegte Platte v beträgt. Über den Abstand a der beiden Platten ergab sich ein linearer Anstieg der Geschwindigkeit von $0 \rightarrow v$. Demnach ist die Geschwindigkeit der Strömung vom Verhältnis des Abstandes Y zur stationären Platte zum Gesamtabstand a linear abhängig:

$$u = v \cdot \frac{Y}{a} \quad (2.2)$$

Bei einer Rohrströmung führt nun nicht die Bewegung einer Begrenzung zur Strömung der Flüssigkeit, sondern ein Druckunterschied zwischen Anfang und Ende des Rohres. Dieser durch den Druckunterschied hervorgerufenen Kraft $F_p = (p_1 - p_2) \cdot \pi \cdot r^2$ (siehe Anmerkung¹) wirkt die Reibungskraft $F_R = 2 \cdot \pi \cdot r \cdot l \cdot \tau$ (siehe Anmerkung²) am Rohr entgegen und es stellt sich ein Gleichgewicht ein. Durch Gleichsetzen der beiden Kräfte $F_p = F_R$ erhält man

$$-\tau = \frac{p_1 - p_2}{l} \cdot \frac{r}{2} \quad (2.3)$$

Wird diese Gleichung unter Berücksichtigung der Haftbedingung integriert, so ergibt sich die Geschwindigkeit u abhängig vom Radius³ r als

$$u(r) = \frac{p_1 - p_2}{4 \cdot \eta \cdot l} \cdot (R^2 - r^2), \quad (2.4)$$

was einem Rotationsparaboloid entspricht (siehe Abb. 2.17). Dieses Rotationspara-

¹ $p_1 - p_2$ ist die Druckdifferenz zwischen Anfang und Ende des Rohres, r der Innenradius.

² l ist die Länge des Rohres, τ ist die Schubspannung und steht über $\tau = \eta \frac{du}{dy}$ mit der dynamischen Zähigkeit / Viskosität η im Zusammenhang.

³ r ist hier der Abstand zur Mitte des Rohres und reicht von 0 bis zum Radius R des Rohres.

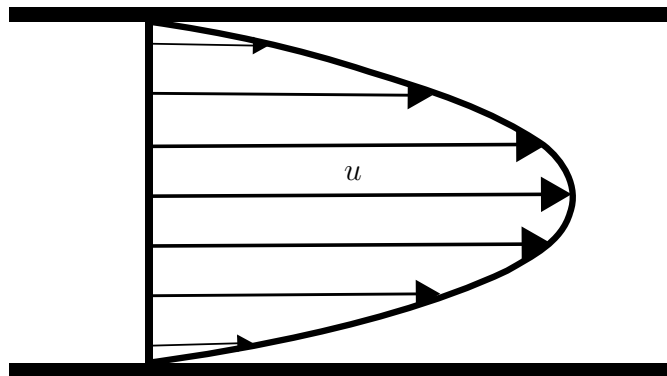


Abbildung 2.17: Laminares Flussprofil einer Rohrströmung nach [3].

boloid entspricht dem Strömungsprofil einer laminaren Rohrströmung.

Die Volumenstromstärke einer laminaren Rohrströmung kann mithilfe des Hagen-Poiseuille-Gesetzes berechnet werden:

$$I = \int_0^r u \cdot 2 \cdot \pi \cdot r \, dr = \frac{\pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta} \cdot \frac{p_1 - p_2}{l}. \quad (2.5)$$

2.3.2 Charakterisierung von Strömungen durch die Reynolds-Zahl

Zur Charakterisierung von Strömungen hat sich Osborne Reynolds Gedanken gemacht. Sein Ansatz beruhte auf der Annahme, dass zwei Strömungen ähnlich sind, wenn die Verhältnisse zwischen Druckkraft, Reibungskraft und Trägheitskraft gleich sind. Dies wird durch die Gleichung

$$\frac{\rho_1 \cdot u_1 \cdot l_1}{\eta_1} = \frac{\rho_2 \cdot u_2 \cdot l_2}{\eta_2} = Re \quad (2.6)$$

beschrieben. $\frac{\eta}{\rho}$ heißt kinematische Viskosität ν . Sie steht über die Dichte ρ über $\eta = \nu \cdot \rho$ in direktem Zusammenhang zur dynamischen Viskosität η . Haben also beide Strömungen die gleiche Reynolds-Zahl, so verhalten sich die beiden Strömungen geometrisch ähnlich. Durch Einsetzen von $\nu = \frac{\eta}{\rho}$ in Gleichung 2.6 erhält man für die Berechnung der Reynolds-Zahl außerdem

$$Re = \frac{\rho \cdot u \cdot l}{\eta} = \frac{u \cdot l}{\nu}. \quad (2.7)$$

Aus diesen Zusammenhängen ergibt sich auch, dass für kleine Reynolds-Zahlen die Reibungskräfte überwiegen, wohingegen bei großen Reynolds-Zahlen die Trägheitskräfte überwiegen. Für den Fall sehr großer Reynolds-Zahlen bildet sich an

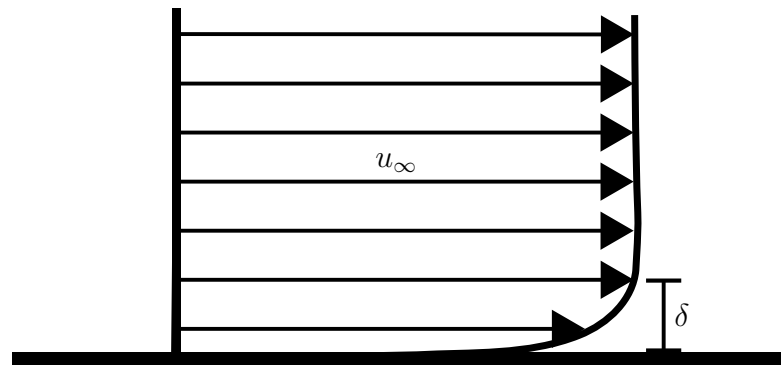


Abbildung 2.18: Grenzschicht der Dicke δ einer Rohrströmung mit Geschwindigkeit u_∞ in großem Abstand von der Begrenzung nach [3].

der Wand der Rohrströmung eine Grenzschicht, in der die Strömung wegen der Haftbedingung auf 0 gebremst wird (siehe Abb. 2.18).

Die Dicke dieser Grenzschicht δ ist von der Viskosität, der Länge des Rohres und der Flussgeschwindigkeit abhängig und lässt sich nach Gleichung 2.8 abschätzen:

$$\delta \sim \sqrt{\frac{\eta \cdot l}{\rho \cdot u_\infty}} = \sqrt{\frac{\nu \cdot l}{u_\infty}} \quad (2.8)$$

2.3.3 Turbulente Strömungen

Erhöht man ausgehend von einer laminaren Strömung die Flussgeschwindigkeit weiter, so zeigte sich in Reynolds Versuchen mit einem Farbfaden, dass der Faden zunächst instabiler wird und schließlich abreißt und verwirbelt wird (siehe Abb. 2.19).

Ab diesem Punkt ist die Strömung turbulent. Reynolds fand heraus, dass dieser Übergang immer bei ähnlichen Reynolds-Zahlen stattfand, wobei er als kritische Reynolds-Zahl

$$Re_{\text{krit}} = 2300 \quad (2.9)$$

feststellte. Ausgehend davon konnten Experimente eine untere und eine obere Grenze für die kritische Reynolds-Zahl und damit für den Übergang von laminaren zu turbulenten Strömungen zeigen. Für die Bestimmung der unteren Grenze wurden turbulente Strömungen so lange verlangsamt, bis sich eine laminare Strömung einstellte. Unabhängig von Störungen beim Zulauf und Wandrauigkeiten stellt sich bei einer Reynolds-Zahl von circa 2000 eine laminare Strömung ein. Demnach kann angenommen werden, dass Strömungen, deren Fließcharakteristik eine

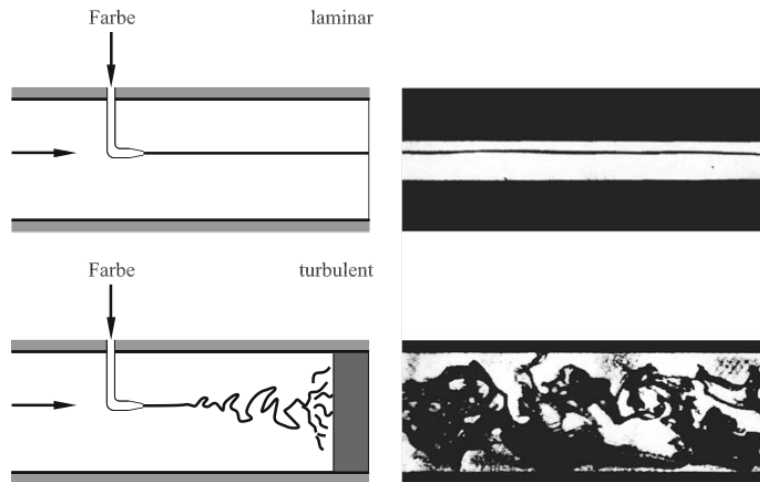


Abbildung 2.19: Farbfadenversuch mit einer laminaren und einer turbulenten Strömung nach Osborne Reynolds übernommen aus [3].

Reynolds-Zahl unter 2000 ergibt, laminar fließen. Umgekehrt konnte jedoch auch in Experimenten gezeigt werden, dass bei sehr konstanten äußeren Bedingungen und Zustrom ohne Verwirbelungen eine laminare Strömung bis auf Reynolds-Zahlen von 40 000 beschleunigt werden konnte, ohne in eine turbulente Strömung überzugehen [4].

Zusätzlich zum Abreißen des Farbfadens beim Übergang einer laminaren Strömung zur turbulenten Strömung stieg auch der Druckabfall Δp_v bei den Experimenten deutlich an. Während nach Hagen-Poiseuille (Gleichung 2.5) der Druckabfall bei laminaren Strömungen direkt proportional zur Strömungsgeschwindigkeit ist ($\Delta p_v \sim u$), steigt der Druckabfall in der turbulenten Strömung im Zusammenhang $\Delta p_v \sim u^2$ [4]. Sobald mit Anstieg der Strömungsgeschwindigkeit die kritische Reynolds-Zahl Re_{krit} erreicht ist, nimmt der Druckverlust deutlich zu. Der Verlauf des Druckabfalls mit zunehmender Strömungsgeschwindigkeit u ist in Abbildung 2.20 dargestellt.

Beim Übergang von laminaren zu turbulenten Strömungen wirkt die Viskosität der Flüssigkeiten dämpfend auf die Entwicklung von Turbulenzen. Demnach sind im Übergangsbereich Verwirbelungen zu beobachten, die jedoch nicht konstant sind und schließlich wieder laminar strömen. Erst bei genügend hoher Reynolds-Zahl über den Transitionsbereich hinaus fließt die Strömung vollständig turbulent.

Wie Gleichung 2.8 zeigt, nimmt die Dicke der Grenzschicht mit zunehmender Flussgeschwindigkeit ab. So entstehen große Geschwindigkeitsgradienten im Randbereich. Die Strömung oberhalb der Grenzschicht kann als eine Grundströmung mit überlagerter, stochastisch schwankender Strömung beschrieben werden (siehe Abb. 2.21). Das mittlere Strömungsprofil entspricht folglich nicht mehr einer Para-

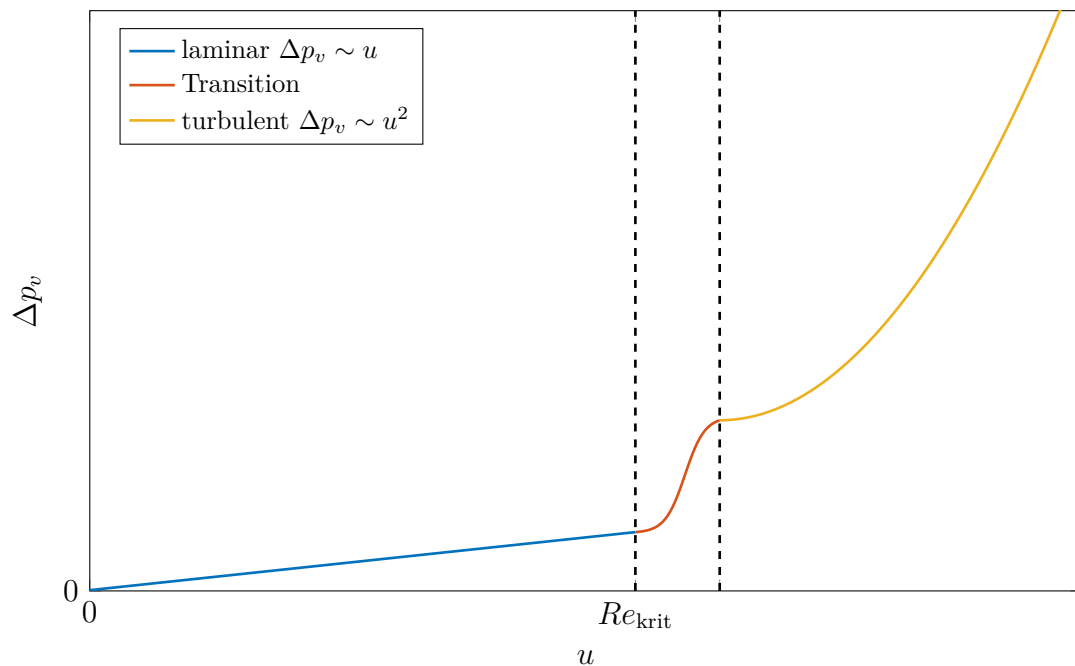


Abbildung 2.20: Entwicklung des Druckabfalls Δp_v mit zunehmender Strömungsgeschwindigkeit u in einem Rohr [3]. Im laminaren Bereich zeigt sich ein flacher, linearer Anstieg. Mit zunehmender Strömungsgeschwindigkeit über die kritische Reynold-Zahl bei Re_{krit} hinaus steigt der Druckabfall im Transitionsbereich stärker an, bevor er im völlig turbulenten Bereich quadratisch ansteigt.

bel, sondern zeigt einen Bereich in der Mitte mit relativ gleichmäßiger mittlerer Geschwindigkeit und daran anschließend die Grenzschichten zur Rohrwand hin, in der die Geschwindigkeit schließlich bis auf 0 abnimmt.

2.3.4 Strömungen im menschlichen Herz-Kreislaufsystem

Im menschlichen Körper finden sich verschiedene Arten von Strömungen. Von der Luftströmung in den Atemwegen über die Lymphbahnen bis hin zum Blutfluss in Arterien und Venen. Den klassischen Rohrströmungen, wie sie in den vorherigen Abschnitten beschrieben wurden, kommen die Blutströmungen im Herz-Kreislaufsystem am nächsten. Der pulsatile Auswurf des Herzens führt zu einer periodischen transitionellen Strömung in Aorta und den großen Arterien. Zur Ausbildung einer vollständig turbulenten Strömung in den großen Arterien ist die Pulsfrequenz beim gesunden Menschen zu hoch. In den restlichen Gefäßen herrschen laminare Strömungen vor. Obwohl am Aortenbogen Reynolds-Zahlen von circa 3600 errechnet werden, fließt das Blut beim Gesunden auch hier nicht turbulent. Durch die Krümmung des Aortenbogens wird eine zentrifugale Sekundärströmung senkrecht in Richtung Gefäßwand hervorgerufen, die die transitionelle Strömung

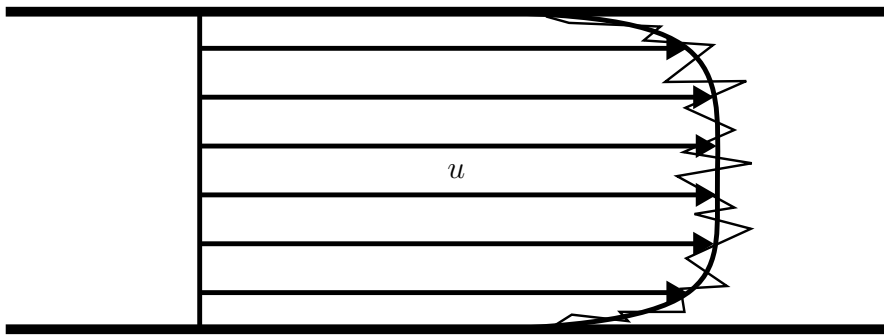


Abbildung 2.21: Flussprofil einer turbulenten Strömung mit einer Grundströmung, die von einer stochastisch schwankenden Strömung überlagert wird nach [3].

stabilisiert [3]. Somit steigt die kritische Reynolds-Zahl in diesem Bereich auf mehr als 6000 an. Zusätzlich wird die Blutströmung durch zwei Mechanismen homogenisiert: Zum einen wird die Aorta durch den Druckpuls des linken Ventrikels um 2 % gedehnt, wodurch die Pulswelle gedämpft wird; zum anderen vollziehen die Arterien eine periodische Kontraktion. Während der Diastole kontrahieren die Arterien um etwa 5 %, was den Blutstrom gleichmäßiger macht und Turbulenzen verhindert. Durch diese Faktoren schlägt die transitionelle Strömung beim gesunden Menschen nicht in eine turbulente um. Sind die physiologischen Bedingungen jedoch gestört, so können auch beim Menschen turbulente Blutströmungen auftreten [6].

2.3.5 Freistrahler

Abschließend werden hier kurz die physikalischen Grundlagen des Freistrahls erörtert, wie er bei einigen Experimenten durchgeführt wurde: Beim Austritt eines Freistrahles aus einer runden Öffnung fächert sich der Strahl kegelförmig auf (siehe Abb. 2.22). Die Geschwindigkeit nimmt folglich mit Abstand zur Öffnung ab. Über den Kegelquerschnitt findet sich eine glockenförmige Geschwindigkeitsverteilung. Nach Bernoulli ist der Druck im schnell strömenden Freistrahler geringer als in der Umgebung, weshalb die Flüssigkeit in der Umgebung auf den Freistrahler zuströmt und mittransportiert wird. Dies geschieht im Rohr so lange, bis der Freistrahler die Breite des Rohres erreicht und sich in genügend großer Entfernung eine von Geometrie und Geschwindigkeit abhängige Fließcharakteristik einstellt.

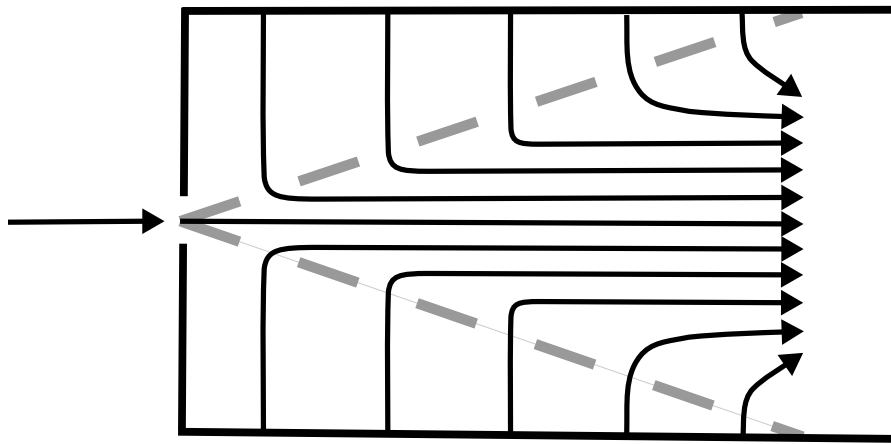


Abbildung 2.22: Ausbreitung und Durchmischung eines Freistrahls nach [3].

Kapitel 3

Material und Methoden

3.1 Versuchsaufbau

In diesem Abschnitt werden die zur Durchführung der Experimente verwendeten Materialien vorgestellt. Zentral sind hierbei der Kernspintomograph und das Flussphantom. Außerdem gibt dieses Kapitel einen Einblick in die Datenaufbereitung in *MATLAB*, wie sie zur späteren Auswertung der Versuche stattgefunden hat.

3.1.1 Kernspintomograph

Der verwendete Kernspintomograph war ein Siemens MAGNETOM Prisma Fit (siehe Abb. 3.1), das mittels eines heliumgekühlten supraleitenden Magneten eine Magnetfeldstärke von 3 T erzeugt. Der Kernspintomograph ermöglicht Messungen mit einem Field of View (FoV) von bis zu $50 \times 50 \times 50$ cm, maximalen Magnetfeldgradienten von $80 \frac{mT}{m}$ bei einer Schaltgeschwindigkeit von $200 \frac{T}{m \cdot s}$ und einem Röhrendurchmesser von 60 cm [43]. Die Homogenität des Magnetfeldes im Messvolumen ist ohne Probenobjekt bis auf eine Abweichung von 0,2 ppm konstant. Für die Messungen wurde eine Phased-Array-Abdomen-Spule mit 60 cm Länge benutzt, die als Empfänger diente. Phased-Array-Spulen zeichnen sich dadurch aus, dass darin mehrere Einzelspulen parallel oder in Serie geschaltet sind, wodurch die kleineren Spulen näher am Messobjekt positioniert werden können. So erzielen sie ein besseres Signal-to-noise-ratio (SNR). Dabei misst jede Einzelspule Signale vom gesamten Messobjekt, doch je näher der Teil des Objekts an der jeweiligen Spule ist, umso stärker ist das darin induzierte Signal. Erst die Kombination aller Einzelspulen liefert die Bildinformation über das Messobjekt.

Die Messprotokolle wurden über das Siemens User-Interface festgelegt; die Be-



Abbildung 3.1: Fotografie des Kernspintomographen MAGNETOM Prisma fit von Siemens mit einer Magnetfeldstärke von 3 T. Auf dem Tisch befindet sich das Flussphantom, welches in einem wasserdichten Kasten befestigt ist. Die Schläuche sind mit der Pumpe und dem Wasserreservoir verbunden.

rechnung der Bildrekonstruktionen erfolgte über die integrierten Rechner des Kernspintomographen.

3.1.2 PC-MRA-Sequenz

Die Sequenzen für die Messung der 2D-Schicht- und 3D-Volumendatensätze mittels Phasenkontrastangiographie (PC-MRA) sind herstellereigene Sequenzen von Siemens. Diese passen die meisten Parameter wie Echozeit, Repetitionszeit und Gradientenstärke automatisch für die jeweilige Messung entsprechend der gewünschten VENC an. Der Flipwinkel α wurde auf 8° festgelegt. Kleinere VENCs erfordern stärkere Magnetfeldgradienten als größere. Die Wahl der VENC geht von Geschwindigkeiten um $1 \frac{cm}{s}$ bis zu Geschwindigkeiten von mehreren Metern pro Sekunde und wurde je nach Versuch wie beispielsweise in Tabelle 3.3 auf die jeweiligen Flussgeschwindigkeiten angepasst. Die Wahl der VENC erfolgte so, dass die VENC in etwa der vierfachen mittleren Geschwindigkeit entsprach. So konnten turbulente Spitzengeschwindigkeiten korrekt erfasst werden, denn zu hohe Geschwindigkeiten führen bei der Messung zu Phasensprüngen, wodurch die Geschwindigkeitsinformation verloren geht (siehe Abschnitt 2.2.3).

Die Bandbreite gibt den für die Messung festgelegten Frequenzbereich in Frequenzkodierrichtung an, über die die jeweiligen Voxel kodiert werden. Je größer die Bandbreite, desto größer ist der Frequenzbereich pro Voxel und desto weniger Artefakte ergeben sich durch Feldinhomogenitäten. Dies verringert die Aquisitionszeit

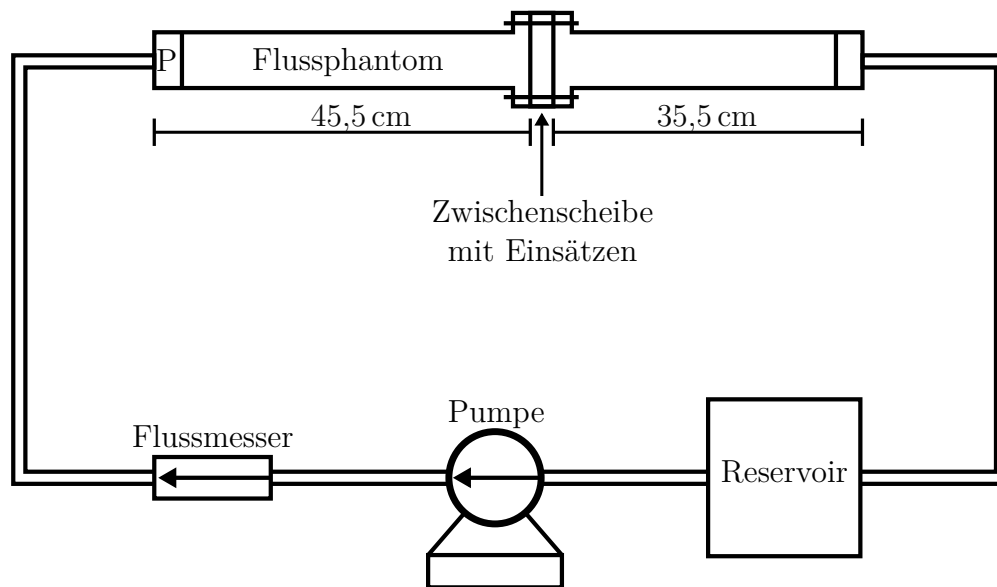


Abbildung 3.2: Schaubild des verwendeten Flussphantoms. Das Flussphantom besteht aus zwei aus Polymethylmethacrylat gefertigten Teilen, die in der Mitte verschraubt werden. Am Einstrom ist eine Prallplatte (P) als Diffusor angebracht, die eine schnellere Homogenisierung der Strömung ermöglichen soll.

und Chemical-Shift-Artefakte jedoch auf Kosten der SNR, da das Rauschen bei der Messung mit Zunahme der Bandbreite steigt. Die Bandbreite betrug bei den Messungen 555 Hz pro Voxel.

Die Voxelgröße wurde je nach Versuch individuell angepasst, lag im Allgemeinen aber im Bereich von $2 \times 2 \times 2$ mm für die isotropen (gleichförmigen) 3D-Messungen und bei $2 \times 2 \times 4$ mm für die 2D-Messungen. Bei den 2D-Messungen musste die Schichtdicke 4 mm gewählt werden, da die Signalstärke und somit die SNR bei dünneren Schichten zu niedrig war.

Das Field-of-View (FoV) wurde jeweils so gewählt, dass in etwa die hinteren zwei Drittel des Flussphantoms abgebildet wurden. Wird das FoV bei gleicher Voxelgröße größer gewählt, wird die Matrix größer (also mehr Voxel), was die Messdauer verlängert. Das FoV lag bei ca. 150×380 mm, woraus sich bei einer Voxelgröße von 2 mm in der Schicht eine Matrixgröße von 76×192 ergibt.

3.1.3 Flussphantom

Zur Durchführung der Flussexperimente wurde als Phantom eine Röhre aus Polymethylmethacrylat verwendet, das bereits bei Untersuchungen von M. Lehmpfuhl et al. [44] Anwendung fand und von P. Weiß et al. [45] weiterentwickelt wurde. Das Phantom ist insgesamt 81 cm lang mit einem Innendurchmesser von 4,95 cm

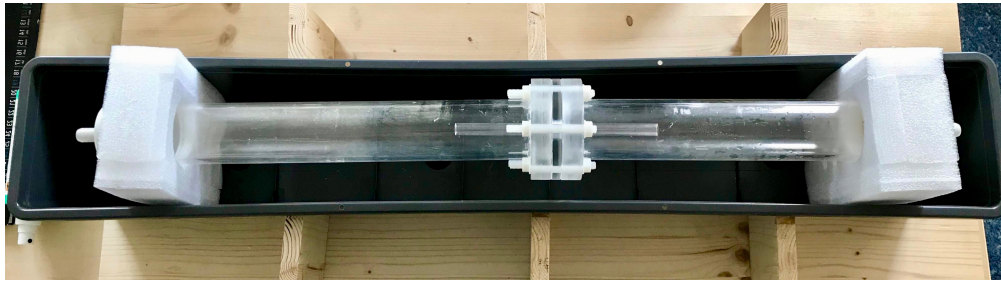


Abbildung 3.3: Fotografie des verwendeten Flussphantoms. Zu sehen ist das aus zwei Teilen bestehende Flussphantom mit dem kleinen Rohreinsatz im Zwischenstück und dem Kasten zum Schutz des Kernspintomographen.

und besteht aus zwei Teilen. Der auf der Seite des Zustroms gelegene Teil ist 45,5 cm lang und der davon entfernt gelegene Teil 35,5 cm (siehe Abb. 3.2 und 3.3). Zwischen den beiden Rohrteilen befindet sich eine Verschraubung mit der Möglichkeit, verschiedene Einsätze zur Modifikation der Strömung einzusetzen. In den folgenden Experimenten wurde einerseits das Flussphantom ohne Einsätze und andererseits mit einem Einsatz mit einem Rohr mit 20 cm Länge und 1 cm Innendurchmesser verwendet. Das Ähnlichkeitsprinzip (Abschnitt 2.3.2) besagt, dass sich geometrische Objekte bei gleicher Reynolds-Zahl hydrodynamisch ähnlich verhalten. Somit dient das Flussphantom bei vergleichbaren Reynolds-Zahlen als Modell für Gefäße im menschlichen Körper (Durchmesser der Aorta 2,5 - 3,5 cm) mit entsprechend größerer Auflösung und stärkerem Signal. Durch die Einsätze konnte das Phantom auch an verschiedene – dem menschlichen Kreislaufsystem nachempfundene – hydrodynamische Situationen angepasst werden.

Als Pumpe wurde eine *EuroPump 12* von *OSCULATI* mit einer im Experiment minimalen Pumpleistung von $100 \frac{l}{h}$ und einer maximalen Pumpleistung von $600 \frac{l}{h}$ verwendet. Diese wurde über ein Reservoir über Schläuche mit Flussmesser mit dem Flussphantom verbunden. Als Flüssigkeit diente für die Versuche Wasser bei Raumtemperatur. Unter Berücksichtigung der Reynolds-Zahl als Charakteristikum der Strömung (siehe Abschnitt 2.3.2) und unter Vernachlässigung der nicht-newtonschen Eigenschaften von Blut stellt Wasser trotz der niedrigeren Viskosität im Vergleich zu Blut ein hinreichend gutes Modell für die Versuche dar. Zur Homogenisierung des einströmenden Wassers wurde am Einstrom eine Prallplatte als Diffusor eingesetzt.

Der grundlegende Versuchsaufbau war bei allen durchgeführten Experimenten der gleiche. Das Flussphantom wurde zum Schutz des Kernspintomographen in einem wasserdichten Kasten gelagert und mit Gurten und der Abdomen-Spule im Kernspintomographen fixiert. Über Zuleitungsschläuche und ein Wasserreservoir

Tabelle 3.1: Übersicht der mittleren Flussgeschwindigkeiten \bar{u} und der rechnerischen Reynolds-Zahlen bei Flüssen von $100 \frac{l}{h}$ bis $600 \frac{l}{h}$ im großen Rohr des Phantoms und im kleineren Rohreinsatz.

Fluss ($\frac{l}{h}$)	Kleines Rohr $d = 1 \text{ cm}$		Großes Rohr $d = 4,95 \text{ cm}$	
	Geschwindigkeit \bar{u} ($\frac{cm}{s}$)	Reynolds-Zahl	Geschwindigkeit \bar{u} ($\frac{cm}{s}$)	Reynolds-Zahl
100	35,3	3574	1,4	713
150	53,0	5412	2,2	1070
200	70,7	7147	2,9	1427
250	88,4	8985	3,6	1783
300	106,1	10823	4,3	2140
330	116,7	11844	4,8	2354
350	123,7	12661	5,1	2497
400	141,4	14397	5,8	2853
450	159,1	16235	6,5	3210
500	176,8	18073	7,2	3567
550	194,5	19911	7,9	3923
600	212,2	21647	8,7	4280

wurde die außerhalb des Magnetfeldes des Tomographen positionierte Pumpe über Schwebekörper-Durchflussmesser mit dem Flussphantom verbunden (siehe Abb. 3.2 und 3.3). Die hydrodynamischen Eigenschaften des Flussphantoms konnten nun durch verschiedene Einsätze variiert werden und durch die Kombination aus Pumpe und Durchflussmesser konnte die Flussgeschwindigkeit im Phantom eingestellt werden. Aus der Geometrie des Flussphantoms ergaben sich die in Tabelle 3.1 genannten Zusammenhänge zwischen Flussgeschwindigkeit und Reynolds-Zahl für die jeweiligen Versuche.

Um die jeweiligen Richtungsangaben relativ zum Kernspintomographen nachvollziehen zu können, dient Abbildung 3.4 als Schaubild.

Flussphantom ohne Rohreinsatz

Für die grundlegenden Experimente wurde das in Abschnitt 3.1.3 beschriebene Flussphantom ohne Einsätze verwendet (siehe Abb. 3.5). Über die Länge des Rohres und die Prallplatte am Einstrom konnten gegen Ende des Rohres gleichförmige und reproduzierbare Strömungen erzeugt werden. Im Experiment wurden im Flussphantom ohne Rohreinsatz rechnerisch mittlere Flussgeschwindigkeiten zwischen $1,4 \frac{cm}{s}$ und $8,7 \frac{cm}{s}$ erzeugt, wodurch der Übergangsbereich zwischen laminarer und turbulenter Strömung (siehe Abschnitt 2.3.2) genau abgedeckt war.

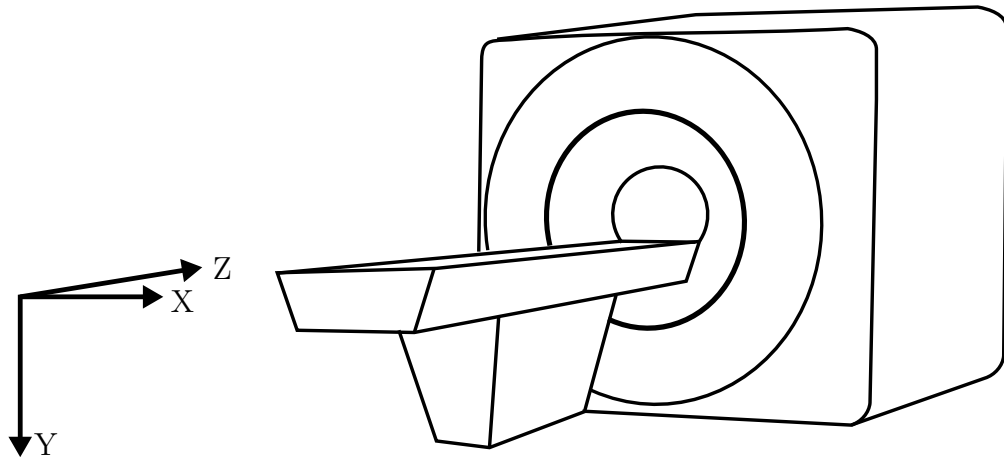


Abbildung 3.4: Schaubild zur Veranschaulichung der Richtungsabgaben im Kernspintomographen.

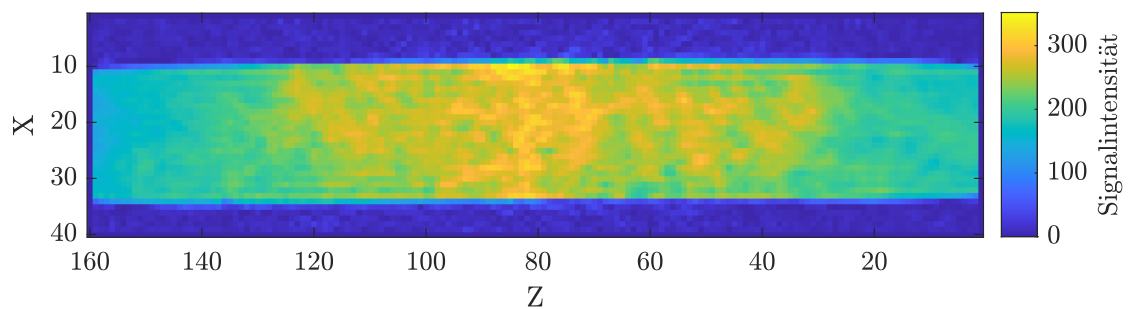


Abbildung 3.5: Magnitudenbild einer Flussmessung mit einem Fluss von $300 \frac{l}{h}$ ohne Geschwindigkeitskodierung zur Veranschaulichung des Versuchsaufbaus ohne Rohreinsatz; X und Z in 2 mm. Der Innendurchmesser des Flussphantoms beträgt 4,95 cm. Es wurde der stromabwärts gelegene Teil des Rohres über eine Länge von 160 Voxeln, also 320 mm gemessen.

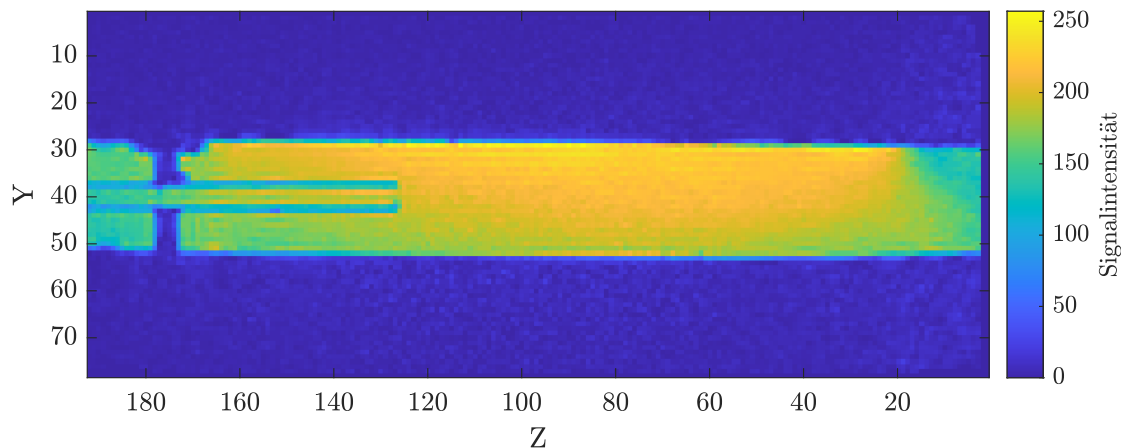


Abbildung 3.6: Magnitudenbild einer Flussmessung ohne Fluss und ohne Geschwindigkeitskodierung zur Veranschaulichung des Versuchsaufbaus mit Rohreinsatz; Y und Z in 2 mm. Durch eine Zwischenscheibe (siehe Abb. 3.2) wurde ein 20 cm langes Rohr mit einem Innendurchmesser von 1 cm eingesetzt. Das Wasser strömt durch das Rohr von links nach rechts als Jet in den breiteren Abschnitt des Flussphantoms.

Flussphantom mit Rohreinsatz

Zur Erzeugung eines Jets wurde in das Flussphantom ein Einsatz mit einem 20 cm langen Rohr mit einem Durchmesser von 1 cm eingesetzt (siehe Abb. 3.6). An der Austrittsstelle des kleinen Rohres strömt das schnell fließende Wasser (Flussgeschwindigkeiten siehe Tabelle 3.1) als Jet in den größeren Rohrquerschnitt. So konnten einerseits sehr große Flussgeschwindigkeiten erzeugt werden und andererseits konnte durch den Jet ein hochturbulenter Übergangsbereich im weiteren Verlauf des Rohres geschaffen werden, der die graduelle Beobachtung verschiedener Ausmaße der Turbulenz und die Untersuchung des Einflusses eines Jets erlaubt.

3.1.4 Durchflussmesser

Zur intraexperimentellen Messung der Flussgeschwindigkeiten wurden Schwebekörper-Durchflussmesser verwendet. Die Durchflussmesser bestimmen über den Auftrieb eines Körpers mit bekannter Gewichtskraft in der Strömung den Volumenstrom. Bei Durchläufen mit je 10 Litern Wasser und unterschiedlichen Pumpleistungen zeigte sich eine annehmbare Genauigkeit der Schwebekörper-Durchflussmesser, durch die im Experiment die gewünschten Geschwindigkeiten festgelegt werden konnten und schließlich in den Messdaten überprüft wurden.

Tabelle 3.2: Einzelmessungen einer PC-MRA Sequenz. Für jede Flussmessung wird zunächst eine Magnitudenmessung ohne einen zusätzlichen flussempfindlichen Magnetfeldgradienten durchgeführt. Im Anschluss werden flussempfindliche Magnituden- und Phasenmessungen für alle drei Raumrichtungen gemessen. Aus diesen Geschwindigkeitsinformationen können Flussvektoren für jeden Voxel berechnet werden.

Datei	Messrichtung	Messung
1		Magnitude
2	through plane	Magnitude
3	anterior posterior	Magnitude
4	feet head	Magnitude
5	through plane	Phase
6	anterior posterior	Phase
7	feet head	Phase

3.1.5 Datenaufbereitung

Der Kernspintomograph speichert die Messdaten im international gebräuchlichen DICOM-Format, wobei jede Teilmessung einzeln abgespeichert wird. Das heißt, dass bei den Flussmessungen für jede gemessene Schicht sieben DICOM-Dateien gespeichert werden. Die einzelnen Messungen sind in Tabelle 3.2 aufgelistet.

Diese Dateien wurden in *MATLAB* von *The MathWorks Inc.* geladen, wo zunächst aus den Phasenwerten ϕ , die vom Kernspintomographen als Werte zwischen 0 und 4096 abgespeichert werden, die Flussgeschwindigkeit u berechnet wurde. Die Phasenwerte beziehen sich auf die vor der Messung festgelegte VENC in $\frac{cm}{s}$. 0 entspricht also der Geschwindigkeit $-VENC$, 4096 der Geschwindigkeit $+VENC$. Dazu wird, wie in Gleichung 3.1 beschrieben, die VENC mit dem anteiligen Phasenwinkel multipliziert. Hieraus wird ersichtlich, dass Phasenverschiebungen größer 4096 wieder als Phasenwerte zwischen 0 und 4096 kodiert werden, was sich im Bild als Phasensprünge sichtbar macht.

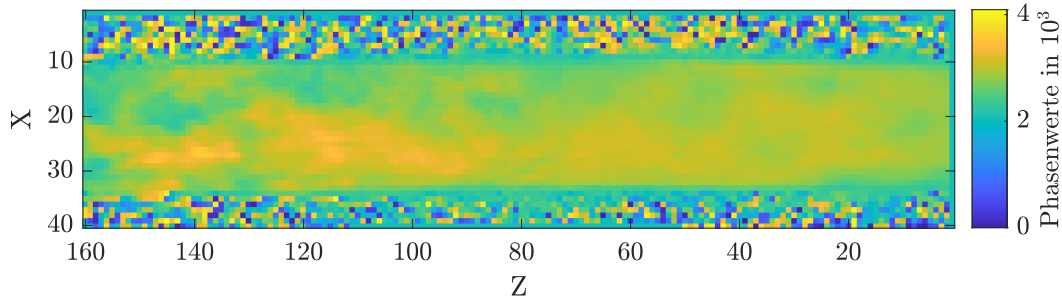
$$u = VENC \cdot \frac{\phi - 2048}{2048} \quad (3.1)$$

Vor der Auswertung der Versuche wurden die Messdaten segmentiert. Die Segmentierung, also die Trennung der gewünschten Daten von der zu vernachlässigenden Umgebung erfolgte durch Grenzwertbestimmung anhand der Magnitudenmessung. Dazu wurde mittels der Grenzwertmethode nach Otsu in den Grauwerten der Magnitudenmessung derjenige Grauwert bestimmt, der die Interklassenvarianz zwischen Messdaten und Rauschen maximiert [46]. Die dadurch gewonnene Segmentierungsmaske wurde dann auf die Phasenmessungen übertragen. Der Ablauf

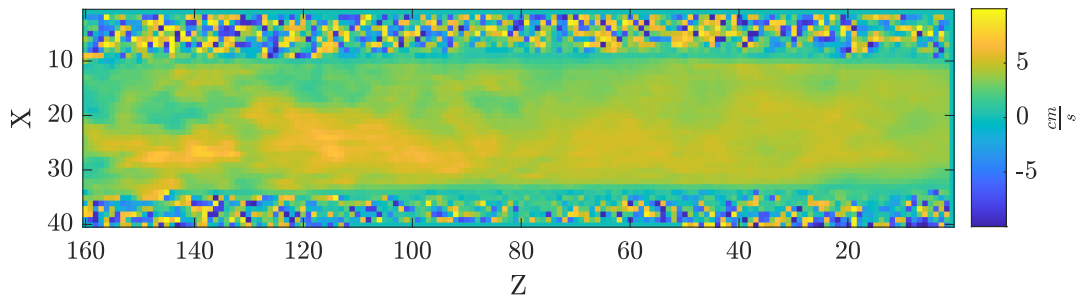
der Segmentierung ist in Abbildung 3.7 dargestellt.

3.1.6 Datenvisualisierung

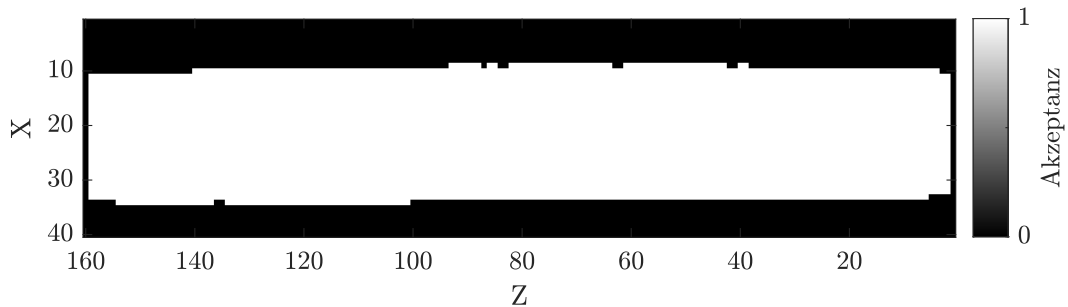
Die Datenvisualisierung erfolgte anhand verschiedener Darstellungstypen in *MATLAB*. Zur Darstellung von Flussgeschwindigkeiten in einer koronaren oder sagittalen Schicht der Rohrströmung wird sich farbcodierter Plots bedient (Abbildung 3.8a). Sie geben schnell einen Überblick der Strömungsverhältnisse über die gesamte Länge des gemessenen Rohres. Zur genaueren Verdeutlichung der Strömungsentwicklung können Stromlinien berechnet werden, die die Vektoren innerhalb der Schicht verfolgen und so prinzipiell in der Lage sind, turbulente und laminare Strömungen darzustellen (siehe Abb. 3.8b). Flussgeschwindigkeiten durch einen transversalen Querschnitt veranschaulichen Oberflächen-Plots wie in Abbildung 3.8c. So können insbesondere laminare Strömungen durch ihr einem Rotationsparaboloid ähnliches Strömungsprofil beurteilt werden. Unter Annahme der Rotationssymmetrie innerhalb einer Rohrströmung reicht grundsätzlich auch die Darstellung einer einzelnen Messzeile über den Querschnitt, um ein repräsentatives Flussprofil wie in Abbildung 3.8d zu zeichnen. Hier nicht dargestellte Visualisierungsmethoden beinhalten dreidimensionale Stromlinien für 3D-Flussmessungen und die Darstellung von Einzelvektoren an jedem Messpunkt. Abbildung 3.8 gibt anhand einer 4D-Flow-Messung mit einer Volumenstromstärke von $100 \frac{l}{h}$ einen beispielhaften Überblick über die verwendeten Visualisierungsmethoden.



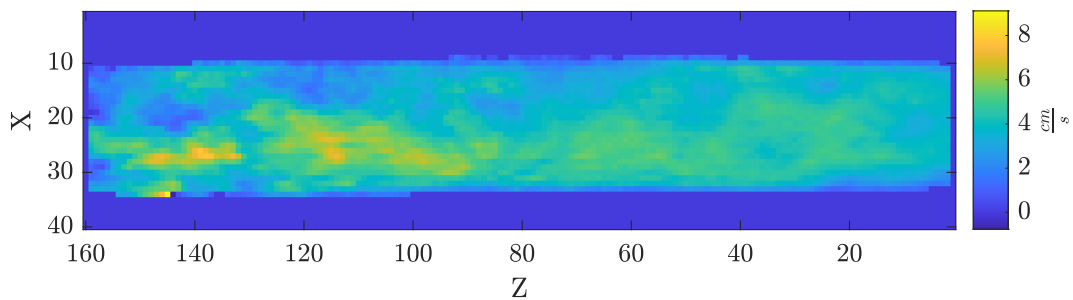
(a) Rohdaten einer Phasenmessung in Z-Richtung bei einem Fluss von $200 \frac{l}{h}$ mit Phasenwerten der Geschwindigkeitskodierung zwischen 0 und 4096.



(b) Durch Gleichung 3.1 berechnete Flussgeschwindigkeiten aus den Phasenwerten aus 3.7a.

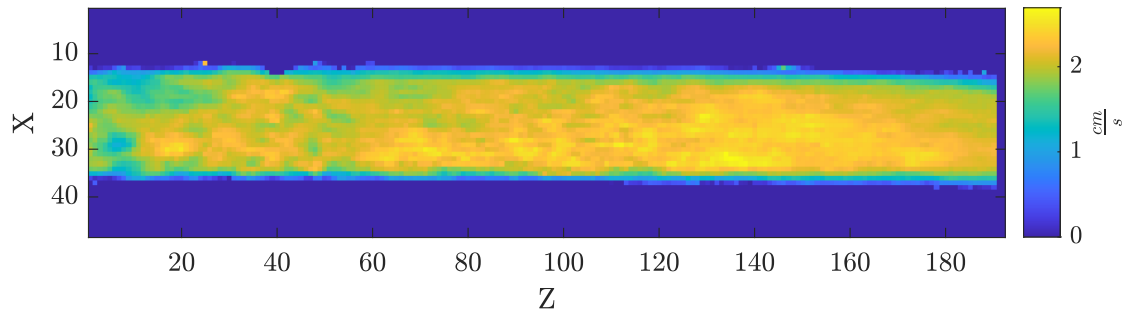


(c) Berechnung einer Segmentierungsmaske aus der nicht flussempfindlichen Magnitudenmessung (Messung 1 in Tabelle 3.2).

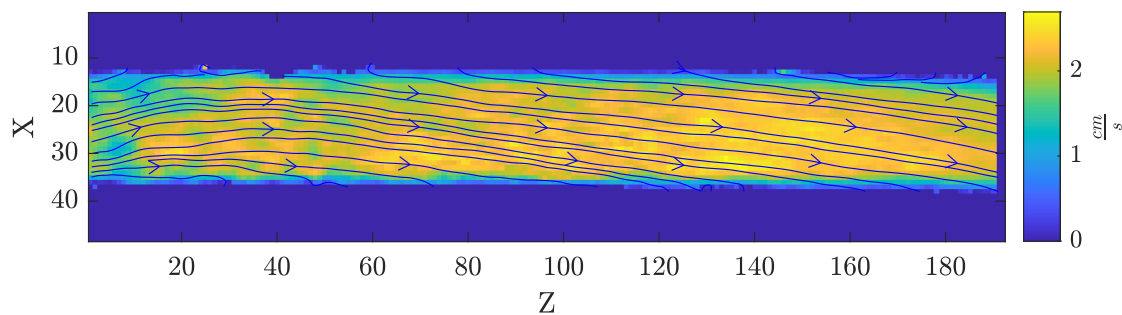


(d) Segmentierte Messergebnisse der Flussgeschwindigkeiten in Z-Richtung, an denen die Berechnungen in den Experimenten durchgeführt wurden.

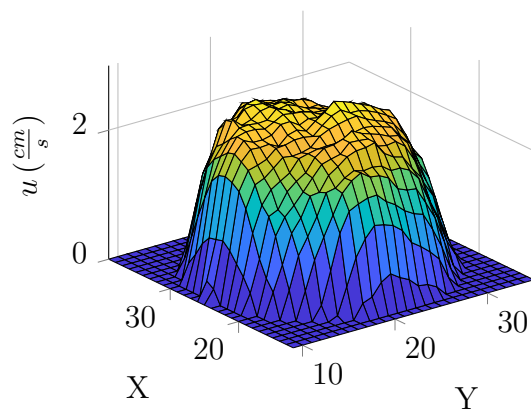
Abbildung 3.7: Die Rohdaten der Phasenmessung in Z-Richtung (Messung 7 in Tabelle 3.2) sind in 3.7a dargestellt; X und Z in 2 mm. Aus den Phasenwerten, die zwischen 0 und 4096 liegen, werden nach Gleichung 3.1 die Flussgeschwindigkeiten in $\frac{cm}{s}$ berechnet (3.7b). Aus der Magnitudenmessung ohne Geschwindigkeitskodierung (Messung 1 in Tabelle 3.2) wird durch Anwendung der Grenzwertmethode nach Otsu [46] eine Segmentierungsmaske berechnet (3.7c). Die berechneten Flussgeschwindigkeiten aus Abbildung 3.7b werden mit der Segmentierungsmaske multipliziert. Daraus ergeben sich die segmentierten Messdaten (3.7d), mit denen die jeweiligen Berechnungen durchgeführt wurden.



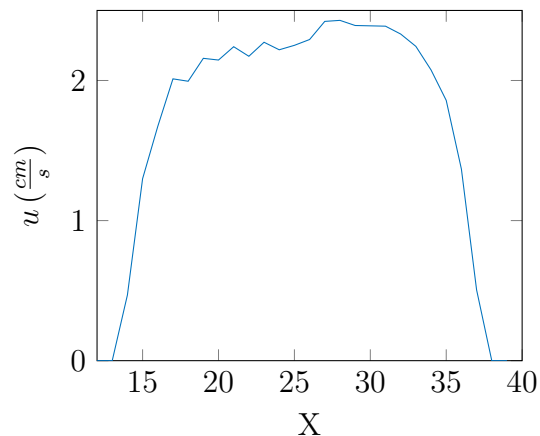
(a) Farbkodierte Flussgeschwindigkeiten u in Z-Richtung. Dargestellt ist Schicht $Y = 20$ bei einer Volumenstromstärke von $100 \frac{l}{h}$.



(b) Farbkodierte Flussgeschwindigkeit u aus Abbildung 3.8a in Z-Richtung mit überlagerten Stromlinien zur Visualisierung des Strömungsverlaufes. Darstellung der Stromlinien in Z-Richtung innerhalb einer Schicht.



(c) Oberflächen-Plot in Schicht $Z = 30$. Die bei einer Volumenstromstärke von $100 \frac{l}{h}$ laminare Strömung zeigt bei transversaler Messung ein Strömungsprofil der Flussgeschwindigkeiten u in Z-Richtung, was einem Rotationsparaboloid ähnelt.



(d) Darstellung der Flussgeschwindigkeit u in Z-Richtung in der Messzeile $Z = 30, Y = 20$. Unter Annahme der Rotationssymmetrie innerhalb einer Rohrströmung ist die Darstellung einer einzelnen Messzeile der Flussgeschwindigkeiten grundsätzlich zur Beurteilung der gesamten Strömung in dieser Schicht ausreichend.

Abbildung 3.8: Die vier Abbildungen zeigen unterschiedliche Darstellungsformen der Ergebnisse einer 4D-Flow-Messung bei einer Volumenstromstärke von $100 \frac{l}{h}$; X, Y und Z in 2 mm, Flussgeschwindigkeiten u in Z-Richtung in $\frac{cm}{s}$.

3.2 Versuche

Ziel der Versuche war es, verschiedene Störeffekte bei Flussmessungen mit PC-MRA zu evaluieren und dabei insbesondere die Einflüsse von Geschwindigkeitsgradienten durch Turbulenz und Magnetfeldinhomogenitäten zu untersuchen. Im ersten Teil wurde dafür der Übergangsbereich einer laminaren Strömung in eine turbulente untersucht, um eine Unterscheidung zwischen laminaren und turbulenten Strömungen zu ermöglichen. Im zweiten Teil wurden Geschwindigkeitsgradienten in laminaren, turbulenten und hochturbulenten Strömungen erzeugt, um deren Auswirkungen auf die Signalqualität zu beobachten. Im dritten Teil wurden schließlich die Einflüsse von Störungen der Magnetfeldhomogenität durch Shim-Gradienten und paramagnetische Metalle auf die Flussmessung gemessen. Dadurch soll eine Bewertung der Messergebnisse aus Messungen im Bereich von Gefäß- und Klappenprothesen ermöglicht werden.

3.2.1 Übergang einer laminaren Strömung in eine turbulente

Im ersten Experiment sollte nach Methoden zur statistischen Unterscheidung zwischen laminaren und turbulenten Strömungen gesucht werden. Es wurden verschiedene geometrische Verfahren getestet, um eventuelle Unterschiede zwischen den Datensätzen aus laminaren und turbulenten Strömungen feststellen zu können. Dies ist von klinischem Interesse, da turbulente Strömungen die Zuverlässigkeit der PC-MRA-Messungen senken (siehe Abschnitt 2.2.3). Dazu wurden zu Flussgeschwindigkeiten zwischen $0 \frac{l}{h}$ und $600 \frac{l}{h}$ jeweils fünf repetitive Messungen direkt hintereinander durchgeführt. Die Messungen erfolgten mit der herstellereigenen Sequenz „f2d“, einer Voxelgröße von $2 \times 2 \times 4$ mm und jeweils an die Geschwindigkeit angepasste VENC, die Tabelle 3.3 entnommen werden können. Die Messdauer lag pro Messung bei ca. 1,8 s.

Die Messungen wurden anschließend wie in Abschnitt 3.1.5 beschrieben segmentiert, bevor die Berechnungen durchgeführt wurden.

Verschiedene Ansätze zur Charakterisierung des Übergangs einer laminaren Strömung in eine turbulente

Zunächst war von Interesse, wie sich die Strömung beim Übergang von laminar zu turbulent entwickelt, um eventuell anhand der Messdaten selbst auf Turbulenz und dadurch hervorgerufene Messfehler schließen zu können. Wie in Kapitel 2.3.2

Tabelle 3.3: Mittlere Flussgeschwindigkeiten \bar{u} und zugehörige VENC bei den Messungen mit dem Flussphantom

Fluss ($\frac{l}{h}$)	Geschwindigkeit \bar{u} ($\frac{cm}{s}$)	Reynolds-Zahl	VENC ($\frac{cm}{s}$)
0	0	0	5
100	1,4	713,4	5
150	2,2	1070,0	5
200	2,9	1426,7	10
250	3,6	1783,4	10
300	4,3	2140,1	15
350	5,1	2496,7	15
400	5,8	2853,4	20
450	6,5	3210,1	20
500	7,2	3566,8	25
550	7,9	3923,4	25
600	8,7	4280,1	25

beschrieben, kann für Strömungen mit Reynolds-Zahlen $Re < Re_{krit}$ eine laminare Strömung und für Strömungen mit Reynolds-Zahlen $Re > Re_{krit}$ eine turbulente Strömung angenommen werden. Die kritische Reynolds-Zahl wurde in Experimenten als $Re_{krit} = 2300$ [3] bestimmt, was bedeutet, dass alle Messungen mit Flüssen $I \leq 300 \frac{l}{h}$ laminare Strömungen waren und alle Messungen mit größeren Flüssen turbulent.

Nun wurden die Daten anhand verschiedener mathematischer Modelle auf Unterschiede zwischen den laminaren und den turbulenten Strömungen untersucht. Die Berechnung erfolgte in Anlehnung an die von Takahashi et. al. [47] vorgestellte Methode, hintereinander liegende Schichten mit einander zu vergleichen, um dadurch Rückschlüsse auf die Flüssigkeitsströmung ziehen zu können. In diesen Versuchen wurden also in Strömungsrichtung hintereinander liegende Vektoren geometrisch verglichen. Aus den Ergebnissen aller Vektorreihen wurde der Mittelwert gebildet und über die Messungen hinweg verglichen (siehe Abb. 3.9).

Für die statistische Auswertung wurde der Korrelationskoeffizient ρ_K nach Karl Pearson berechnet. Dieser bestimmt den Grad des linearen Zusammenhangs zweier Messreihen und reicht von $-1 \leq \rho_K \leq +1$. $+1$ erhalten Datenreihen mit perfekt positiver linearer Korrelation; -1 erhalten Datenreihen mit perfekt negativer Korrelation. Der Bereich dazwischen erlaubt eine Einschätzung des möglichen linearen Zusammenhangs.

Anschließend wurde ein unabhängiger Zweistichproben-t-Test zwischen den Messungen bei Strömungsbedingungen unterhalb und oberhalb der kritischen Reynolds-

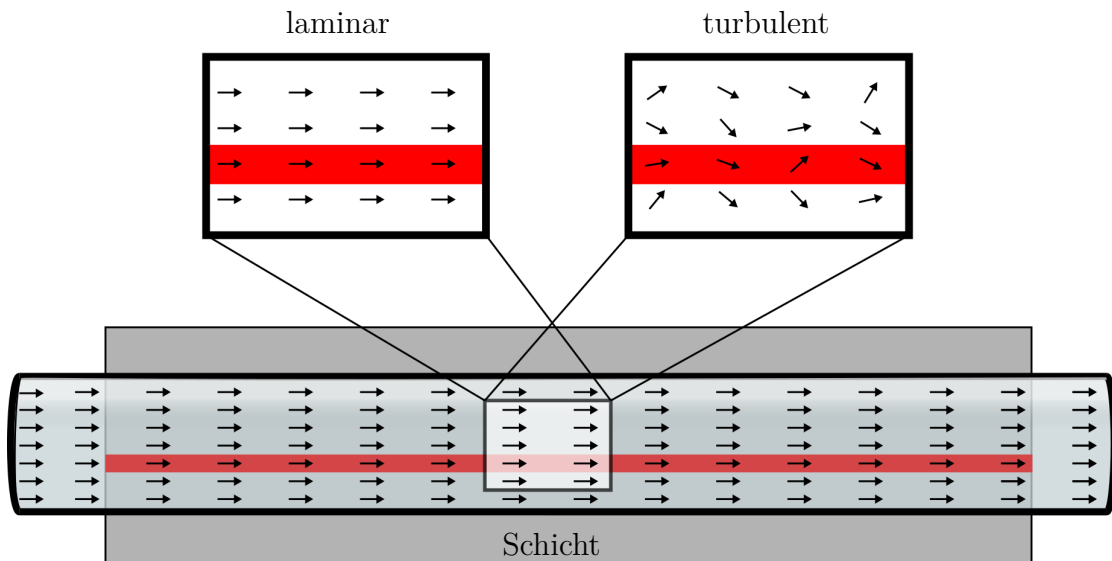


Abbildung 3.9: Dargestellt ist eine Rohrströmung mit grau eingefärbter, mittels PC-MRA gemessener Schicht. Die gemessenen Strömungsvektoren sind als Pfeile eingezeichnet. Die Vektoren innerhalb einer Schicht zeigen bei laminarem Fluss (linker Teil) parallel in Strömungsrichtung. Innerhalb einer Zeile in Strömungsrichtung (rote Markierung) sind die Vektoren identisch, da ihre Länge nur vom Abstand zur Wand des Rohres abhängt. Bei einer turbulenten Strömung (rechter Teil) zeigen die Vektoren innerhalb einer Zeile in unterschiedliche Richtungen. Bei den Versuchen zur statistischen Unterscheidung der Daten aus laminaren und turbulenten Strömungen wurden in Strömungsrichtung hintereinander liegende Vektoren geometrisch verglichen. Aus den Ergebnissen der einzelnen Zeilen wurde der Mittelwert gebildet, der schließlich über die Messungen hinweg verglichen wurde.

Zahl Re_{krit} durchgeführt (Fluss $100 \frac{l}{h} - 300 \frac{l}{h} \leq Re_{\text{krit}} \leq 350 \frac{l}{h} - 600 \frac{l}{h}$; siehe Tabelle 3.3).

Homogenität der Geschwindigkeitsvektoren In einem ersten Ansatz wurde angenommen, dass sich bei einer turbulenten Strömung im Gegensatz zu einer laminaren Strömung eine Grundströmung mit stochastisch fluktuierender überlagerter Strömung ausbildet. Demzufolge müsste die Flussgeschwindigkeit im Rohrquerschnitt im Verlauf des Rohres bei turbulenten Strömungen stark schwanken, wohingegen die Flussgeschwindigkeit bei laminaren Strömungen nur vom Abstand zur Wand des Rohres abhängt und über das Rohr zeitlich konstant sein sollte. Um diese Zusammenhänge zu untersuchen, wurde die Flussgeschwindigkeit in Flussrichtung betrachtet. Es wurden jeweils über den gesamten Querschnitt und über die gesamte Länge des Rohres zwei in Flussrichtung aufeinander folgende Voxel verglichen, indem der Betrag der Differenz gebildet und schließlich über alle Voxel aufsummiert wurde. Die Berechnung erfolgte nach Gleichung 3.2, wobei u

die Flussgeschwindigkeit in Z -Richtung ist und Z für die entsprechenden Vektoren in Z -Richtung steht:

$$m_D = \frac{\sum_{Z=1}^{Z_{max}-1} |u_{Z+1} - u_Z|}{Z_{max} - 1} \quad (3.2)$$

Diese Berechnungen wurden für alle Voxel innerhalb des Rohrquerschnitts des Flussphantoms (siehe 3.5) durchgeführt und gemittelt. Die gemittelten absoluten Geschwindigkeitsdifferenzen wurden im Anschluss anhand der Flussgeschwindigkeit normalisiert.

Skalarprodukt der Geschwindigkeitsvektoren Ein zweiter Ansatz zur Evaluierung der Veränderung der Strömungsverhältnisse beim Übergang von einer laminaren in eine turbulente Strömung beruhte auf der Berechnung des Skalarproduktes zweier in Flussrichtung aufeinander folgender Geschwindigkeitsvektoren. Das Skalarprodukt hängt sowohl von der Vektorlänge (d.h. Flussgeschwindigkeit) als auch von dem Winkel zwischen den beiden Vektoren, also der Flussrichtung, ab. Es ergibt sich aus der orthogonalen Projektion des Vektors \vec{b} auf den Vektor \vec{a} und berechnet sich aus den beiden Vektoren \vec{a} und \vec{b} wie in Gleichung 3.3 beschrieben. Da das Skalarprodukt von der Vektorlänge und dem Kosinus des eingeschlossenen Winkels abhängt, ist es für orthogonale Vektoren gleich null ($\cos(90^\circ) = 0$) und für parallele Vektoren maximal ($\cos(0^\circ) = 1$). Das Skalarprodukt wird also klein für größere Winkel (nahe 90°) und kleinere Vektoren.

$$\vec{a} \cdot \vec{b} = |\vec{a}| |\vec{b}| \cos(\vec{a}, \vec{b}) \quad (3.3)$$

Demnach wurden – wie beim vorherigen Ansatz – jeweils zwei in Flussrichtung aufeinander folgende Vektoren anhand des Skalarproduktes verglichen und daraus der Mittelwert berechnet (siehe Gleichung 3.4). \vec{u}_Z sind hierbei die Geschwindigkeitsvektoren am Ort Z im jeweiligen Abschnitt des Rohrquerschnitts.

$$m_S = \frac{\sum_{Z=1}^{Z_{max}-1} \vec{u}_Z \cdot \vec{u}_{Z+1}}{Z_{max} - 1} \quad (3.4)$$

Der quadratische Einfluss der Geschwindigkeitszunahme auf das Skalarprodukt wurde ebenfalls vor der Auswertung normalisiert.

Vektorprodukt der Geschwindigkeitsvektoren Ein ähnlicher Ansatz wie im vorherigen Versuch, also zwei aufeinander folgende Geschwindigkeitsvektoren in Beziehung zu setzen, um einen gleichförmigen Verlauf von einem turbulenten Verlauf

zu unterscheiden, wurde mit dem Vektorprodukt verfolgt. Das Vektorprodukt, auch Kreuzprodukt oder äußeres Produkt genannt, ergibt sich aus zwei Vektoren \vec{a} und \vec{b} im dreidimensionalen Raum, wenn – geometrisch gesprochen – die Länge des orthogonal auf beiden Vektoren stehenden Vektors der Fläche des von den beiden Vektoren aufgespannten Parallelogramms entspricht. Das Vektorprodukt zweier Vektoren \vec{a} und \vec{b} berechnet sich dabei nach Gleichung 3.5:

$$|\vec{a} \times \vec{b}| = |\vec{a}| |\vec{b}| \sin(\theta) \quad (3.5)$$

Der Betrag des Vektorprodukts hängt demnach ab von der Länge der beiden Vektoren \vec{a} und \vec{b} und dem Winkel, den beide Vektoren aufspannen. Auf das Experiment übertragen ist das Vektorprodukt bei parallelen Vektoren, wie sie bei laminarer Strömung erwartet werden, gleich null. Je unterschiedlicher die Strömungsrichtung zweier aufeinander folgender Vektoren, desto größer ist der Winkel θ und umso größer wird das Vektorprodukt. Der Betrag des Vektorproduktes steigt jedoch auch bei konstantem Winkel θ mit zunehmender Flussgeschwindigkeit, da die Beträge der beiden Vektoren \vec{a} und \vec{b} zunehmen. Deshalb wurde auch bei diesem Versuch der quadratische Einfluss der Geschwindigkeitszunahme auf das Vektorprodukt normalisiert.

Die Berechnung des Vektorproduktes im Experiment erfolgte durch Gleichung 3.6:

$$m_V = \frac{\sum_{Z=1}^{Z_{max}-1} |\vec{u}_Z \times \vec{u}_{Z+1}|}{Z_{max} - 1} \quad (3.6)$$

Kosinus zwischen zwei Geschwindigkeitsvektoren Da bei laminaren Strömungen im Gegensatz zu turbulenten Strömungen in Flussrichtung parallele Vektoren angenommen werden können, wurden bei dieser Analyse die Winkel zweier hintereinander liegender Vektoren betrachtet. Dafür wurde der Kosinus gewählt, da der Kosinus für parallele Vektoren gleich eins ist und umso kleiner wird, je weiter die beiden Vektoren auseinander gehen. Demnach ist der mittlere Kosinus der in Strömungsrichtung hintereinander liegenden Vektoren für geradlinigen, laminaren Fluss maximal und sinkt mit ungleichmäßiger Verteilung der Flussvektoren im Fall von Turbulenz. Der mittlere Kosinus ergibt sich in den Experimenten aus Gleichung 3.7 und ist unabhängig von der Vektorlänge bzw. der Flussgeschwindigkeit.

$$m_K = \frac{\sum_{Z=1}^{Z_{max}-1} \cos(\vec{u}_Z, \vec{u}_{Z+1})}{Z_{max} - 1} \quad (3.7)$$

Abflachung des Strömungsprofils In Abschnitt 2.3.3 wurde bereits erörtert, dass sich das parabelförmige Geschwindigkeitsprofil der laminaren Strömung beim Übergang in eine turbulente Strömung verändert. Das Strömungsprofil der turbulenten Strömung ist nicht mehr parabelförmig, sondern wird durch eine zentrale Grundströmung mit stochastisch schwankender überlagerter Strömung charakterisiert, die zur Wand des Rohres hin von einer Grenzschicht begrenzt wird. Das gemittelte Strömungsprofil entspricht demnach in der Theorie mehr einer abgeflachten Parabel (siehe Abbildung 2.21), bzw. das Strömungsprofil entfernt sich immer weiter von der klassischen Parabelform der laminaren Strömung. Um diese Entwicklung zu untersuchen und so eventuell anhand der gemessenen Daten eine Unterscheidung zwischen laminarer und turbulenter Strömung ermöglichen zu können, wurden mehrere Rohrquerschnitte im Verlauf der Strömung qualitativ betrachtet und auf eine Abflachung des Profils hin untersucht.

3.2.2 Signalabschwächung durch Geschwindigkeitsgradienten

Die Phasenkontrast-Magnetresonanzangiographie (PC-MRA) beruht darauf, dass sich Spins innerhalb eines Voxels gleichförmig und gleichmäßig bewegen. Je nach Strömung treten jedoch innerhalb der Strömung deutliche Geschwindigkeitsgradienten auf, deren Auswirkungen auf die Flussmessung in den folgenden Versuchen untersucht wurde. Ein tieferes Verständnis der Einflüsse von Geschwindigkeitsgradienten auf die PC-MRA soll die Interpretation von Messergebnissen insbesondere bei turbulenten Strömungssituationen verbessern.

Bei laminaren Strömungen

In diesem Versuch sollte auf Grundlage der in Abschnitt 2.3 erläuterten Haftbedingung die Auswirkungen von Geschwindigkeitsgradienten innerhalb von laminaren Strömungen auf die Flussmessungen beurteilt werden. Laut der Haftbedingung entspricht die Flussgeschwindigkeit in unmittelbarer Nähe zur Wand des Rohres der Geschwindigkeit des Rohres, also in den hier gezeigten Versuchen null. Zum Zentrum des Rohres hin nimmt die Geschwindigkeit dann steil zu, bis sie – bei laminaren Strömungen im Zentrum, bei turbulenten Strömungen zentral der Grenzschicht – maximal wird.

Ist der Geschwindigkeitsgradient zwischen Rohrwand und dem parallel dazu fließenden Wasser steil und die Voxelgröße groß, so bewegen sich innerhalb eines zu

messenden Voxels Spins mit deutlich verschiedenen Geschwindigkeiten. Abhängig von VENC, Voxelgröße und Geschwindigkeitsgradient finden sich entsprechend Spins mit unterschiedlicher Phase innerhalb eines Voxels, was folglich zur Abschwächung oder auch zur Auslöschung des Signals führt.

Eine komplette Auslöschung des Signals ergibt sich für eine Phasendifferenz von 180° . Bei der PC-MRA wird die Flussgeschwindigkeit über die VENC kodiert. Die jeweiligen Phasenwerte reichen für den gewählten Geschwindigkeitsbereich von $+180^\circ$ bis -180° (siehe Abschnitt 2.2.3). Für eine VENC von $2 \frac{cm}{s}$ ergeben sich 180° Phasenunterschied bei einer Geschwindigkeitsdifferenz von $2 \frac{cm}{s}$ innerhalb eines Voxels. Auch kleinere Geschwindigkeitsgradienten führen zu destruktiver Interferenz innerhalb eines Voxels. Zur Abschätzung der Geschwindigkeitsgradienten bei einer Flussmessung einer laminaren Strömung mit einem Fluss von $100 \frac{l}{h}$ wurde die Strömung zunächst simuliert. Anhand der in Abschnitt 2.3 vorgestellten Parabelgleichung für laminare Strömungen

$$u(r) = \frac{p_1 - p_2}{4 \cdot \eta \cdot l} \cdot (R^2 - r^2) \quad (3.8)$$

wurden die Flussgeschwindigkeiten für diese Flussmessung in Abhängigkeit des Radius r berechnet. Die in der Simulation berechneten Flussgeschwindigkeiten in Abhängigkeit vom Radius sind in Abbildung 3.10 dargestellt. Für den Fluss ergibt sich eine mittlere Geschwindigkeit von $1,56 \frac{cm}{s}$; direkt an den Rohrwänden beträgt die Geschwindigkeit nach der Haftbedingung null. In Tabelle 3.4 ist nochmals eine Übersicht der Geschwindigkeit abhängig vom Abstand zum Rohrmittelpunkt aufgetragen.

Nachdem die Eckdaten für die Messung berechnet waren, wurden unter Verwendung des Flussphantoms ohne Rohreinsätze Messungen mit einem laminaren Fluss von $100 \frac{l}{h}$ durchgeführt. Da die Auswirkungen der Geschwindigkeitsgradienten innerhalb der Voxel von der Wahl der VENC abhängt, wurden für die Messungen VENCs mit $2 \frac{cm}{s}$, $4 \frac{cm}{s}$ und $8 \frac{cm}{s}$ gewählt. So kann der Einfluss der VENC untersucht werden und Geschwindigkeitsgradienten in den Bereichen der VENCs gemessen werden.

Bei turbulenten Strömungen

Bei einer turbulenten Strömung erwartet man die Ausbildung einer Grenzschicht zur Wand des Rohres hin und eine stochastisch schwankende Grundströmung zentral davon. Demnach sind hier nicht nur große Geschwindigkeitsgradienten zur Wand des Rohres hin zu erwarten, sondern auch in der zentralen Grundströmung. Diese Geschwindigkeitsgradienten sollten bei einer VENC in der Größenordnung der

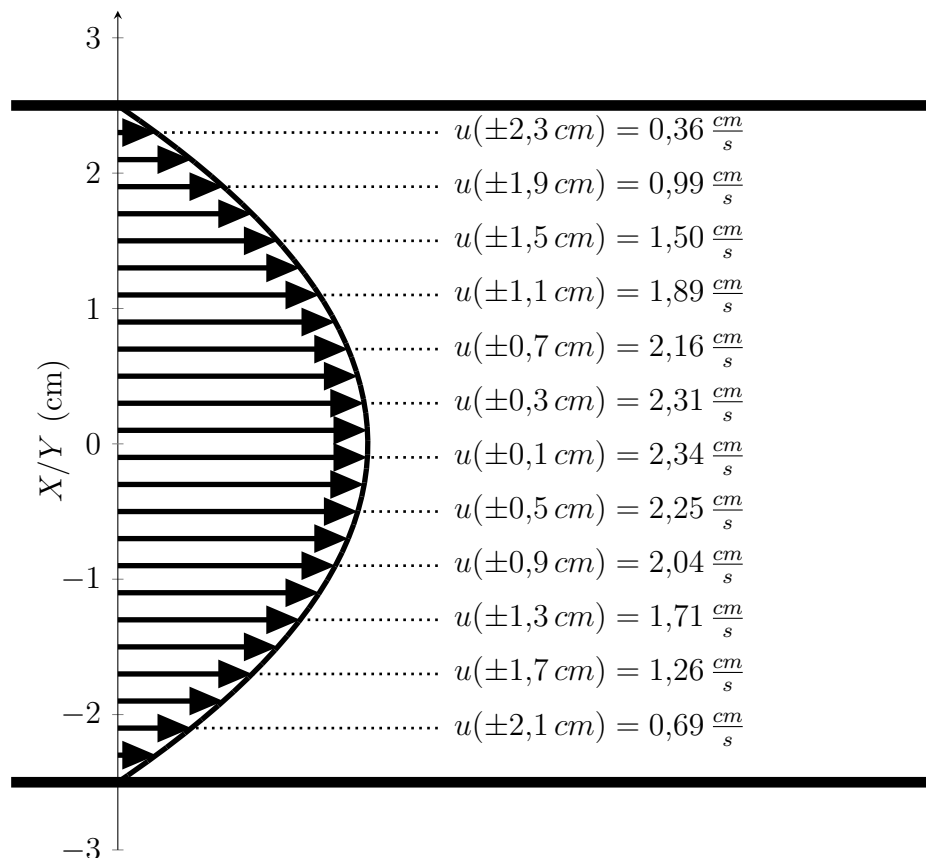


Abbildung 3.10: Geschwindigkeitsgradienten bei einer laminaren Strömung mit einem mittleren Fluss von $\bar{u} = 1,56 \frac{cm}{s}$. Dies entspricht einer Stromstärke von ca. $100 \frac{l}{h}$. Dargestellt sind als Begrenzung der Strömung die beiden in ca. 5 cm Abstand aufgetragenen Rohrwände entsprechend der Dimensionen des Flussphantoms. Die Parabel gibt das berechnete Geschwindigkeitsprofil an und die eingezeichneten Vektoren verdeutlichen die Flussgeschwindigkeit u in $\frac{cm}{s}$ in Schritten von jeweils 2 mm von der Rohrwand. Dies entspricht dem Vorbild der Messungen mit einer Voxelgröße von 2×2 mm innerhalb der Schicht. Die Steigung der Parabel und damit die Geschwindigkeitsgradienten innerhalb der Voxel ist am Rand des Rohres am größten. Hier werden also die stärksten Signalverluste erwartet.

Tabelle 3.4: Übersicht der Flussgeschwindigkeiten u im Abstand r vom Rohrmittelpunkt bei einem Rohrdurchmesser von 5 cm und einem Volumenstrom von $100 \frac{l}{h}$ Wasser.

r (cm)	$u(r)$ ($\frac{cm}{s}$)
2,5	0
2,3	0,36
2,1	0,69
1,9	0,99
1,7	1,26
1,5	1,50
1,3	1,71
1,1	1,89
0,9	2,04
0,7	2,16
0,5	2,25
0,3	2,31
0,1	2,34

Geschwindigkeitsfluktuationen sichtbare Auslöschungen in den aufgenommenen Magnituden ergeben, da dann Interferenz zwischen den unterschiedlich schnellen Spins stattfindet. Befinden sich also zum Zeitpunkt der Messung – ähnlich den Gradienten bei laminaren Strömungen im vorigen Versuch – Spins innerhalb desselben Voxels, die sich mit unterschiedlicher Geschwindigkeit fortbewegt haben, so ergibt sich als Phase und Magnitude der Spins in diesem Voxel eine Summe aller Einzelspins. Ob die Interferenz nun konstruktiv oder destruktiv ist, hängt also von der Dauer der Dephasierung und der Geschwindigkeit der Spins ab.

Dazu wurden Versuche am Flussphantom mit einem turbulenten Fluss von $550 \frac{l}{h}$ und verschiedenen VENC zwischen $2 \frac{cm}{s}$ und $32 \frac{cm}{s}$ durchgeführt. Im Vergleich der Verläufe der Signalstärken über den Rohrquerschnitt sollten Rückschlüsse auf die Geschwindigkeitsgradienten in den Voxeln ermöglicht werden.

Bei hochturbulenten Strömungen durch Jets

Hier wurde der Versuchsaufbau mit Rohreinsatz (siehe Abschnitt 3.1.3) verwendet, wo durch den Einsatz eines Rohres mit einem Durchmesser von 1 cm ein Jet¹ mit Flussgeschwindigkeiten bis über $200 \frac{cm}{s}$ und Reynolds-Zahlen von über 20 000 erzeugt wurden. Hieran wurde eine Charakterisierung von Turbulenzen

¹Als Jet wird in diesem Zusammenhang ein Flüssigkeitsstrahl bezeichnet, der als Strahl mit geringem Durchmesser in ein größeres Volumen trifft. Diese Situation tritt im menschlichen Körper zum Beispiel bei insuffizienten Herzklappen auf, wo Blut entgegen der Flussrichtung des Blutes durch die Klappe zurückströmt.

Tabelle 3.5: Messparameter der Versuche mit Rohreinsatz. Es wurden jeweils Messungen mit auf die mittlere Flussgeschwindigkeit \bar{u} abgestimmter VENC (VENC groß) und mit deutlich kleinerer VENC durchgeführt. Die große VENC wurde etwas viermal so groß wie die mittlere Flussgeschwindigkeit \bar{u} gewählt; die kleine etwa fünfmal kleiner.

Fluss ($\frac{l}{h}$)	Geschwindigkeit \bar{u} ($\frac{cm}{s}$)	Reynolds-Zahl	VENC groß ($\frac{cm}{s}$)	VENC klein ($\frac{cm}{s}$)
100	35,3	3574	160	5
150	53	5412	160	10
200	70,7	7147	320	10
250	88,4	8985	320	15
300	106,1	10823	400	15
350	123,7	12661	480	25
400	141,4	14397	560	25
450	159,1	16235	650	30
500	176,8	18073	720	30
550	194,5	19911	800	35
600	212,2	21647	860	35

durch sensitivere VENC-Einstellungen überprüft. Die Referenzmessung erfolgte jeweils mit VENCs, die etwa viermal so groß wie die mittlere Flussgeschwindigkeit im Rohreinsatz war. Die entsprechenden Messungen zur Charakterisierung der Turbulenz erfolgten mit deutlich kleineren VENCs, die etwa 10-20 % der mittleren Flussgeschwindigkeit im kleinen Rohr entsprachen und somit für Geschwindigkeitsschwankungen in diesem Bereich sensibel waren. Die Übersichtsarbeit von H.-P. Kreplin et al. [48] legt nahe, dass für die hier erzeugten Rohrströmungen Geschwindigkeitsschwankungen in diesem Ausmaß erwartet werden können². Es wurden Messungen über das gesamte Leistungsspektrum der Pumpe ($100 \frac{l}{h} - 600 \frac{l}{h}$) mit jeweils sensitiver VENC für die Flussgeschwindigkeit und für die Fluktuationen der Geschwindigkeit durchgeführt. Die einzelnen Messparameter sind in Tabelle 3.5 aufgeführt.

Zur Auswertung wurde der Querschnitt $Z = 120$ stromabwärts der Mündung des Jets auf Effekte der Interferenz hin untersucht (siehe Abb. 3.11).

²In der Übersichtsarbeit von H.-P. Kreplin et al. [48] werden verschiedene Versuchssituationen mit verschiedenen Reynolds-Zahlen aufgeführt. Für Kanalströmungen mit Reynolds-Zahlen von 4800 - 25 400 wurden Geschwindigkeitsschwankungen in Flussrichtung von ca. 25 % gemessen. Bei Rohrströmungen mit Reynolds-Zahlen von 7600 - 17 900 wurden maximale Geschwindigkeitsschwankungen in Flussrichtung von 20,5 % gemessen.

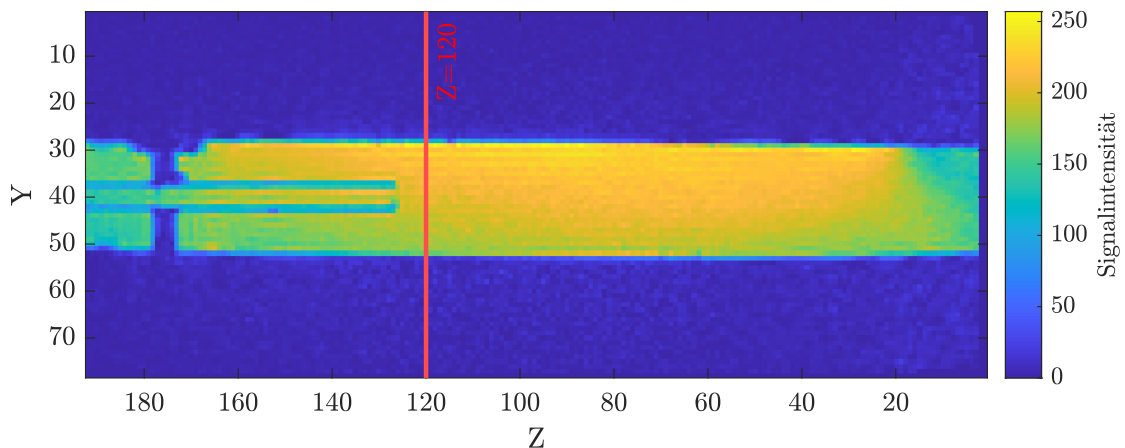


Abbildung 3.11: Magnitudenbild des Versuchsaufbaus ohne Fluss und ohne Geschwindigkeitskodierung zur Veranschaulichung des Versuchsaufbaus mit Rohreinsatz zur Erzeugung einer hochturbulenten Strömung durch einen Jet; Y und Z in 2 mm. Eingezeichnet ist der Querschnitt $Z = 120$, an dem die Auswertung der Messungen der hochturbulenten Strömung stattfand.

3.2.3 Störfaktoren der Flussmessung

Um nun verschiedene Störfaktoren bei Flussmessungen zu untersuchen, wurden anhand des hoch turbulenten Versuchsaufbaus mit Jet aus Versuch 3.2.2 verschiedene Parameter variiert und künstliche Störfaktoren hinzugefügt. Besonders die Versuche zur Störung der Magnetfeldhomogenität sind im Rahmen von Messungen bei metallischen Gefäß- und Klappenprothesen von klinischem Interesse. Zuvor soll jedoch die Wahl einer geeigneten VENC für die Qualität der Messergebnisse qualitativ untersucht werden.

Phasenüberschläge

Bei diesem Versuchsansatz wurde in repetitiven Versuchen die sensitivste (bzw. kleinste) VENC für die Flusscharakteristik des Jets bei einem Fluss von $300 \frac{l}{h}$ gesucht, bei der noch keine Phasenüberschläge auftraten. Es wurden von einer VENC von $400 \frac{cm}{s}$ aus Flussmessungen mit absteigender VENC durchgeführt, bis Phasenüberschläge auftraten. Durch Wiederholung der Messung mit kleinstmöglicher VENC wurden abschließend die Ergebnisse qualitativ im Hinblick auf das Auflösungsvermögen der Messmethode PC-MRA interpretiert.

Störung des Magnetfelds

Inhomogenitäten des Magnetfeldes beeinflussen nicht nur die Ortskodierung, sondern auch die Flusskodierung bei der PC-MRA. Um die Effekte eines inhomogenen

Magnetfeldes auf die Flussmessung zu beurteilen, wurde das Magnetfeld mit Aluminium als Vertreter eines paramagnetischen Stoffes und durch einen zusätzlichen Shim-Gradienten gestört. So sollten Erkenntnisse zu Strömungssituationen im Bereich von Gefäßprothesen oder künstlichen Herzklappen gewonnen werden.

Shim Shim-Gradienten werden durch zusätzliche Spulen im MRT erzeugt, die normalerweise dafür genutzt werden, das Grundmagnetfeld B_0 der heliumgekühlten supraleitenden Spulen weiter zu homogenisieren [38]. Durch gezielte Manipulation dieser Gradienten wird das Magnetfeld über das Volumen des Kernspintomographen zunehmend inhomogen, was die Ortskodierung und Phasenkodierung beeinflussen sollte. Hier wurden Messungen mit verschiedenen Shim-Gradienten zwischen 200 (leicht gestörtes Magnetfeld) und 300 (stark gestörtes Magnetfeld) mit Messungen ohne Veränderung des Gradienten anhand dreier, stromabwärts der Mündung des Jets gelegener Schichten verglichen.

Aluminium Um die im vorherigen Versuch gewonnenen Ergebnisse mit realitätsnäheren Situationen wie zum Beispiel der Magnetfeldstörung durch Herzklappenprothesen vergleichen zu können, wurde hier das Magnetfeld durch paramagnetisches Metall (hier: Aluminium) gestört. Paramagnetisch sind Stoffe dann, wenn ihre innere Magnetisierung einer äußeren folgt und sie verstärkt [41]. Dadurch wird das Magnetfeld inhomogen und die Dephasierung der Spins wird beschleunigt – die $T2^*$ -Zeit wird verkürzt [38]. In gleichem Maße wie die Gradienten zur Ortskodierung werden auch die Gradienten zur Flusskodierung gestört, was in diesem Versuch durch Auflegen mehrerer Lagen Aluminiumfolie auf das Flussphantom mit dem kleinen Rohr als Einsatz modelliert wurde. Abbildung 3.12 zeigt hierbei den Versuchsaufbau anhand der Magnitudenmessung mit aufgelegter Aluminiumfolie, die hier als schwarzer Balken dargestellt ist. Zur Beurteilung der Effekte wurden die Messungen mit und ohne Aluminium als Störvariable in drei Schichten ($Z = 90, 100$ und 110) verglichen.

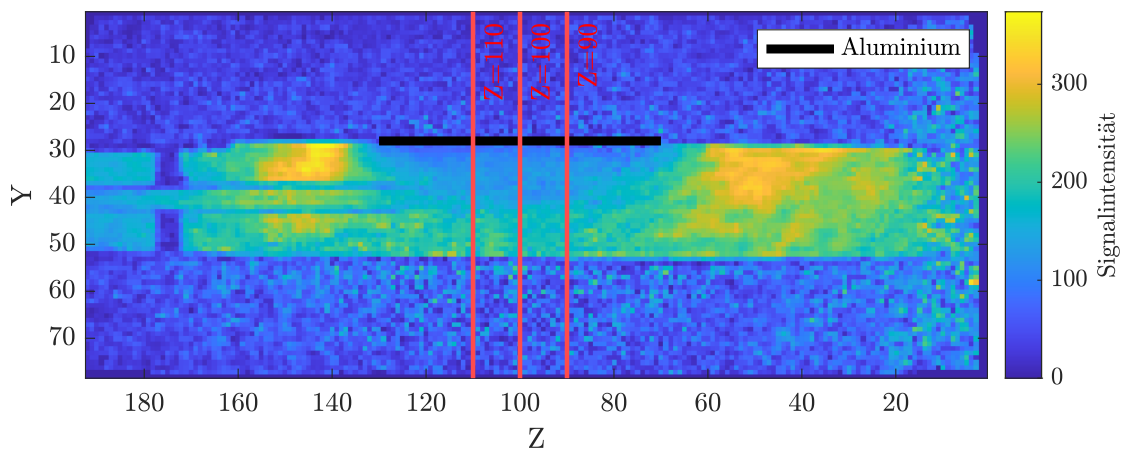


Abbildung 3.12: Magnitudenbild des Versuchsaufbaus mit Magnetfeldstörung durch Aluminiumfolie; Fluss $300 \frac{l}{h}$ ohne Geschwindigkeitskodierung, Y und Z in 2 mm. Ein-gezeichnet sind die Querschnitte $Z = 90, 100$ und 110 , an denen die Auswertung der Messungen stattfand. Damit waren über den mittleren Bereich des durch Aluminiumfolie gestörten Magnetfelds Messungen mit unterschiedlichem Abstand zum Austritt des Jets möglich.

Kapitel 4

Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Versuche entsprechend der Reihenfolge der Versuche vorgestellt. Hierbei muss beachtet werden, dass alle Messergebnisse für die in Abschnitt 2.2.5 angesprochenen Effekte anfällig sind. Diese Effekte können die Signalqualität und somit auch die Qualität der Messergebnisse beeinflussen.

4.1 Übergang einer laminaren Strömung in eine turbulente

Bei den Ergebnissen dieser Versuche war von Interesse, ob anhand der Messdaten eine Unterscheidung zwischen laminarer und turbulenter Strömung möglich ist, um die Validität der Messergebnisse besser einschätzen zu können. Messungen mit Flüssen von $I \leq 300 \frac{l}{h}$ können als laminar angenommen werden; die Messungen mit größeren Flüssen als turbulent.

4.1.1 Verschiedene Ansätze zur Charakterisierung des Übergangs einer laminaren Strömung in eine turbulente

Homogenität der Geschwindigkeitsvektoren

Zur Auswertung der Homogenität der Geschwindigkeitsvektoren wurden, wie in Abschnitt 3.2.1 beschrieben, die absoluten Geschwindigkeitsdifferenzen der Geschwindigkeitsvektoren in Flussrichtung bestimmt und über alle Differenzen gemittelt. In Abbildung 4.1a wurde aus den gemittelten fünf hintereinander stattgefundenen Messungen die Mittelwerte mit Standardabweichung aufgetragen. Es zeigt sich ein stetiger Anstieg der Geschwindigkeitsdifferenzen mit Zunahme der Flussgeschwin-

digkeit. Die Steigung ist dabei über den gesamten Messbereich ähnlich und zeigt keine Unterschiede zwischen den Messungen mit Volumenströmen $I \leq 300 \frac{l}{h}$ und $I > 300 \frac{l}{h}$. Da es sich um eine absolute Differenz der Flussgeschwindigkeiten handelt, ist es mathematisch logisch, dass bei größerer Flussgeschwindigkeit und konstanter relativer Geschwindigkeitsdifferenz die absoluten Geschwindigkeitsdifferenzen ansteigen. Aus diesem Grund wurden die Daten normalisiert durch

$$m_{D\text{norm}} = \frac{m_D \cdot 100}{I}. \quad (4.1)$$

Die Stromstärke I wurde in $[\frac{l}{h}]$ angegeben. Unter den normalisierten Geschwindigkeitsdifferenzen zeigt sich, dass im laminaren Bereich bis $300 \frac{l}{h}$ ein eher linearer Anstieg der Geschwindigkeitsdifferenzen mit steigender Flussgeschwindigkeit vorherrscht, während die Steigerung im turbulenten Bereich bei Stromstärken von $I > 300 \frac{l}{h}$ eher quadratisch scheint. Dies entspricht den in Abbildung 2.20 vorgestellten Grundlagen des laminar-turbulenten Übergangs. Die Standardabweichung steigt im turbulenten Bereich deutlich an.

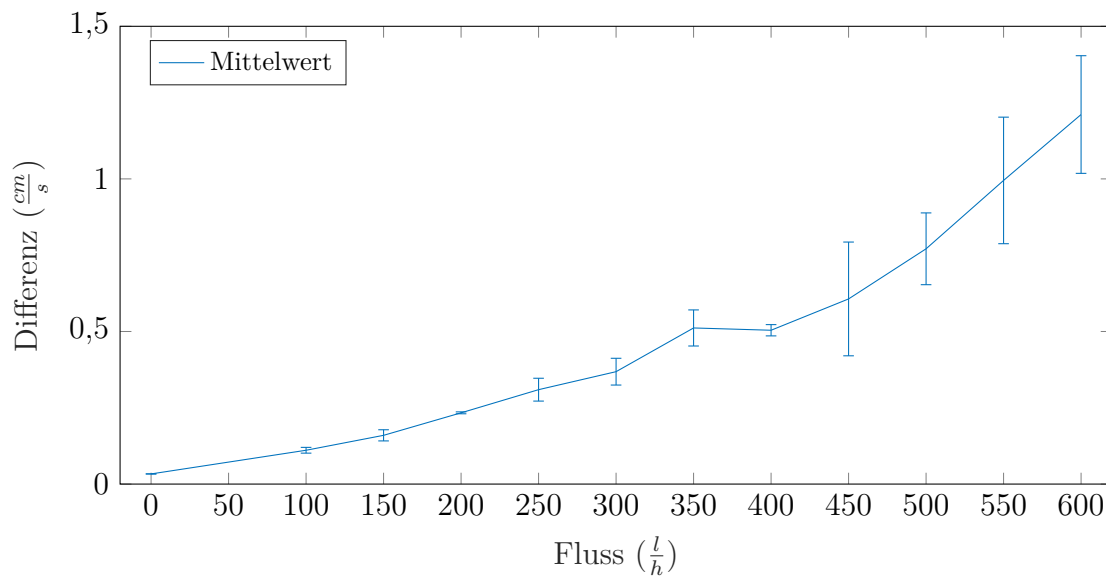
Skalarprodukt der Vektoren \vec{u}_Z und \vec{u}_{Z+1}

In Versuch 3.2.1 wurden entlang der Flussrichtung hintereinander liegende Vektoren unter anderem anhand des Skalarproduktes verglichen. Aus den fünf Messungen wurde der Mittelwert gebildet und mit der Standardabweichung des Mittelwerts in Abbildung 4.2a aufgetragen. Zur Abschätzung der relativen Auswirkung wurde der quadratische Einfluss der Flussgeschwindigkeit durch Berechnung einer normalisierten Kurve durch

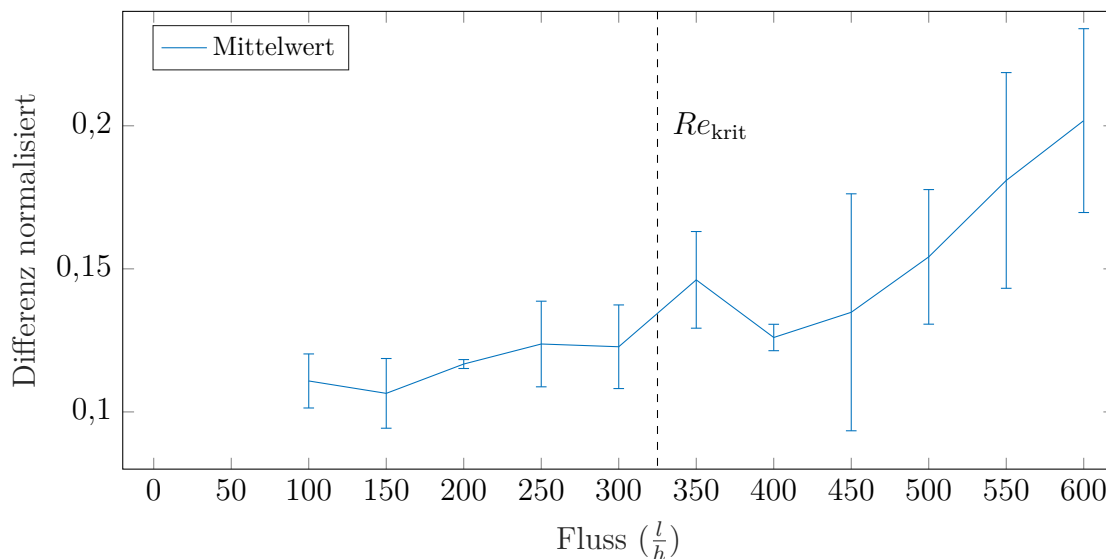
$$m_{S\text{norm}} = \frac{m_S \cdot 100^2}{I^2} \quad (4.2)$$

kompensiert. Die normalisierten Werte hängen nun lediglich von einer über die Zunahme der Flussgeschwindigkeit hinausgehenden Längenzunahme der Vektoren ab, wie das durch turbulente Querströmungen der Fall sein könnte, und vom Kosinus des eingeschlossenen Winkels.

In der Abbildung 4.2a kann ein stetiger, parabelförmiger Anstieg beobachtet werden. In der normalisierten Darstellung in Abbildung 4.2b zeigt sich zunächst eine Abnahme der Skalarprodukte über den laminaren Bereich bis $300 \frac{l}{h}$ mit einer erneuten leichten Zunahme über die turbulenten Messungen. Die deutlich größere Standardabweichung bei $450 \frac{l}{h}$ zeigt sich bei allen angewandten Charakterisierungsmethoden und könnte durch eine Fehlmessung zu erklären sein. Eine eindeutige Unterschei-



(a) Mittelwerte der fünf Messungen der gemittelten absoluten Geschwindigkeitsdifferenzen der Vektoren u_z und u_{z+1} mit Standardabweichung der Messwerte.



(b) Mittelwerte der normalisierten absolute Differenz der Vektoren u_z und u_{z+1} mit Standardabweichung der Messwerte.

Abbildung 4.1: Ergebnisse der Charakterisierung durch Berechnung der absoluten Geschwindigkeitsdifferenzen zwischen in Flussrichtung hintereinander liegenden Geschwindigkeitsvektoren. Nach Normalisierung der berechneten Differenzen (siehe 4.1b) ist immer noch eine Steigerung der Geschwindigkeitsdifferenzen zu erkennen. Während im laminaren Bereich bis $300 \frac{l}{h}$ ein relativ flacher, eher linearer Anstieg der normierten Geschwindigkeitsdifferenzen zu sehen ist, scheint die Zunahme im turbulenten Bereich ab $350 \frac{l}{h}$ quadratisch. Dies deckt sich mit den theoretischen Vorhersagen zum Übergang einer laminaren Strömung in eine turbulente (siehe Abbildung 2.20).

zung zwischen den Messungen aus laminaren und turbulenten Strömungen ist allein durch visuelle Auswertung der Ergebnisse nicht möglich.

Vektorprodukt der Vektoren \vec{u}_Z und \vec{u}_{Z+1}

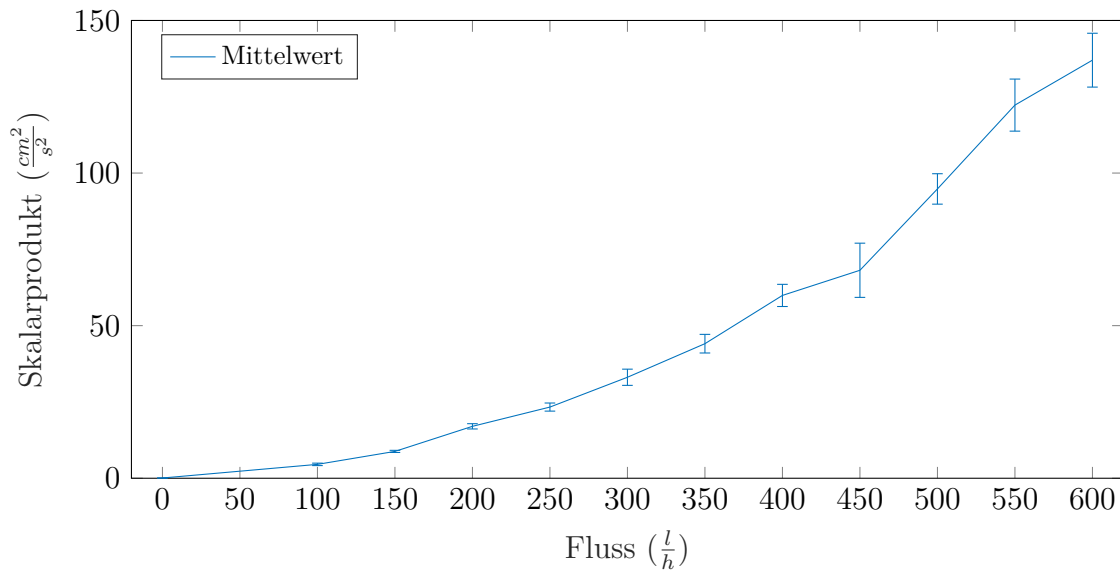
Auch bei der Darstellung der Ergebnisse des Vektorproduktes wurde der quadratisch wirkende Einfluss der Geschwindigkeitszunahme durch Normalisierung mit Gleichung 4.2 kompensiert. Die Auftragung der Durchschnittswerte der fünf Messungen pro Flussgeschwindigkeit mit Standardabweichung und die Normierung der Mittelwerte sind in Abbildung 4.3 zu sehen. Die in Abbildung 4.3a dargestellten Mittelwerte zeigen einen parabelförmigen Verlauf, der dem quadratischen Einfluss der Geschwindigkeitszunahme Rechnung trägt. In der normalisierten Darstellung sind ist ein deutlicher, beinahe stetiger Anstieg der berechneten Mittelwerte zu sehen. Die Mittelwerte aus dem laminaren Bereich der Messungen sind im Schnitt niedriger als diejenigen der Messungen im turbulenten Bereich. Die Zunahme scheint jedoch eher linear als eindeutig dem Vorhandensein von Turbulenz zuordenbar.

Kosinus zwischen den Vektoren u_Z und u_{Z+1}

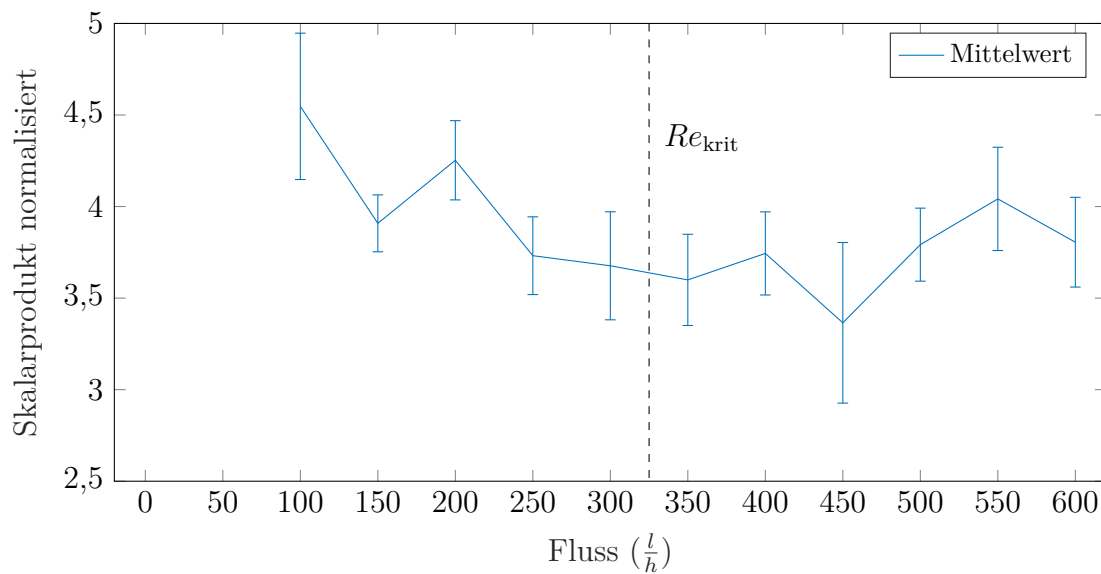
In Abbildung 4.4 sind die Mittelwerte der Kosinus zwischen den in Flussrichtung hintereinander liegenden Vektoren aus den fünf repetitiven Messungen mit Standardabweichung aufgetragen. Da diese Winkel von der Vektorlänge unabhängig sind, ist hier keine Normalisierung für die Interpretation notwendig. Die Mittelwerte der Kosinus zeigen bei Flüssen von $100 \frac{l}{h}$ – $600 \frac{l}{h}$ eine Abnahme mit einem Knick bei Flüssen von $350 \frac{l}{h}$. Die Mittelwerte aus Messungen im laminaren Bereich sind deutlich größer als diejenigen aus dem turbulenten Bereich, wo die Reynolds-Zahlen über der kritischen Reynolds-Zahl Re_{krit} lagen. Dies spricht für einen geradlinigen Strömungsverlauf mit kleinen Winkeln zwischen den Vektoren in Flussrichtung bei den Messungen im laminaren Bereich. Im turbulenten Bereich waren die Kosinus tendenziell kleiner und damit die Winkel größer, was auf weniger geradlinige Strömungen hindeutet.

Übersicht der Ergebnisse der statistischen Auswertung der Charakterisierungsansätze

Die vier verschiedenen Charakterisierungsansätze zur Betrachtung der Geschwindigkeitsdifferenzen, der Skalarprodukte, der Vektorprodukte und der Kosinus zwischen hintereinanderliegenden Vektoren wurden statistisch untersucht. Durch Berechnung

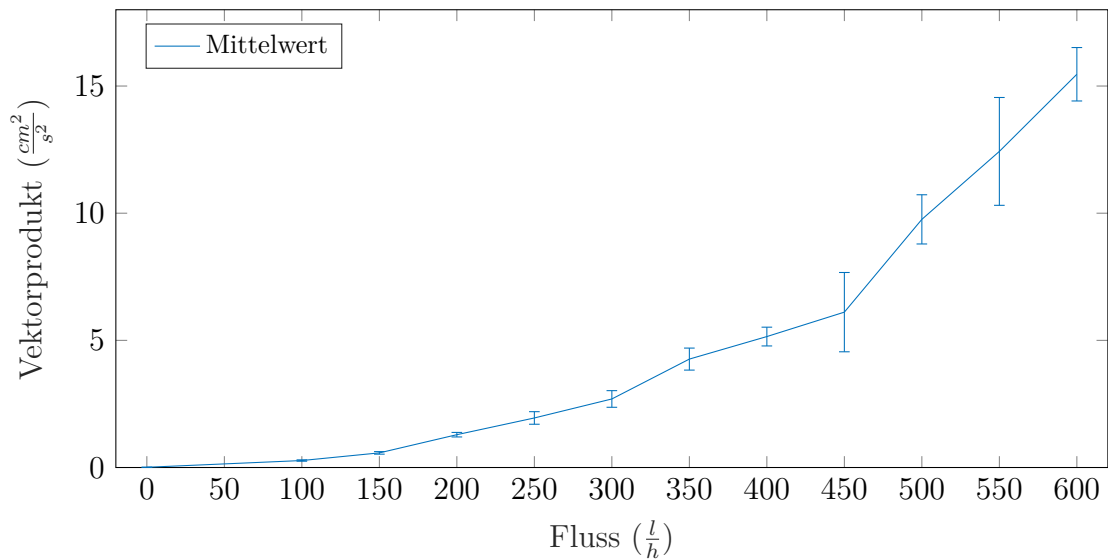


(a) Mittelwerte der fünf Messungen der gemittelten Skalarprodukte der Vektoren u_Z und u_{Z+1} mit Standardabweichung der Messwerte.

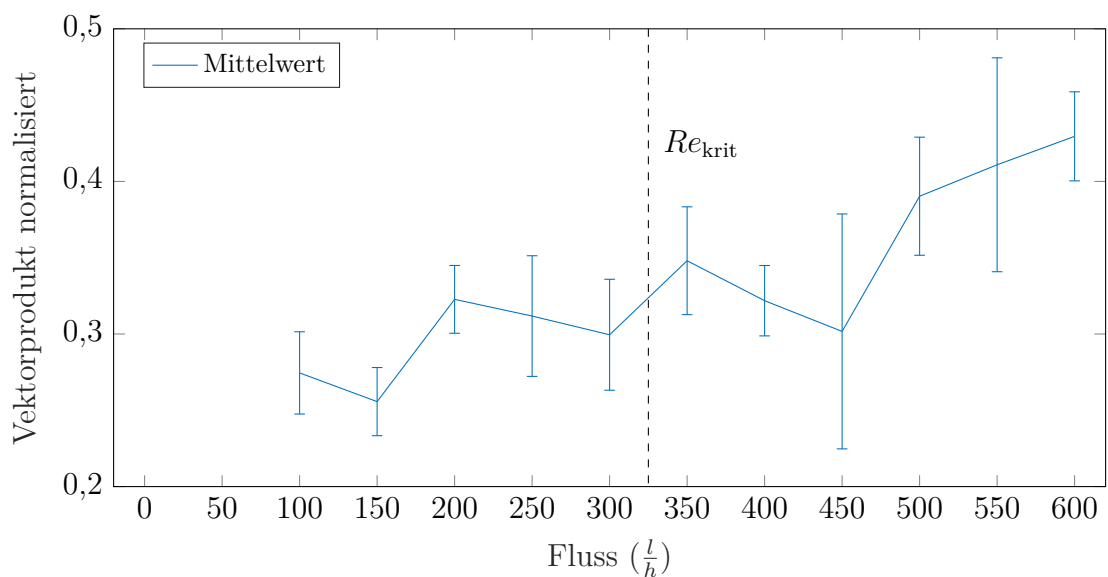


(b) Mittelwerte der normalisierten gemittelten Skalarprodukte der Vektoren u_Z und u_{Z+1} .

Abbildung 4.2: Ergebnisse der Charakterisierung durch Berechnung des Skalarprodukts. Während die nicht-normalisierten berechneten Skalarprodukte einen parabelförmigen Anstieg zeigen, ist in den normalisierten Daten eher ein Abfall im laminaren Bereich mit erneuter Zunahme im turbulenten Bereich oberhalb der kritischen Reynolds-Zahl zu sehen. Eine eindeutige Unterscheidung zwischen den Datensätzen aus laminaren und turbulenten Messungen ist durch visuelle Auswertung der Ergebnisse nicht möglich.



(a) Mittelwerte der fünf Messungen der gemittelten Vektorprodukte der Vektoren u_Z und u_{Z+1} mit Standardabweichung der Messwerte.



(b) Mittelwerte der normalisierten gemittelten Vektorprodukte der Vektoren u_Z und u_{Z+1} .

Abbildung 4.3: Ergebnisse der Charakterisierung durch Berechnung des Vektorprodukts. Abbildung 4.3a zeigt einen parabelförmige Zunahme der gemittelten Vektorprodukte. Nach Normalisierung ist in Abbildung 4.3b ein eher linearer Anstieg zu sehen, wobei die gemittelten und normalisierten Vektorprodukte aus den laminaren Messungen niedriger sind als diejenigen aus den turbulenten Messungen. Bei $450 \frac{l}{h}$ ist die Standardabweichung wie bei den anderen Charakterisierungsmethoden größer als bei den anderen Volumenstromstärken, was den Verdacht einer Fehlmessung nahelegt. Die Zunahme der gemittelten Vektorprodukte ist beinahe stetig und lässt keinen Sprung zwischen den laminaren und den turbulenten Messungen erkennen.

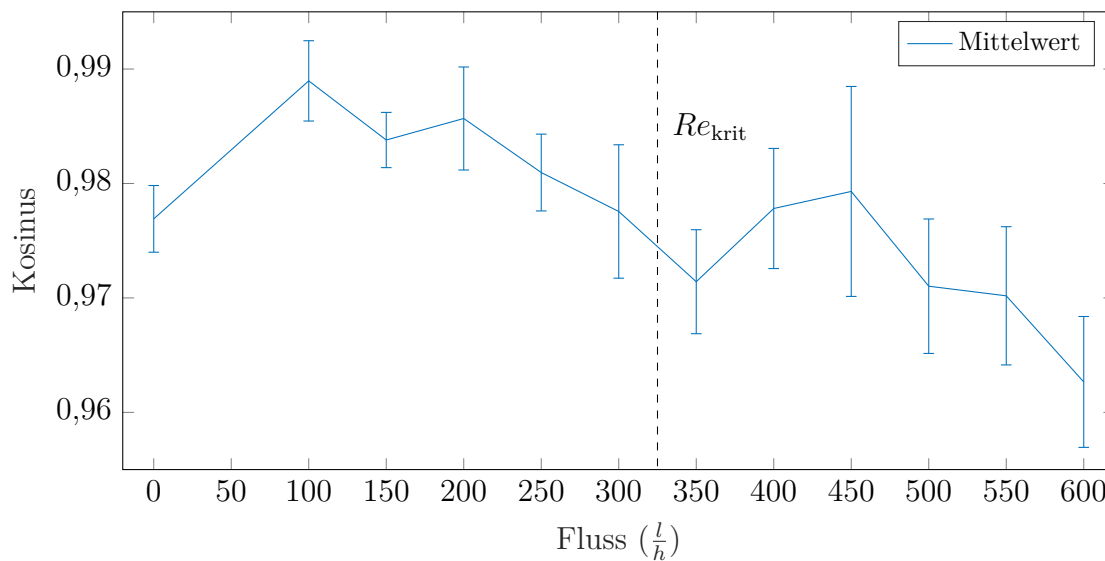


Abbildung 4.4: Mittelwerte der fünf Messungen der gemittelten Kosinus zwischen den Vektoren u_z und u_{z+1} mit Standardabweichung der Messwerte. Da bei diesem Charakterisierungsansatz lediglich die Winkel zwischen den in Flussrichtung hintereinander liegenden Vektoren betrachtet wurden, bedarf dieser Datensatz keiner Normalisierung durch die Flussgeschwindigkeit. Unter Vernachlässigung der Messergebnisse ohne Fluss, ist hier ein deutlicher Abfall des Kosinus und eine damit einhergehende Vergrößerung der Winkel zwischen den hintereinander liegenden Vektoren sichtbar. Im Bereich zwischen 400 und 450 $\frac{l}{h}$ steigen die gemittelten Kosinus jedoch wieder an, was entgegen der Annahme der turbulenten Strömung einen geradlinigeren Fluss in diesem Bereich beschreibt. Allerdings legen die Ergebnisse bei 450 $\frac{l}{h}$ den Verdacht einer Fehlmessung nahe. Die Datensätze aus laminaren Messungen zeigen im Schnitt größere Kosinus als die Messungen im turbulenten Bereich.

Tabelle 4.1: Ergebnisse der nach Pearson berechneten Korrelationskoeffizienten ρ_K zu den verschiedenen Charakterisierungsansätzen. Die Korrelationskoeffizienten wurden einmal für die Mittelwerte aus den fünf Messungen und zusätzlich für jede Einzelmessung berechnet. Die stärksten Korrelationen zeigen die Charakterisierungsansätze über die Kosinus und die Geschwindigkeitsdifferenzen zwischen den Vektoren. Die schwächste Korrelation weisen die gemittelten Skalarprodukte auf, was auch in Abbildung 4.2b zu sehen ist.

Messung	Differenz	Skalarprodukt	Vektorprodukt	Kosinus
Mittelwert	0,8943	-0,4870	0,8659	-0,9031
1	0,4853	-0,7012	0,5790	-0,7560
2	0,8050	-0,3702	0,7900	-0,8389
3	0,8618	-0,1802	0,8038	-0,8327
4	0,8016	-0,1437	0,7663	-0,7920
5	0,6946	-0,5094	0,6434	-0,6862

der Korrelationskoeffizienten nach Pearson (siehe Tab. 4.1) wurden die Charakterisierungsansätze auf lineare Korrelationen mit Zunahme der Flussgeschwindigkeit hin geprüft. Es wurden die Messungen für Stromstärken von $100 \frac{l}{h} - 600 \frac{l}{h}$ unter Vernachlässigung der Messungen ohne Fluss betrachtet, da durch die Normalisierung der Messdaten (siehe Gleichung 4.1 und 4.2) die Messergebnisse bei Flüssen von 0 wegfallen. Für die Differenzen zwischen den Geschwindigkeitsvektoren und deren Vektorprodukte zeigen sich für die gemittelten Daten positive Korrelationen mit Werten nahe +0,9. Die Korrelationen der Einzelmessungen sind niedriger mit Ausreißern nach unten für die erste und fünfte Messung. Die Skalarprodukte und Kosinus der Vektoren zeigen negative Korrelationen. Die Korrelation der Skalarprodukte mit der Zunahme der Flussgeschwindigkeit hat mit ca. $-0,5$ die schwächste Korrelation aller Charakterisierungsansätze; die Kosinus zeigen mit ca. $-0,9$ die stärkste und auch definitionsgemäß eine starke lineare Korrelation.

Darüber hinaus wurden die Messungen in eine laminare und eine turbulente Kohorte unterteilt. Laminar waren diejenigen Messungen, deren Reynolds-Zahlen unterhalb der kritischen Reynolds-Zahl von $Re_{krit} = 2300$ lagen (siehe Tab. 3.3; Messungen mit Flüssen von $100 - 300 \frac{l}{h}$). Turbulent waren die Messungen mit größeren Reynolds-Zahlen (Messungen mit Flüssen von $350 - 600 \frac{l}{h}$). Die kritische Reynolds-Zahl ist in den Plots der Messdaten als gestrichelte Linie eingezeichnet, die die Messreihen in laminare und turbulente Untergruppen unterteilt (siehe Abbildungen 4.1b, 4.2b, 4.3b und 4.4). Für beide Gruppen wurden sowohl die fünf Einzelmessungen, als auch die kompletten Messdaten der Gruppen gegeneinander durch Anwendung eines unabhängigen Zweistichproben t-Tests auf signifikante

Tabelle 4.2: Übersicht der Ergebnisse der unabhängigen Zweistichproben t-Tests. Hierfür wurden die Messreihen in laminare und turbulente Messungen unterteilt. Laminare Messungen waren diejenigen mit Reynolds-Zahlen unterhalb der kritischen Reynolds-Zahl Re_{krit} mit Flüssen von $100 - 300 \frac{l}{h}$. Turbulent waren die Messungen mit Reynolds-Zahlen größer Re_{krit} mit Flüssen von $350 - 600 \frac{l}{h}$. Der unabhängige Zweistichproben t-Test wurde nun zur Gegenüberstellung der laminaren und turbulenten Messungen verwendet. Es wurden sowohl die Einzelmessungen, also auch die Gesamtheit der fünf Wiederholungen für jeden Charakterisierungsansatz auf statistisch signifikante Unterschiede hin getestet.

Messung	Differenz		Skalarprodukt		Vektorprodukt		Kosinus	
	H	p-Wert	H	p-Wert	H	p-Wert	H	p-Wert
Alle	1	2,86E-6	1	0,0047	1	6,40E-6	1	1,67E-7
1	0	0,1034	1	0,0260	0	0,1055	1	0,0082
2	1	0,0435	0	0,4046	1	0,0261	1	0,0467
3	1	0,0235	0	0,3564	1	0,0435	1	0,0247
4	1	0,0476	0	0,4950	0	0,0530	1	0,0219
5	0	0,0769	0	0,2222	0	0,1075	0	0,0644

Unterschiede hin getestet. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ festgelegt. Für $p < \alpha$ wurde die Nullhypothese, dass kein Unterschied zwischen den laminaren und turbulenten Messungen besteht, abgelehnt. Die Ergebnisse der Tests sind in Tabelle 4.2 aufgetragen. Für alle gemittelten Daten wurde die Nullhypothese abgelehnt, jedoch mit deutlich unterschiedlichen Signifikanzniveaus. Wie schon bei den Untersuchungen zur Korrelation zeigen die gemittelten Messwerte des Skalarprodukts die geringsten, wenn auch deutlich signifikanten Unterschiede zwischen den Daten aus laminaren und turbulenten Messungen. Von den Einzelmessungen erreicht nur die erste Messung ein Signifikanzniveau von unter 5%. Bei allen anderen Messungen wurde die Nullhypothese deutlich akzeptiert. Bei den anderen Charakterisierungsansätzen, insbesondere bei den Kosinus zwischen hintereinanderliegenden Vektoren waren hochsignifikante Unterschiede feststellbar. Lediglich die fünfte Einzelmessung verfehlte das festgelegte Signifikanzniveau knapp. Die Betrachtung der Geschwindigkeitsmessungen erreichte das geforderte Signifikanzniveau bei drei von fünf Messungen; die berechneten Vektorprodukte bei zwei von fünf Messungen. Insgesamt zeigte sich, dass die gemittelten Messwerte sehr viel größere Signifikanzniveaus erreichen als die Einzelmessungen.

4.1.2 Abflachung des Strömungsprofils

Den Charakteristika von laminaren und turbulenten Strömungen nach sollten laminare Strömungen ein parabelförmiges Flussprofil ausbilden und turbulente Strömungen eine Grundströmung mit überlagerter stochastisch schwankender Strömung, an die sich zur Wand des Rohres hin eine Grenzschicht anschließt. Dieses Phänomen sollte als Möglichkeit zur Unterscheidung zwischen laminaren und turbulenten Strömungen bewertet werden.

Zur Auswertung der Versuche wurden die Messwerte der fünf hintereinander durchgeführten Messungen arithmetisch gemittelt und grafisch aufgetragen.

Die Abbildungen 4.5a bis 4.5d zeigen exemplarisch zwei gemittelte Flussprofile der Messungen im laminaren Bereich mit Flüssen von $100 \frac{l}{h}$ und $150 \frac{l}{h}$ und zwei Messungen aus dem turbulenten Bereich mit Flüssen von $450 \frac{l}{h}$ und $500 \frac{l}{h}$.

In Abbildung 4.5a ist für die gemittelten Flussgeschwindigkeiten bei $100 \frac{l}{h}$ ein eindeutig parabelförmiges Strömungsprofil zu sehen. Bei zunehmender Flussgeschwindigkeit wird der Geschwindigkeitsanstieg am Rand der Strömung steiler und das Flussprofil flacher. Deutlich ist dies ab Flüssen von $400 \frac{l}{h}$ mit einem Übergangsbereich dazwischen zu sehen. Demnach decken sich diese Beobachtungen mit der Theorie zu laminaren und turbulenten Strömungen und die PC-MRA ist in der Lage, diese Veränderungen aufzulösen.

Die dargestellten Querschnitte stammen aus der Schicht $Z = 15$, die sich am stromabwärts gelegenen Ende des Rohres befindet. Beim Übergang des zuführenden Schlauches in das Flussphantom besteht eine Vergrößerung des Durchmessers, was eine Verlangsamung der Strömung und einen Druckabfall zur Folge hat. Bei laminaren Strömungen stellt sich nun erst im Verlauf von 30 - 70 Rohrdurchmessern wieder ein Gleichgewicht ein [3, S. 516 f.], was beim vorliegenden Flussphantom einer Entfernung vom Einstrom von mindestens 150 cm entspräche. Das Flussphantom ist jedoch nur 81 cm lang. Demnach ist auch beim vorliegenden Flussphantom nicht mit einer vollkommen gleichmäßigen Strömung zu rechnen – eher jedoch im Bereich des stromabwärts gelegenen Abschnitts des Rohres. Ganz am Ende zeigt die Strömung, analog zum Einstrom mit Rohrerweiterung, Charakteristika der Rohrverengung, wo sich die Strömung im Bereich der Verengung von der Rohrwand ablöst.

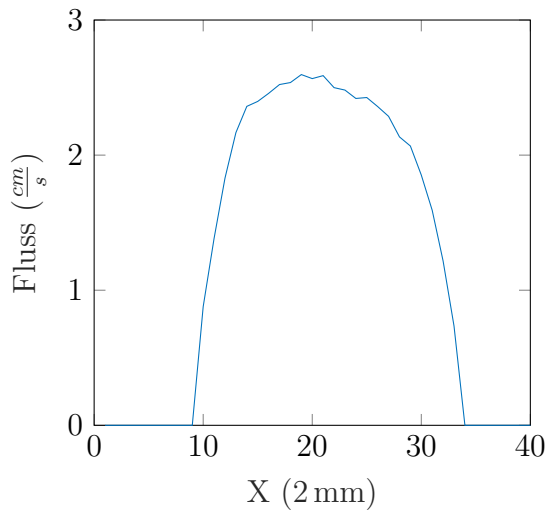
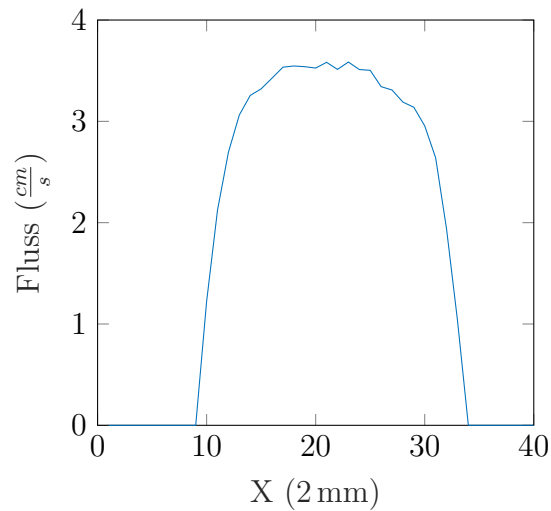
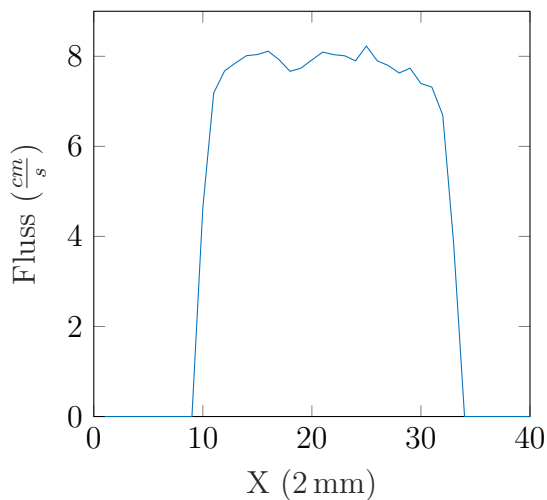
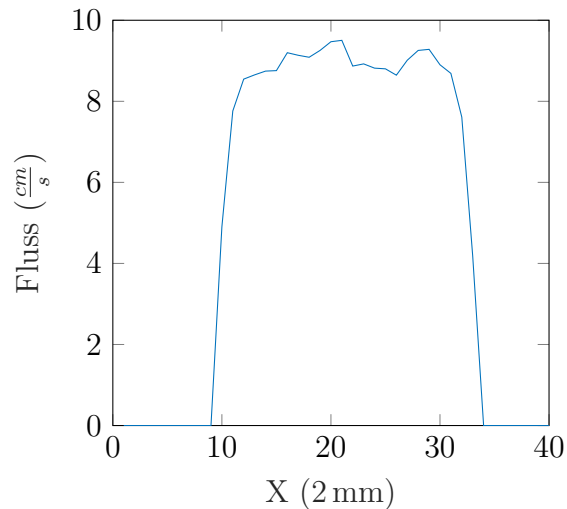
(a) Mittleres Flussprofil $100 \frac{l}{h}$ Schicht $Z=15$ (b) Mittleres Flussprofil $150 \frac{l}{h}$ Schicht $Z=15$ (c) Mittleres Flussprofil $450 \frac{l}{h}$ Schicht $Z=15$ (d) Mittleres Flussprofil $500 \frac{l}{h}$ Schicht $Z=15$

Abbildung 4.5: Mittlere Flussprofile bei Flüssen von $100 \frac{l}{h}$ - $500 \frac{l}{h}$. Die beiden oberen Flussprofile 4.5a und 4.5b stammen aus Messungen im laminaren Bereich, während die unteren beiden Abbildungen 4.5c und 4.5d Flussprofile der turbulenten Strömungen zeigen. Die Flussprofile bei laminarem Fluss zeigen den erwarteten parabelförmigen Verlauf. Im turbulenten Bereich sind die Flussprofile der Theorie zu turbulenten Strömungen entsprechend stärker abgeflacht mit einer ungleichmäßigeren Grundströmung über den Querschnitt.

4.2 Signalabschwächung durch Geschwindigkeitsgradienten

Die in Abschnitt 3.2.2 beschriebene Theorie sagt für steile Geschwindigkeitsgradienten innerhalb eines Voxels Magnitudenabschwächungen bei Flussmessungen voraus. Die Versuche dazu wurden nach Art der Strömung in laminar, turbulent und hochturbulent mit Jet unterteilt, wobei die hochturbulenten Messungen eine Anwendung der Theorie zur turbulenten Strömung darstellten. Durch diese Versuche sollte ein besseres Verständnis der Effekte von Geschwindigkeitsgradienten erreicht werden und dadurch eine aussagekräftigere Interpretation der Messergebnisse abhängig von der zugrundeliegenden Strömungscharakteristik ermöglicht werden.

4.2.1 Bei laminaren Strömungen

In Abbildung 4.6 sind die Ergebnisse der drei Flussmessungen einer laminaren Strömung mit verschiedenen VENCs dargestellt. Die Flussgeschwindigkeiten wurden der Messung mit VENC $8 \frac{cm}{s}$ entnommen; dazu sind die Magnituden der jeweiligen Messungen aufgetragen. Im Vergleich der drei Messungen zeigt sich ein Abfall der Signalstärken mit Anstieg der VENC. Dies lässt sich durch die sinkende Sensitivität der Sequenzen bei zu groß gewählter VENC erklären. Dadurch ist auch der dem Flussprofil folgende Magnitudenverlauf verständlich, da Geschwindigkeiten, die nahe der gewählten VENC liegen stärkere Signale liefern. Bei der Flussmessung mit VENC $2 \frac{cm}{s}$ sind im Randbereich bei $X = 7$ und $X = 16$ symmetrische Signalabschwächungen zu sehen. Dabei muss beachtet werden, dass die Flussgeschwindigkeit bei über $2 \frac{cm}{s}$ lag und somit Phasensprünge stattfanden. In der Mitte des Rohrquerschnitts ist die Signalstärke am höchsten. Dort ist einerseits die Flussgeschwindigkeit mit $2 \frac{cm}{s}$ im für die Messung optimalen Bereich, andererseits fließt das Wasser in diesem Bereich auch über die Voxel hinweg gleichmäßig. Am Rand finden sich keine größeren Signalverluste, die auf starke Geschwindigkeitsunterschiede innerhalb der Voxel hindeuten würden.

Betrachtet man die beiden Messungen mit VENC $4 \frac{cm}{s}$ und $8 \frac{cm}{s}$, so sieht man gleichmäßigere Verläufe der Signalstärken über den Rohrquerschnitt hinweg. Bei $X = 6$ sind auch bei VENC $4 \frac{cm}{s}$ Signalabschwächungen zu sehen. Die Messung mit VENC $8 \frac{cm}{s}$ zeigt beinahe identische Verläufe von Signalstärke und Flussgeschwindigkeit.

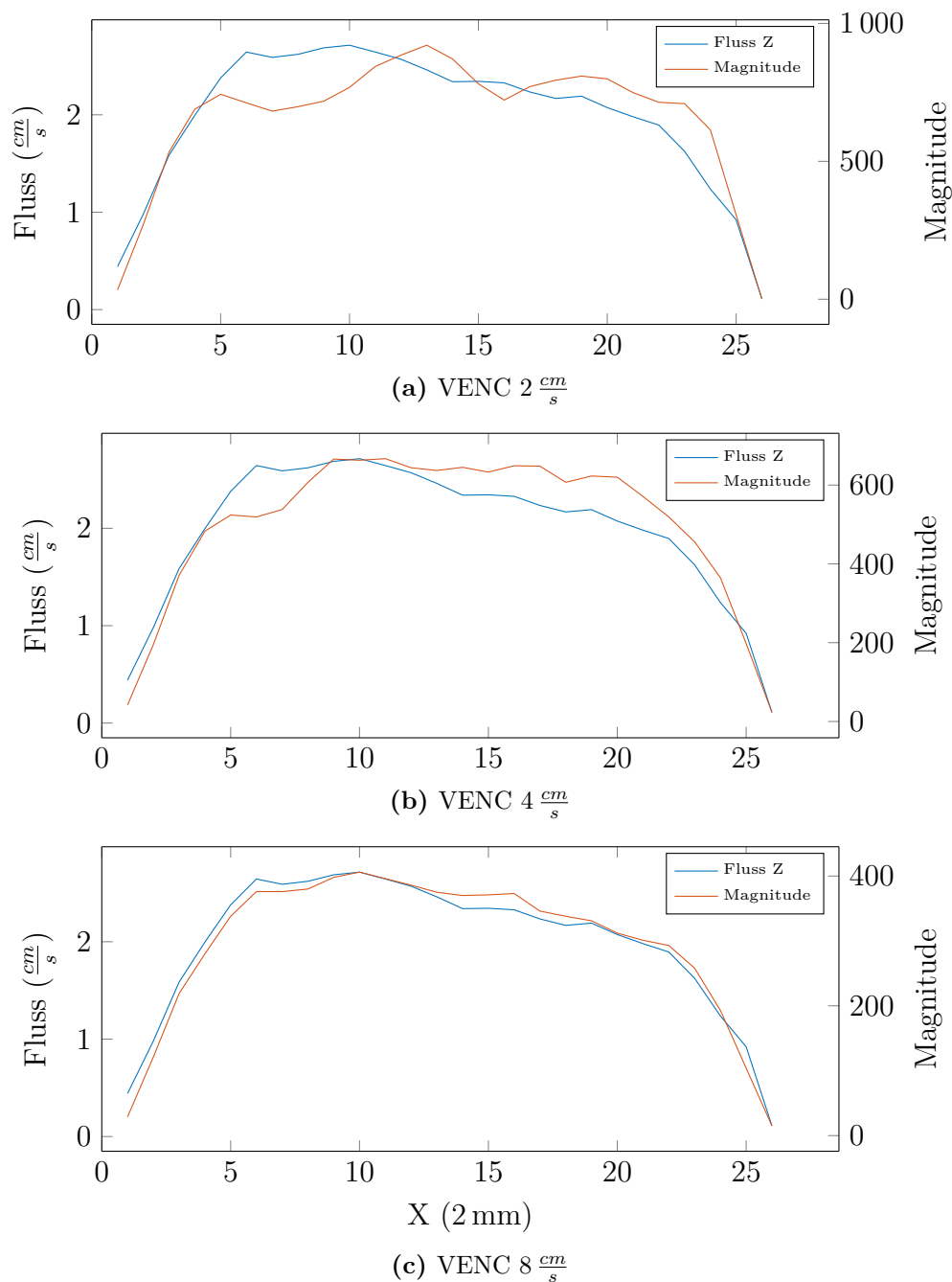


Abbildung 4.6: Signalabschwächung durch Geschwindigkeitsgradienten bei laminaren Strömungen; Flussgeschwindigkeit und Magnitude in Schicht $Z = 10$; Fluss $100 \frac{l}{h}$. Die Flussgeschwindigkeit entstammt der Messung mit VENC $8 \frac{cm}{s}$. Bei den Messungen mit VENC $2 \frac{cm}{s}$ und VENC $4 \frac{cm}{s}$ sind stärkere Magnituden in der Mitte bei $X = 13$ zu sehen; am Rand, insbesondere bei $X = 6$, zeigen sich bei den Messungen mit kleinerer VENC Signalabschwächungen. Der Magnitudenverlauf bei der Messung mit VENC $8 \frac{cm}{s}$ folgt beinahe exakt dem Geschwindigkeitsprofil.

4.2.2 Bei turbulenten Strömungen

Bei der Auswertung der Messungen zu Signalauslöschungen bei turbulenten Strömungen wurde angenommen, dass aufgrund von Geschwindigkeitsschwankungen über den gesamten Rohrquerschnitt nicht nur am Rand Signalabschwächungen auftreten können. In Abbildung 4.7 sind die Magnituden und Flussgeschwindigkeiten der Messungen mit einem Fluss von $550 \frac{l}{h}$ (bzw. mit einer mittleren Geschwindigkeit von ca. $8 \frac{cm}{s}$) aufgetragen. Die Messwerte zur Flussgeschwindigkeit stammen aus der Messung mit VENC $16 \frac{cm}{s}$, da hier die Sensitivität hoch war und noch keine Phasensprünge stattgefunden haben. In den Verläufen der Magnitudenmessungen zeigt sich, dass bei einer hohen VENC von $16 \frac{cm}{s}$ die Magnitude über den gesamten Rohrquerschnitt konstant hoch ist. Demnach herrschen innerhalb der Voxel keine Geschwindigkeitsgradienten im Bereich der VENC. Bei niedrigeren VENC (insbesondere VENC 2 und $4 \frac{cm}{s}$) zeigen sich starke Signalabschwächungen über den Rohrquerschnitt. Daraus lässt sich schließen, dass innerhalb der Voxel Spins mit Geschwindigkeitsdifferenzen im Bereich der VENC von $2 \frac{cm}{s} - 4 \frac{cm}{s}$ aufgetreten sind. Somit gibt die Magnitudenmessung bei PC-MRA mit niedriger VENC Aufschlüsse über die Amplitude der Geschwindigkeitsschwankungen von turbulenten Strömungen, die sonst nicht über eine größere und damit weniger genaue VENC messbar wäre. Auch die Phasenwerte der Flussmessungen mit niedriger VENC können dies nicht auflösen, da diese prinzipiell nicht in der Lage sind, Geschwindigkeiten, die größer als die VENC sind, eindeutig aufzuzeichnen. Außerdem kann die räumliche Auflösung durch Wahl der Voxelgröße bei diesem Verfahren sehr hoch gewählt werden. Mathematisch gesprochen gibt diese Methode Hinweise auf die Steigung, bzw. die Ableitung der Geschwindigkeitskurve.

4.2.3 Bei hochturbulenten Strömungen durch Jets

Diese Versuche fanden auf Grundlage der Theorie aus Versuch 3.2.2 statt, wonach Signalabschwächungen in den Magnitudenbildern von Flussmessungen mit kleiner VENC Geschwindigkeitsgradienten in Messungen mit höherer Geschwindigkeit auflösen können. In Abbildung 4.8 sind jeweils zwei Messungen pro Flussgeschwindigkeit mit unterschiedlicher VENC zusammengefasst, wobei das Geschwindigkeitsprofil jeweils von der Messung mit großer VENC stammt. Dazu sind die Magnituden beider Messungen dargestellt. In allen Messungen sind Signalabschwächungen im Übergangsbereich des zentralen Jets zu sehen. Hier sind die Geschwindigkeitsgradienten besonders hoch. Dadurch kommt es bei Messungen mit kleiner VENC zu

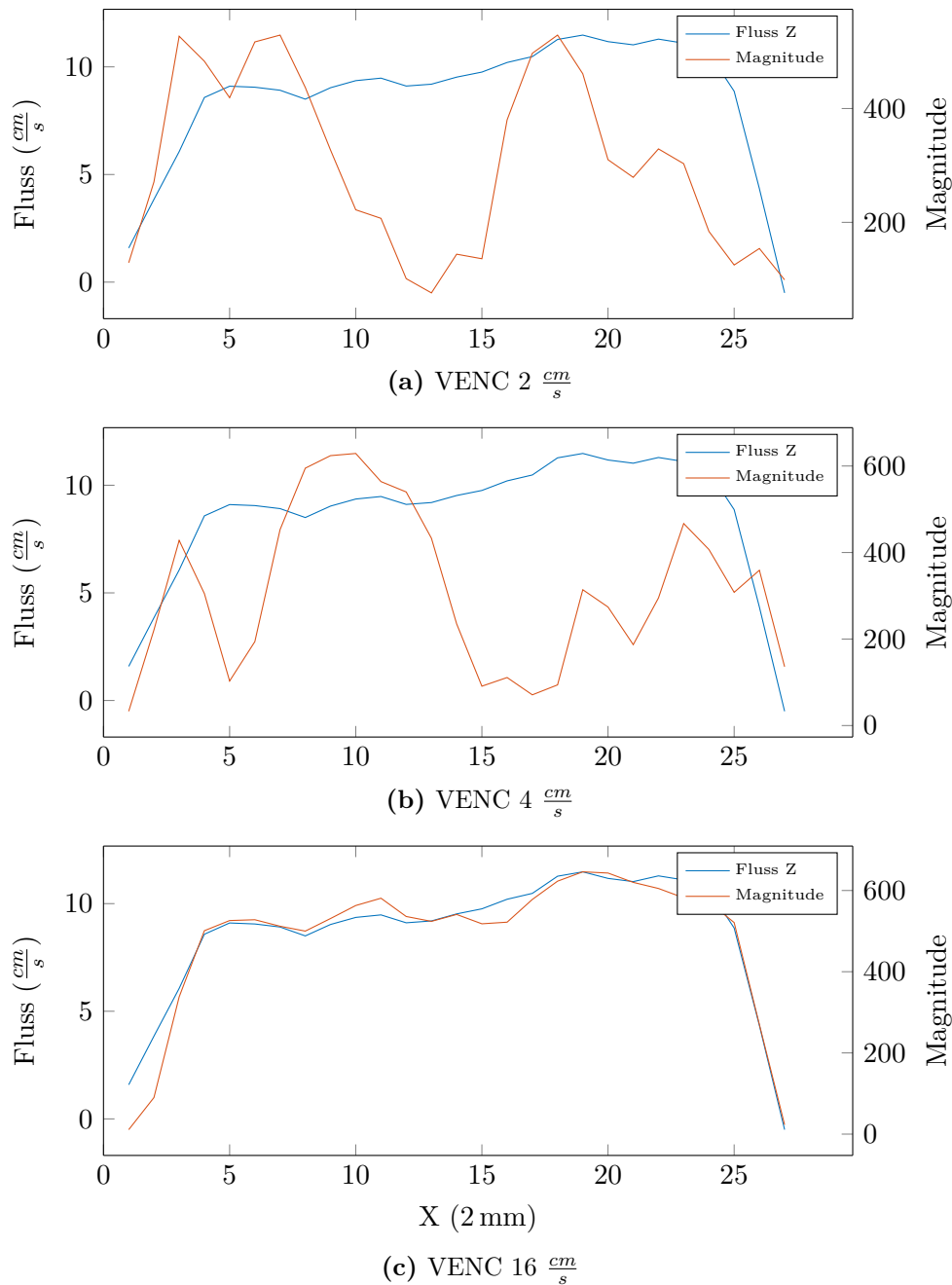


Abbildung 4.7: Signalabschwächung durch Geschwindigkeitsgradienten bei turbulenten Strömungen; Flussgeschwindigkeit und Magnitude in Schicht $Z=11$; Fluss $550 \frac{l}{h}$. Die Messung mit einer auf die Flussgeschwindigkeit angepassten VENC von $16 \frac{cm}{s}$ liefert konstant hohe Signalstärken über den Rohrquerschnitt mit einer leichteren Signalabschwächung bei $X = 2$. Die Messungen mit niedrigeren VENC von 2 und $4 \frac{cm}{s}$ zeigen starke Signalabschwächungen im Verlauf des Rohrquerschnitts. Dies deutet auf durch Turbulenz hervorgerufene Geschwindigkeitsgradienten im Bereich der gewählten VENC innerhalb der Voxel hin, die mit großer VENC nicht gemessen werden können.

destruktiver Interferenz. Innerhalb des Jets steigt das Magnitudensignal wieder an, was auf einen homogenen Fluss hindeutet. Außerhalb des Jets sind auch große Magnitudenschwankungen zu erkennen. Dies deckt sich mit den physikalischen Grundlagen eines Jets, wonach hier die umgebende Flüssigkeit mitgerissen und verwirbelt wird (siehe Abschnitt 2.3.5). Das Magnitudensignal der Flussmessung mit großer VENC verläuft ähnlich wie die Flussmessung. Hier ist das Signal umso stärker, je näher die Flussgeschwindigkeit in den Voxeln an der VENC liegt. Die Magnitudenmessung mit kleiner VENC ist also in der Lage, Geschwindigkeitsgradienten über den gesamten Rohrquerschnitt sehr sensitiv nachzuweisen, was mit einer großen VENC nicht möglich wäre.

4.3 Störfaktoren der Flussmessung

Der folgende Abschnitt fasst die Ergebnisse der Versuche zu den Auswirkungen verschiedener Störfaktoren auf die Flussmessung zusammen.

4.3.1 Phasenüberschläge

Bei diesem Versuch wurde untersucht, welche VENC am sensitivsten für die hochturbulente Strömung mit Jet ist, ohne anfällig für Phasenüberschläge zu sein und wie sich dies in der Bildqualität widerspiegelt. Abbildung 4.9 zeigt nacheinander durchgeführte Messungen mit einem Fluss von $300 \frac{l}{h}$ und einer VENC von $100 \frac{cm}{s}$ und $400 \frac{cm}{s}$. Bei der Messung mit VENC $100 \frac{cm}{s}$ entstanden deutliche Phasenüberschläge im Bereich des Rohreinsatzes; im weiteren Verlauf der Strömung konnte der Jet jedoch gut dargestellt werden. Es zeigte sich, dass eine VENC von $140 \frac{cm}{s}$ das sensitivste Bild ohne Phasenüberschläge lieferte (siehe Abb. 4.10). Im Vergleich mit der Messung mit einer VENC von $400 \frac{cm}{s}$ ist auch die höhere Auflösung des Jets zu sehen, der bis über die gesamte Messstrecke differenziert werden kann, wohingegen bei der Messung mit VENC $400 \frac{cm}{s}$ nur ein kurzer Teil mit schwachem Signal dargestellt wurde. Bemerkenswert ist weiterhin die zeitliche Auflösung, die sich in den drei repetitiven Messungen mit VENC $140 \frac{cm}{s}$ anhand der Veränderung des Jets zeigt. Die Messdauer lag bei diesen Versuchen bei unter zwei Sekunden, sodass weniger stabile turbulente Fluktuationen gemessen werden konnten. Das wäre bei 3D-Messungen mit Messzeiten von über einer Minute nicht möglich.

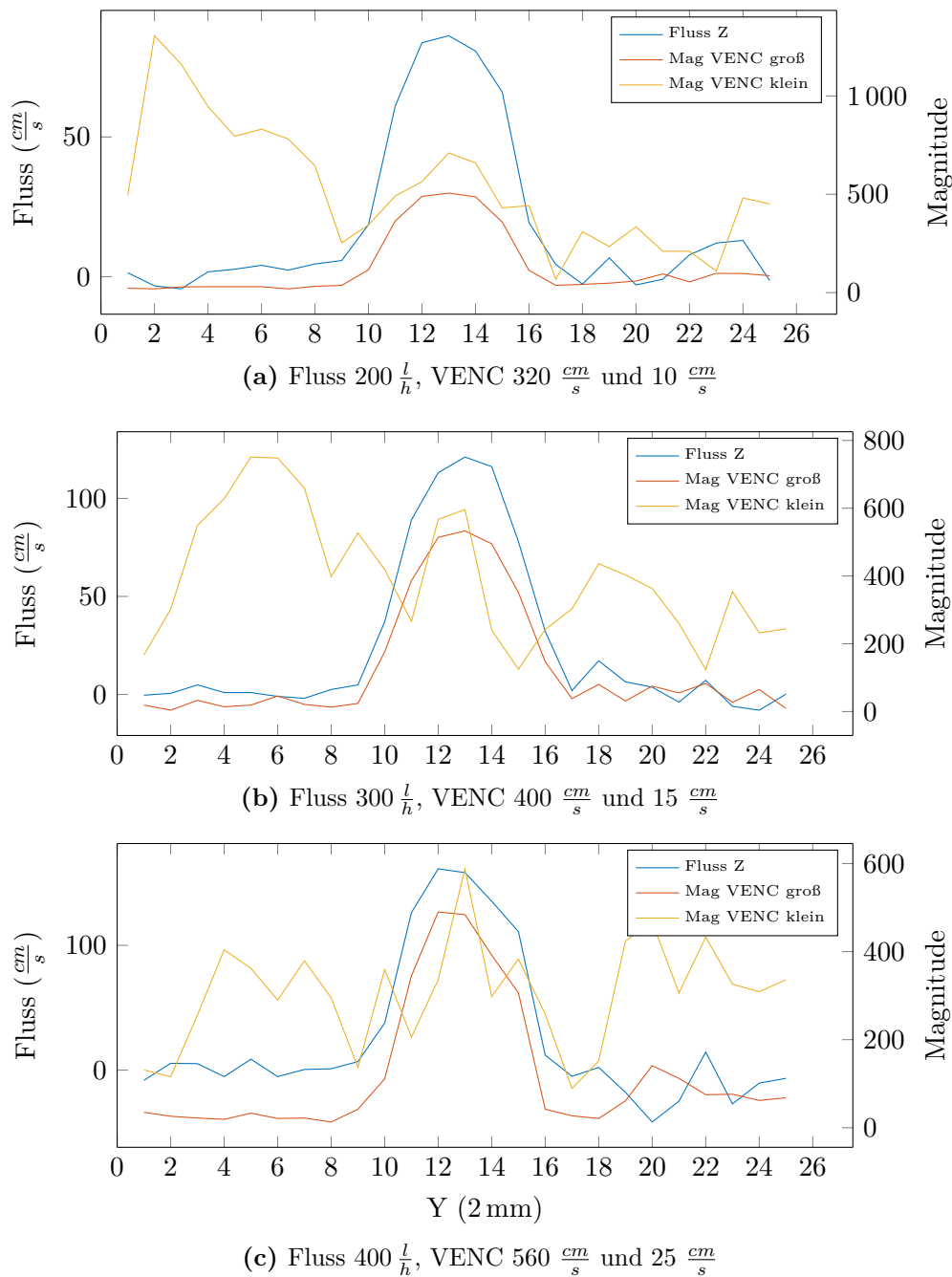


Abbildung 4.8: Signalabschwächung durch Geschwindigkeitsgradienten bei hochturbulenten Strömungen durch einen Jet; Flussgeschwindigkeit und Magnitude in Schicht $Z = 120$. Die Flussgeschwindigkeiten entstammen der Messung mit großer VENC. Die Signalstärke der Messung mit großer VENC folgt bei allen Messungen dem Verlauf des Geschwindigkeitsprofils. Die Verläufe der Signalstärken mit kleinen VENCs zeigen starke Auslöschungen im Verlauf des Rohrquerschnittes. Besonders im Bereich des Übergangs zum Jet in der Mitte des Rohres sind starke Signalabschwächungen sichtbar, aber auch im Bereich seitlich des Jets zeigen sich noch Signalabschwächungen. An diesen Stellen liegen also die Geschwindigkeitsgradienten innerhalb der Voxel im Bereich der jeweils gemessenen VENCs. Innerhalb des Jets steigen die Signalstärken wieder an, was auf einen gleichförmigeren Fluss hindeutet. Diese Geschwindigkeitsgradienten wurden durch die Messung mit für die Flussgeschwindigkeiten adäquater VENC nicht aufgelöst.

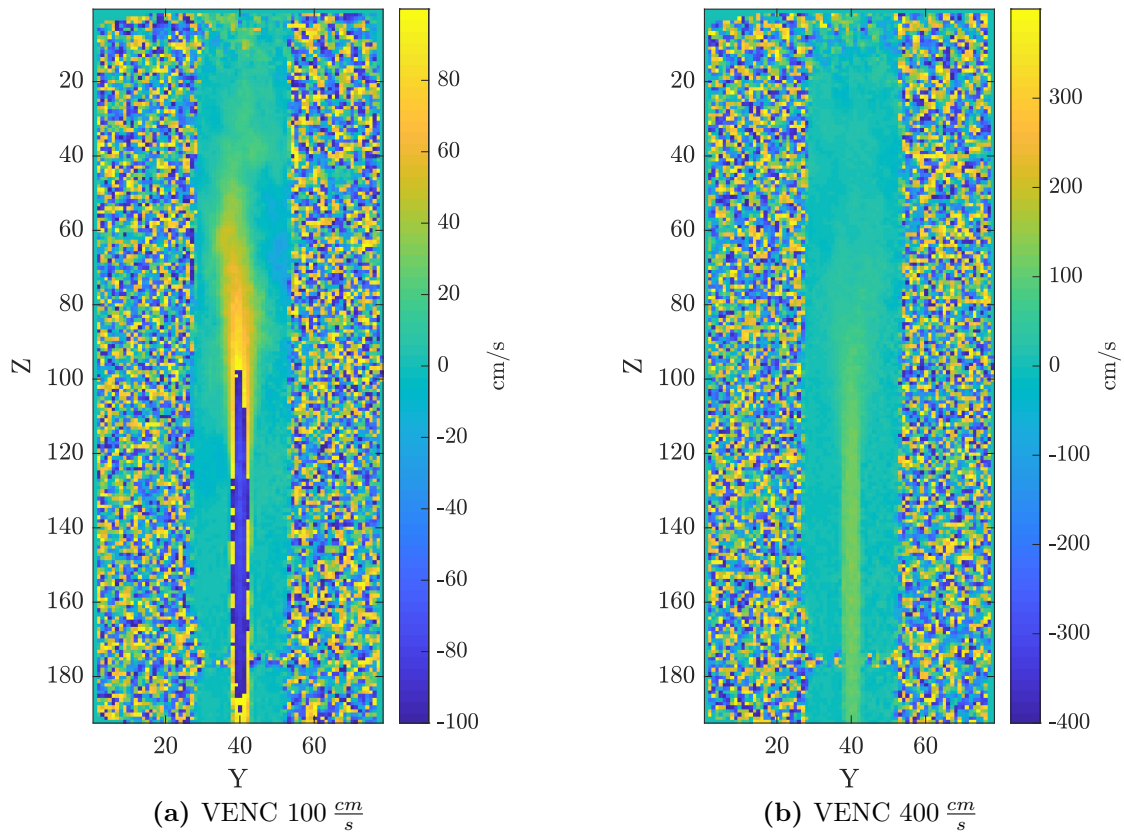


Abbildung 4.9: Flussmessungen mit einem Fluss von $300 \frac{l}{h}$ zur Beurteilung des Auflösungsvermögens bei zu kleiner und zu großer VENC. Der für die Messung mit VENC $100 \frac{cm}{s}$ in Abbildung 4.9a zu schnelle Fluss führte im Anfangsbereich des Jets zu Phasenüberschlägen. Dadurch kann dieser Teil der Daten nicht mehr zuverlässig ausgewertet werden. Weiter stromabwärts erlaubt die niedrigere VENC jedoch eine deutliche Differenzierung des Jets über die gesamte Strecke. Bei der Messung mit VENC $400 \frac{cm}{s}$ kann der Anfangsbereich gut abgegrenzt werden, doch weiter stromabwärts war die Messsequenz zu wenig sensitiv, um den Jet über $Z = 70$ hinaus eindeutig verfolgen zu können.

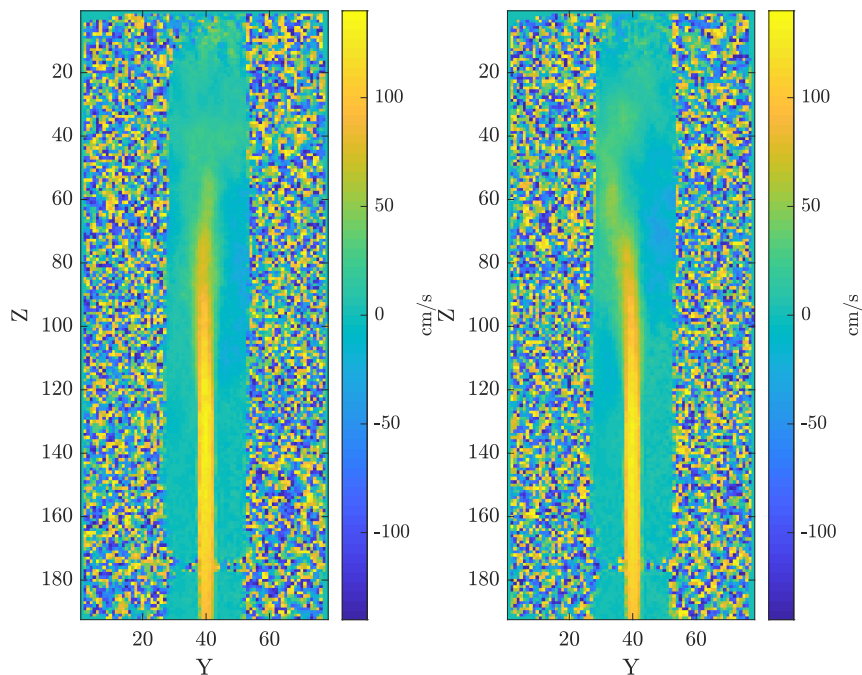
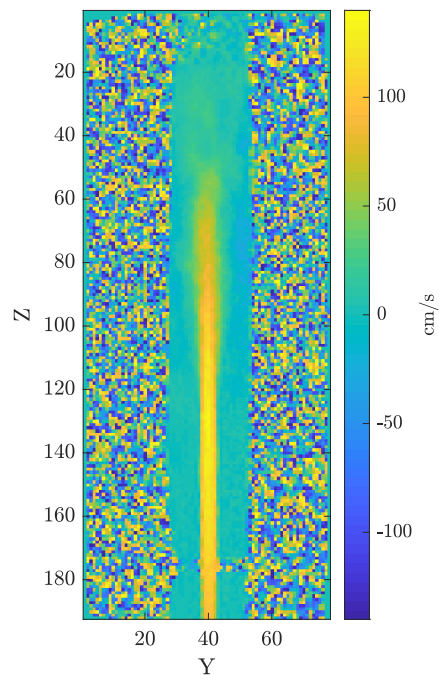
(a) VENC $140 \frac{cm}{s}$ Wiederholung 1 (b) VENC $140 \frac{cm}{s}$ Wiederholung 2(c) VENC $140 \frac{cm}{s}$ Wiederholung 3

Abbildung 4.10: Flussmessungen mit einem Fluss von $300 \frac{l}{h}$ mit kleinstmöglichem VENC ohne Phasenüberschläge. Es wurde systematisch nach der VENC gesucht, die für diese Flusssituation ohne Phasenüberschläge so klein wie möglich war. Im Vergleich zu den Messungen in Abbildung 4.9 kann hier der Jet über die gesamte Messstrecke gut differenziert werden. Über die drei Wiederholungen hinweg ist auch auffällig, dass sich der stromabwärts gelegene Teil des Jets im Bereich von $Z = 60$ merklich verändert. Die zeitliche Auflösung der Sequenz war ausreichend, um diese Fluktuationen aufzeigen zu können.

4.3.2 Störung des Magnetfeldes

Zur Auswertung der Messungen mit gestörtem Magnetfeld wurden Flussprofile ohne Störung mit denselben Schichten mit Störung verglichen. Dadurch ließen sich Signalstärke und -qualität der mit Störung gemessenen Sequenzen einschätzen. Diese Versuche dienten als Modell zur Bewertung von Messergebnissen aus Strömungssituationen mit Gefäß- oder Klappenprothesen. Durch das Verständnis der Auswirkungen von Magnetfeldinhomogenitäten auf die Qualität der Messergebnisse der PC-MRA sollte die Aussagekraft der Messungen verbessert werden.

Shim

In diesem Versuch wurde die Magnetfeldhomogenität durch verschiedene Shim-Gradienten in Z-Richtung gestört. Die Angabe der Stärke des Shim-Gradienten erfolgt hier als dimensionsloses Maß, das für die Stromstärke in den Shim-Spulen steht. Zur Auswertung wurden die gemessenen Flussgeschwindigkeiten und Magnituden aus Messungen mit normalem Shim von 130, mit Messungen mit gestörtem Shim-Gradienten (200) und stark gestörtem Shim-Gradienten (300) jeweils in den Schichten Z=90, 100, 110 verglichen (siehe Abb.4.11). In allen Schichten ist zu erkennen, dass mit größerem Shim falsch kleine Flussgeschwindigkeiten mit niedriger Magnitude gemessen wurden. Während mit normalen Einstellungen in Schicht 100 der Peak bei 110 $\frac{cm}{s}$ lag, zeigte die Messung mit stark gestörtem Shim nur einen Spitzenfluss von 74 $\frac{cm}{s}$ (siehe Abb. 4.11c). Die Verteilung der Signalstärke ist in Abbildung 4.11 jeweils rechts aufgetragen und zeigt mit zunehmendem Shim eine Verschmälerung und Verringerung der Magnitude um ca. 20 % bei stark gestörtem Shim von 300 in Schicht 100 (siehe Abb. 4.11d).

Aluminium

Hier wurden dieselben Einstellungen wie in Versuch 3.2.3 verwendet. Im Unterschied dazu erfolgte die Störung des Magnetfeldes durch paramagnetisches Aluminium. Zur Untersuchung der Auswirkungen paramagnetischer Stoffe auf die PC-MRA wurden mehrere Schichten Aluminiumfolie auf dem Flussphantom befestigt. Die Positionen der dargestellten Schichten relativ zur Aluminiumfolie können Abbildung 3.12 entnommen werden. Die Störung und Abnahme der Signalintensität im Bereich der Aluminiumfolie ist gut zu erkennen. Um die Auswirkungen der Magnetfeldstörung auf die PC-MRA zu evaluieren, wurde die Magnitudenmessung und die Flussmessung im Vergleich zweier Messungen mit und ohne Aluminiumfolie

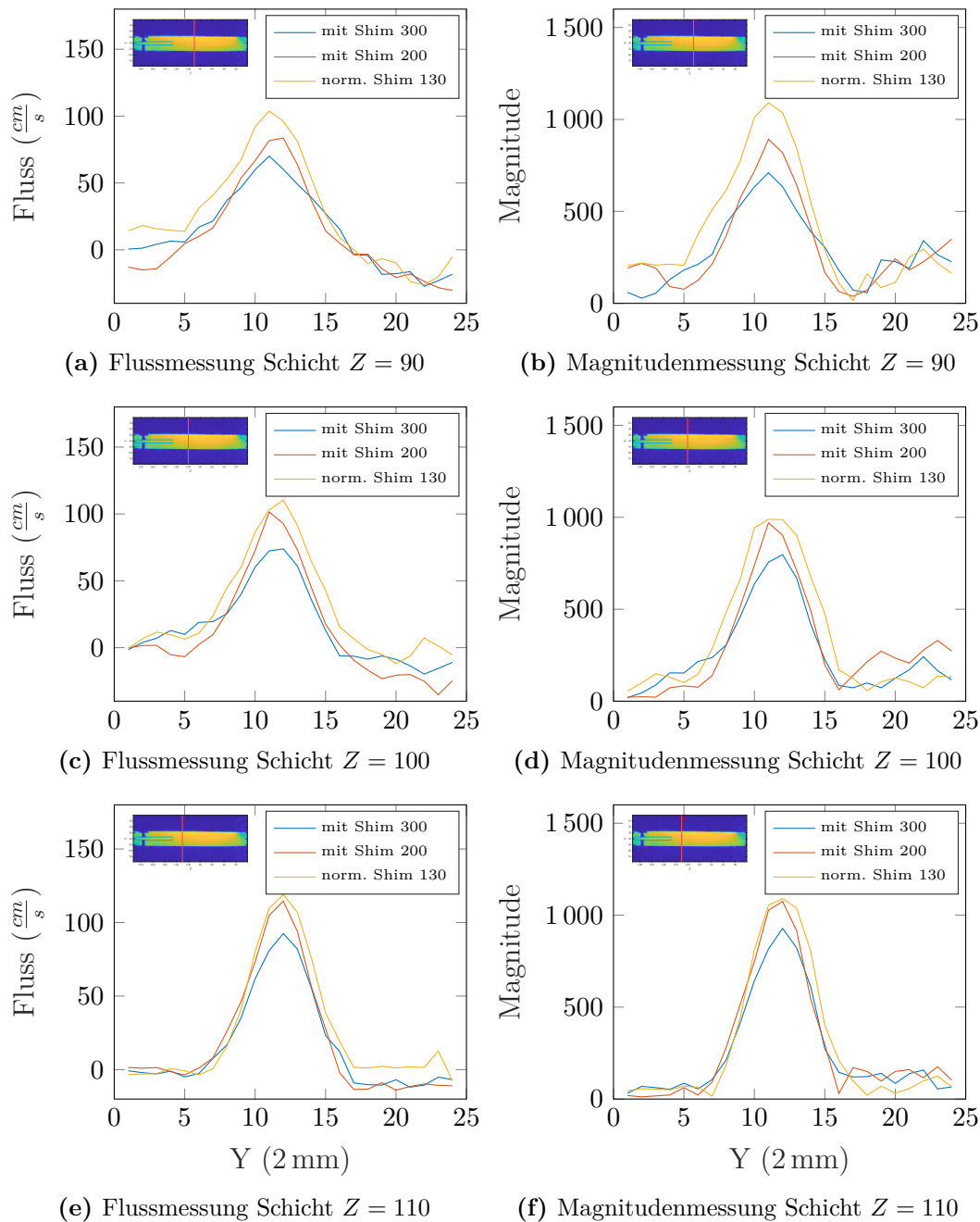
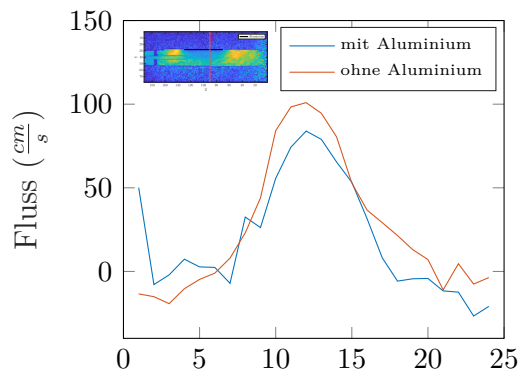
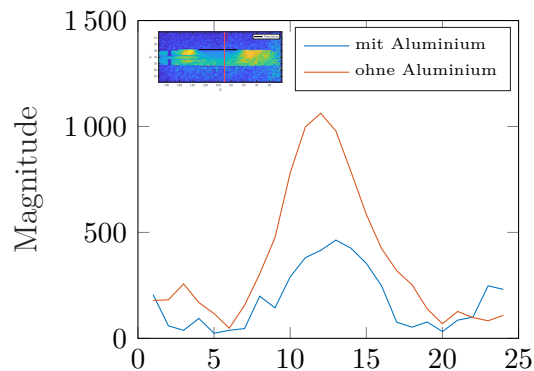
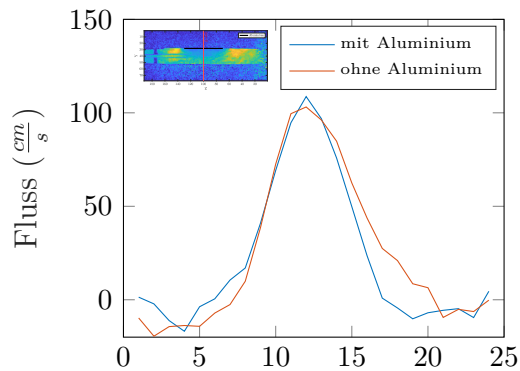
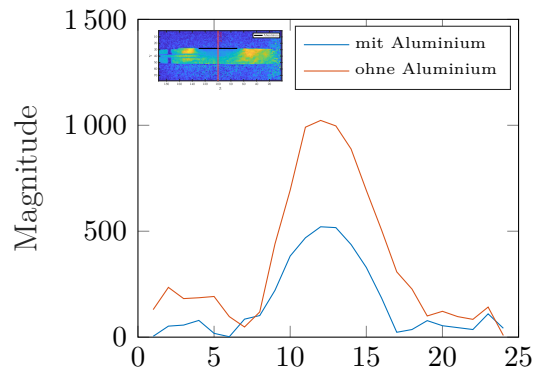


Abbildung 4.11: Magnitudenmessungen und Flussmessungen mit Fluss $300 \frac{l}{h}$ und VENC $150 \frac{cm}{s}$ mit verschiedenen Shim-Einstellungen zur Störung der Homogenität des Magnetfeldes. Die Messungen erfolgten in drei verschiedenen Abständen zum Austritt des Jets mit einem normalen Shim-Gradienten von 130 und zwei Messungen mit leicht gestörtem Shim von 200 und stark gestörtem Shim von 300. Mit Zunahme der Störung der Magnetfeldhomogenität durch Veränderung der Shim-Gradienten sinkt die Signalstärke um bis zu 20 %. Außerdem werden falsch niedrige Flussgeschwindigkeiten gemessen. Bei $Z = 100$ lieferte die Messung mit normalen Shim-Gradienten Flussgeschwindigkeiten von ca. $110 \frac{cm}{s}$, wohingegen mit stark gestörtem Shim nur Flussgeschwindigkeiten von $74 \frac{cm}{s}$ gemessen wurden.

dargestellt (siehe Abb. 4.12). Die Flussmessung zeigt zwei praktisch identische Flussprofile in Schicht $Z = 100$. Die Abweichungen sind durch die turbulente Fluktuation des Jets zu erklären. Die Magnitudenmessungen zeigen jedoch eine Signalminderung um etwa die Hälfte und eine Verschiebung des Maximums von der Aluminiumfolie weg. Trotz der Dephasierung der Spins durch die Aluminiumfolie war die Signalqualität offenbar noch gut genug, um eine präzise Flussmessung zu ermöglichen.

(a) Flussmessung Schicht $Z = 90$ 

(b) Magnitudenmessung Schicht 90

(c) Flussmessung Schicht $Z = 100$ 

(d) Magnitudenmessung Schicht 100

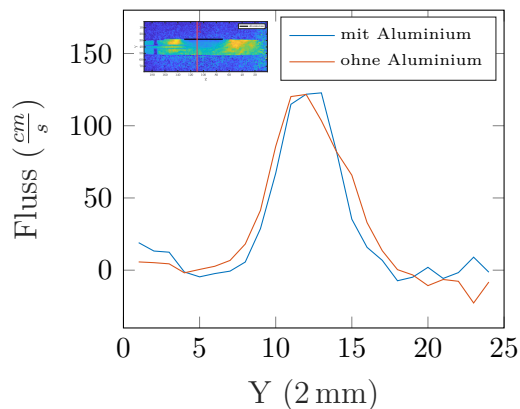
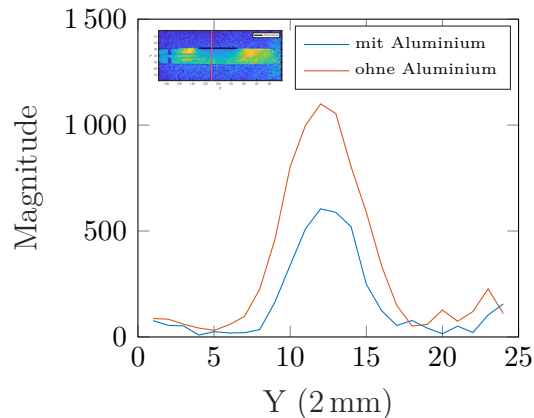
(e) Flussmessung Schicht $Z = 110$ (f) Magnitudenmessung Schicht $Z = 110$

Abbildung 4.12: Magnitudenmessungen und Flussmessungen mit Fluss $300 \frac{l}{h}$ und VENC $150 \frac{cm}{s}$ mit und ohne Aluminiumfolie zur Störung der Homogenität des Magnetfeldes. Durch die Aluminiumfolie, die nahe $Y = 0$ befestigt war, wurden ca. 50 % niedrigere Signalstärken gemessen. Trotzdem konnte die Flussgeschwindigkeit bei den Messungen im Querschnitt $Z = 100$ und 110 sehr präzise gemessen werden und unterscheiden sich nicht von den Messungen ohne Störung des Magnetfeldes. Lediglich in der Schicht $Z = 90$ wurden etwas niedrigere Flussgeschwindigkeiten gemessen.

Kapitel 5

Diskussion

In der Diskussion werden die Ergebnisse der Versuche im Hinblick auf die Zielsetzung besprochen, kritisch bewertet und in den Kontext anderer Forschungsergebnisse gestellt. Die Reihenfolge entspricht dabei der Reihenfolge der Versuche.

5.1 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau (siehe Abschnitt 3.1.3) war für die Durchführung der Versuche sehr gut geeignet. Durch die Befestigungsmöglichkeit in der Mitte des Rohres konnte die Strömungscharakteristik an die Bedürfnisse der Versuche einfach angepasst werden. Der gesamte Aufbau ist einfach zu transportieren und eignet sich durch die Fertigung aus Kunststoffen zum Einsatz im Kernspintomographen. Durch lange Schläuche konnte die Pumpe in genügend großem Abstand vom Magnetfeld positioniert werden, sodass diese keine Störungen der Messungen verursachte. Die verwendeten Schwebekörper-Durchflussmesser wurden zuvor geprüft und erlaubten eine sehr schnelle und hinreichend präzise Einstellung der Flussgeschwindigkeiten. Die Pumpe erlaubte eine große Variation an Flussgeschwindigkeiten, sodass der gesamte Übergangsbereich von laminaren zu turbulenten Strömungen abgedeckt wurde (siehe Tabelle 3.1). Sehr hohe Reynolds-Zahlen wurden durch kleinere Rohreinsätze erreicht. So konnten auch diese hochturbulenten Strömungssituationen untersucht werden. Ein weiterer Vorteil des Versuchsaufbaus war die Möglichkeit des Dauerbetriebs. Alle Komponenten waren leistungsfähig genug, selbst bei maximalen Flüssen lange Messphasen zu erlauben. Dies stellte die Vergleichbarkeit insbesondere bei repetitiven Messungen sicher.

Nachteilig wirkte sich die Länge des Flussphantoms auf die Versuche aus. Mit einer Länge von 81 cm war das Rohr zu kurz, um die Ausbildung einer völlig

laminaren Strömung zu ermöglichen. Die Einstrom- und Ausstromeffekte führten zu Verwirbelungen an beiden Seiten des Rohres (siehe Abb. 1.1). Erst in einem Abstand von 30 - 70 Rohrdurchmessern vom Einstrom entfernt ist von einer völlig laminaren Rohrströmung auszugehen [3]. Dies entspräche bei dem hier verwendeten Modell einer Länge von mindestens 150 cm. Der minimale konstante Fluss lag bei $100 \frac{l}{h}$, also bei einer Reynolds-Zahl von ca. 700 und einer Flussgeschwindigkeit im Versuchsaufbau ohne Rohreinsatz von $1,4 \frac{cm}{s}$. Dies erlaubte genügend laminare Strömungen für die Versuche – eine noch langsamere Flussgeschwindigkeit hätte eventuell noch bessere Versuchsbedingungen geschaffen.

Im Vergleich zu anderen in der Literatur verwendeten Flussphantomen waren diese meist deutlich schmaler [49] und länger [50]. So sinken die Einflüsse von Einstrom und Ausstrom. In den Studien wurde der Fokus jedoch häufig auf turbulente Strömungen im Bereich von Gefäßstenosen gelegt [33, 51]. Das günstigere Verhältnis von Rohrdurchmesser zu Rohrlänge geht allerdings mit einer geringeren räumlichen Auflösung einher. So wären nur begrenzt Versuche mit deutlich größeren Voxeln bei trotzdem guter Darstellung des Rohrquerschnittes möglich gewesen. Kleinere Rohre verlangen außerdem geringere Flussgeschwindigkeiten zur Ausbildung laminarer Strömungen. Hierfür würde also eine andere Pumpe benötigt. Ein weiteres interessantes Versuchssetting wären *in vivo* Versuche. Einige Arbeitsgruppen untersuchten Strömungssituationen *in vivo*, wodurch validere Ergebnisse erzielt werden [25, 52].

Insgesamt war der Versuchsaufbau hinreichend für die Durchführung der Versuche mit einer großen Spannweite von Flussgeschwindigkeiten geeignet. Insbesondere die Möglichkeit des Dauerbetriebs erlaubte eine gute intraexperimentelle Vergleichbarkeit der Ergebnisse.

Alle Messungen wurden an einem Kernspintomographen MAGNETOM Prisma Fit mit einer Magnetfeldstärke von 3T durchgeführt. Die Vergleichbarkeit der Messergebnisse aus repetitiven Messungen zeigt die hohe Präzision der Messmethode. Die Versuche mit verschiedenen Flussgeschwindigkeiten bis $600 \frac{l}{h}$ zeigten bis auf eine Messung mit größerer Abweichung bei dem Versuch mit einem Fluss von $450 \frac{l}{h}$ eine geringe Streuung der Messwerte. Die gute Übereinstimmung der experimentell gemessenen Flussgeschwindigkeiten mit den für die jeweiligen Volumenstromstärken berechneten Flussgeschwindigkeiten spricht für eine gute Richtigkeit der Ergebnisse. Bei der Auswertung der Messdaten müssen jedoch einige technische Einschränkungen der Kernspintomographen bedacht werden. Die Signalqualität und mit ihr die Qualität der Messungen ist durch das thermische Rauschen, die Spulencharak-

teristik und die Inflow-Effekte (siehe Abschnitt 2.2.5) beschränkt [40]. Darüber hinaus führen die relativ langen Messzeiten im Vergleich zur Flussgeschwindigkeit zu Bewegungsunschärfe in den Messungen [38]. Besonders der Umstand, dass die Sensitivität der Phasenkontrastangiographie stark von der im Voraus festzulegenden VENC abhängt, führt zu ungenauen Messwerten deutlich kleinerer oder größerer Geschwindigkeiten. Das relativ kleine Messvolumen des Kernspintomographen ermöglichte nur die Messung eines relativ kurzen Bereichs des Flussphantoms. So wurde nicht die gesamte Strömungsentwicklung in den Messungen erfasst.

Unter Berücksichtigung der Limitierungen stellt die Magnetresonanztomographie und im Speziellen die Phasenkontrastangiographie eine gute und etablierte Methode zur Untersuchung von Strömungen *in vivo* und *in vitro* dar. Bei Verwendung desselben Kernspintomographen ist zudem die interexperimentelle Vergleichbarkeit sehr gut.

5.2 Charakterisierung turbulenter Strömungen

Die verschiedenen Ansätze zur Charakterisierung einer turbulenten Strömung entstanden aus dem in der ersten Teilaufgabe formulierten Wunsch nach einer Methode zur Erkennung laminarer und turbulenter Strömungen in den Messdaten. Da die Phasenkontrast-Magnetresonanztomographie nur für laminare Strömungen zuverlässig funktioniert (siehe Abschnitt 2.2.3), ist zur Einschätzung der Aussagekraft der Messung das Vorkommen von Turbulenz von Interesse. Dazu wurden verschiedene mathematische Methoden herangezogen, mit denen nach Auffälligkeiten mit Zunahme der Strömungsgeschwindigkeiten und Reynolds-Zahlen über die kritische Reynolds-Zahl hinaus gesucht wurde.

Die statistische Auswertung der normalisierten Daten ergab für die Ansätze Geschwindigkeitsdifferenz, Vektorprodukt und Kosinus starke lineare Korrelationen. Daraus lässt sich schließen, dass mit Zunahme der Strömungsgeschwindigkeit die berechneten Werte zunehmen (bzw. beim Kosinus abnehmen). Einen klaren Hinweis auf eine turbulente Strömung liefern diese Methoden demnach nicht. Bei den Ergebnissen der berechneten Skalarprodukte konnte nur ein schwacher Trend gezeigt werden. Somit ist dieser Ansatz am wenigsten zur Analyse der Datensätze geeignet. Auch für die anderen Charakterisierungsansätze scheint die Einführung eines Cut-offs zur Unterscheidung zwischen laminaren und turbulenten Daten wenig sinnvoll, da bei allen getesteten Ansätzen Ausreißer in den laminaren und turbulenten Subgruppen gemessen wurden.

Aus diesem Grund wurden unabhängige Zweistichproben t-Tests zwischen den Daten aus Messungen mit laminaren und turbulenten Strömungen durchgeführt. Der Test untersucht die Datengruppen darauf, mit welcher Wahrscheinlichkeit sich die Mittelwerte der beiden Gruppen nicht unterscheiden. Wurden die gepoolten Daten aus den fünf repetitiven Messungen betrachtet, so ergaben sich für alle Gruppen signifikant unterschiedliche Mittelwerte. Bei Betrachtung der Einzelmessungen zeigten sich die berechneten Kosinus und Geschwindigkeitsdifferenzen als sensitivste Verfahren. Eine Unterscheidung zwischen laminar und turbulent ist mit diesen beiden Verfahren folglich am besten möglich. Wie in Tabelle 4.2 zu sehen ist, steigt die Sensitivität mit der Zahl der Daten und so konnte durch die Tests mit Daten aus allen Messungen sehr zuverlässig zwischen laminar und turbulent unterschieden werden. Die Sensitivität der Einzelmessungen könnte dadurch erhöht werden, dass die Parametrisierung nicht am gesamten Rohr durchgeführt wird, sondern mehrere Orte abgetastet werden und sich daraus mehr Daten zur Abschätzung der Strömungsverhältnisse ergeben. Alternativ könnten die Bereiche zur Auswertung auf die anhand der Phasenbilder ausgewählten störungsfreien Bereiche beschränkt werden. Dies würde die Sensitivität der Methoden weiter steigern.

Die Überlegenheit des Ansatzes zur Betrachtung der Kosinus könnte darauf zurückzuführen sein, dass bei den Methoden, bei denen die Vektorlänge Einfluss auf das Ergebnis hat, die Vektorlänge in Flussrichtung relativ zur (evtl. durch Turbulenz verursachten) Querströmung sehr klein sind. Auch die turbulente Einstrom- und Ausstromgeometrie verzerrt die Messdaten, sodass eine Trennung von turbulenten und laminaren Strömungen schwieriger ist.

Ferner ist die gesamte Methodik durch die Aufnahmedauer limitiert. Bei den hier größtenteils verwendeten 2D-Sequenzen lagen die Messzeiten bei deutlich unter 2 Sekunden, doch selbst diese Zeit ist für die Darstellung schneller Turbulenzen zu lang. Durch Anwendung moderner Verfahren zur Verkürzung der Messdauer könnten hier signifikante Ergebnisse erwartet werden, da damit auch schnellere Fluktuationen dargestellt werden können [28].

Die Untersuchungen zur Abflachung der Geschwindigkeitsprofile veranschaulichten die Unterschiede zwischen laminaren und turbulenten Strömungen. Eine für die statistische Auswertung notwendige Parametrisierung war bei diesem Versuchsaufbau schwierig. Die augenscheinlich offensichtliche Abflachung könnte durch Abweichung von der Parabelform anhand des Bestimmtheitsmaßes (r^2) untersucht werden. Dafür wäre jedoch eine sehr zuverlässige Segmentierung vonnöten, da die regressierte Parabel exakt an den Begrenzungen des Rohrquerschnittes ansetzen

müsste. Daraus folgt eine große Fehlerquelle, weshalb dieser Versuchsansatz hier nicht durchgeführt wurde. Theoretisch stellt die Form des Flussprofils ein zentrales Merkmal turbulenter Strömungen; weitere Untersuchungen an dieser Stelle scheinen lohnenswert.

Die in der Aufgabenstellung geforderte Unterscheidbarkeit der Messergebnisse aus laminaren und turbulenten Strömungen ist also gelungen. Besonders die Methode zur Mittelung der Kosinus in Flussrichtung konnte bei ausreichend großer Zahl an Messpunkten hoch signifikante Unterschiede zwischen den Daten aus laminaren und turbulenten Strömungen feststellen.

5.3 Signalabschwächung durch Geschwindigkeitsgradienten

5.3.1 Bei laminaren Strömungen

Die Versuche zu Signalabschwächungen bei laminaren Strömungen dienten der Untersuchung der Auswirkungen von Geschwindigkeitsgradienten im Bereich der Rohrwand auf die Signalstärke. Der Theorie nach sollten bei ausreichend starken Geschwindigkeitsgradienten innerhalb eines Voxels starke Signalabschwächungen möglich sein. In den Messungen zeigten sich bei VENC $2 \frac{cm}{s}$ Signalabschwächungen symmetrisch zum Rohrmittelpunkt. Weiter außerhalb davon stieg die Signalstärke jedoch wieder an. Da zum Rand des Rohres hin die Geschwindigkeitsunterschiede von Voxel zu Voxel stetig größer werden (siehe Abb. 4.6), decken sich diese Messergebnisse nicht mit den theoretisch vorhergesagten Signalverläufen. Eine mögliche Erklärung könnte sein, dass die Geschwindigkeitsgradienten zu klein waren. 180° Phasendifferenz, die zur völligen Signalauslöschung führen würden, treten bei Geschwindigkeitsgradienten innerhalb der Voxel auf, die im Bereich der VENC liegen. Im Versuch mit einer Flussstärke von $100 \frac{l}{h}$ lagen die Geschwindigkeitsunterschiede zwischen zwei Voxeln rechnerisch bei maximal $0,36 \frac{cm}{s}$ und waren damit im Vergleich zu der empfindlichsten Messung mit VENC $2 \frac{cm}{s}$ über fünfmal kleiner als die VENC. Außerdem werden die Messergebnisse durch die Zunahme der Signalstärke mit der Annäherung der Flussgeschwindigkeit an die VENC verzerrt. Das zeigt sich sowohl innerhalb der Messungen mit Maxima zur Rohrmitte hin, als auch über die Messungen hinweg mit den deutlich stärksten Signalen bei der Messung mit VENC $2 \frac{cm}{s}$.

Im Hinblick auf die Aufgabenstellung zur Untersuchung der Einflüsse von Geschwin-

digkeitsgradienten auf die Qualität der PC-MRA konnte durch die hier erzeugten Strömungsbedingungen bei laminarem Fluss keine negativen Auswirkungen auf die Messqualität festgestellt werden. Um den Einfluss von Geschwindigkeitsgradienten in laminaren Messungen besser untersuchen zu können, müssten Messungen mit noch kleinerer und damit empfindlicherer VENC gemessen werden. Für den Versuchsaufbau mit diesem Flussphantom und einem Fluss von $100 \frac{l}{h}$ demnach mit einer VENC von ca. $0,4 \frac{cm}{s}$ bei 2 mm Voxelbreite. Außerdem würden größere Voxel die Ausbildung größerer Geschwindigkeitsunterschiede innerhalb begünstigen und die Effekte dadurch verstärken. Es müssten zudem verschiedene Geometrien und Flussgeschwindigkeiten untersucht werden, um die Effekte von der von dem Verhältnis zwischen VENC und Flussgeschwindigkeit abhängigen Signalstärke berücksichtigen zu können.

5.3.2 Bei turbulenten Strömungen

Turbulente Strömungen zeigten besonders bei kleiner VENC starke Auswirkungen auf die Signalstärke des MR-Signals. Bei zu klein gewählter VENC ist zwar die Phaseninformation wegen der Phasenüberschläge ohne Aussagekraft, doch konnten aus der Verteilung der Signalstärke weitreichende Informationen gewonnen werden. Bei turbulenten Strömungen erlaubten deutlich kleinere VENCs als die mittlere Flussgeschwindigkeit Rückschlüsse auf die der Grundströmung überlagerte, stochastisch fluktuierende Strömung. In den Arbeiten zur Turbulence kinetic energy (TKE) wurde die Intravoxel velocity variance (IVVV) genutzt, um die Stärke der Turbulenz im Bereich der Messung abzuschätzen [52, 53]. Quantitative Aussagen über die Größenordnung der überlagerten Geschwindigkeitsschwankungen lassen sich bei dieser Methode jedoch nicht machen. Durch die Wahl verschiedener VENCs in diesem Versuch konnten Aussagen über die Größenordnung der Geschwindigkeitsschwankungen gemacht werden. Dies ist eine Neuerung im Vergleich zu systematischen Messungen mit verschiedenen VENCs, die lediglich die Geschwindigkeitskomponenten der Flussmessungen betrachten und im Fall von Phasenüberschlägen die Ergebnisse verwerfen [25]. Somit stellt die Analyse der Magnitudendaten, wie sie in Abschnitt 4.2.2 durchgeführt wurde, eine Möglichkeit dar, nicht nur die Flussgeschwindigkeit der Grundströmung, sondern auch die Amplitude der überlagerten Geschwindigkeitsschwankungen messen zu können. Dadurch könnten bei *in vitro* und *in vivo* Messungen genauere Aussagen über die jeweilige Strömungscharakteristik gemacht werden. Im Bereich von Gefäßstenosen zum Beispiel könnte ein besseres Verständnis zur Strömung stromabwärts

der Stenose gewonnen werden. Dabei muss jedoch beachtet werden, dass lediglich Aussagen über die Größenordnung der Schwankungen ausgehend von den Signalabschwächungen bei den Messungen mit kleinen VENC gemacht werden können. Zur besseren Abschätzung der Amplitude müssten weitere Experimente folgen, die quantitative Rückschlüsse von den Signalabschwächungen auf die Amplitude der Geschwindigkeitsschwankungen ermöglichen. Es ist auch denkbar, die Analyse der Signalstärke mit der Multi-VENC-Messung zu kombinieren, um dann bei turbulenten Strömungen für jeden Voxel die Geschwindigkeit der Grundströmung und die Amplitude der überlagerten Strömung zu erhalten. Diese Vorgehensweise verlängert jedoch die Messzeit im Vergleich zu einfachen Flussmessungen mit einer VENC um ein Vielfaches, weshalb die klinische Anwendbarkeit fraglich bleibt.

5.3.3 Bei hochturbulenten Strömungen durch Jets

Die Einflüsse von Geschwindigkeitsgradienten auf die Qualität der PC-MRA sollten auch an hochturbulenten Strömungen untersucht werden. Bei diesen Versuchen wurde die Theorie aus Versuch 3.2.2 angewandt und die Signalstärken der Flussmessungen zur Beurteilung der Strömungssituation innerhalb und außerhalb des Jets genutzt. Während die Einzelmessung mit großer VENC gute Ergebnisse für die Grundströmung innerhalb des Jets ergab, waren die Geschwindigkeitsinformationen außerhalb des Jets wenig verlässlich, denn die Flusssequenz bei großen VENCs ist für kleine Geschwindigkeiten nicht empfindlich. Auch die Beurteilung der Geschwindigkeitsverhältnisse innerhalb des Jets ist mit großer VENC wenig sensitiv für kleinere überlagerte Geschwindigkeitsschwankungen. Die alleinige Geschwindigkeitsmessung mit kleiner VENC liefert wegen der Phasenüberschläge auch keine verlässlichen Informationen. Eine Kombination aus einer Messung mit an die Dimension der Grundströmung angepasster VENC und einer Messung mit kleinerer VENC, die über die Signalstärke sensitiv für die Geschwindigkeitsgradienten innerhalb der Voxel ist, scheint vielversprechend für die Auswertung von Messungen. Dadurch könnten starke Geschwindigkeitsgradienten und Turbulenzen in den Messungen aufgedeckt werden. In der konkreten klinischen Situation einer insuffizienten Herzklappe könnten Jets bei falsch zu klein gewählter VENC nach alleiniger Betrachtung der Geschwindigkeitsangaben übersehen werden. Erst der Blick auf die Verteilung der Signalstärke lässt hier auf große Geschwindigkeitsgradienten schließen. Wie bei dem vorherigen Versuch mit turbulenter Strömung wäre auch hier der Multi-VENC-Ansatz aus [25] bei isolierter Betrachtung der Geschwindigkeitsergebnisse unterlegen, da Phasenüberschläge die Geschwindigkeitsmessungen unbrauchbar

machen. Dazu sind Messungen mit großer VENC wenig sensitiv gegenüber deutlich kleineren Geschwindigkeitsschwankungen. Die Auswertung der Signalstärken der Flussmessungen scheint demnach auch für Multi-VENC-Messungen von Vorteil. Es muss jedoch bedacht werden, dass hier lediglich qualitative Aussagen über die Strömungssituation getroffen werden, wie zum Beispiel, dass der gemessenen Grundströmung starke Geschwindigkeitsänderungen überlagert sind. Eine quantitative Aussage über schnell veränderliche, hochturbulente Strömungen kann nur mit sehr kurzen Messzeiten und sehr hoher räumlicher Auflösung getroffen werden.

Die Aufgabenstellung zur Untersuchung der Einflüsse von Geschwindigkeitsgradienten auf die PC-MRA führte zu einem vielversprechenden Ansatz, bei dem ergänzende Magnitudenmessungen aus Messungen mit kleiner VENC als sensitive Methode zur Feststellung von großen Geschwindigkeitsgradienten wie bei Jets genutzt werden könnten.

5.4 Störfaktoren der Flussmessung

5.4.1 Phasenüberschläge

Diese Experimente dienen der Beurteilung der Möglichkeiten der PC-MRA bei hochturbulenten, zeitlich inkonstanten Strömungssituationen mit Jets. Nachdem die sensitivste VENC gefunden war, gelangen sehr detailreiche Darstellungen des Jets mit hoher zeitlicher und räumlicher Auflösung. Die Suche nach der kleinstmöglichen VENC hingegen ist sehr aufwendig. Da alle Messungen mit zu kleiner VENC wegen der Phasenüberschläge unbrauchbar sind, bleiben viele Informationen ungenutzt. Hier zeigen sich die Vorteile der von Ha et al. [25] vorgestellte Methode, da dort die verwertbaren Elemente der Messdaten behalten werden und somit noch präzisere Geschwindigkeitsmessungen möglich sind. Es bleibt aber zu bedenken, dass die Multi-VENC-Messung aus vielen Teilmessungen besteht, wodurch die hier gezeigten Fluktuationen nicht dargestellt werden können. Eine zeitlich inkonstante Strömung ist prinzipiell nicht für wiederholte Messungen geeignet, da sonst Unschärfen auftreten. Wiederholte Messungen mit gleichen Einstellungen können folglich nützlich sein, um zu untersuchen, ob Strömungssituationen im zeitlichen Verlauf gleichförmig verlaufen.

5.4.2 Störung des Magnetfeldes

Bei den Versuchen zu Störungen der Flussmessungen durch Magnetfeldinhomogenitäten war von Interesse, wie sich Magnetfeldänderungen, wie sie zum Beispiel bei künstlichen Herzklappen oder Stents auftreten, auf die Flussmessungen auswirken. Die Ergebnisse der ersten Messungen mit Störung durch veränderte Shim waren bemerkenswert, da es sowohl zu einem Signalverlust kam, also auch zu falsch niedrig gemessenen Geschwindigkeiten. Während die Abnahme der Signalstärke anhand der Dephasierung im inhomogenen Magnetfeld einfach zu erklären ist, sind die zu niedrigen Ergebnisse der Flussmessung weniger trivial. Richau et al. [26] untersuchten die Auswirkungen von künstlichen Herzklappen auf die Flussmessung und fanden ebenso schwächere Signale, doch die Flussgeschwindigkeiten wurden bei ihren Versuchen im Gegensatz zu den Ergebnissen hier zu hoch gemessen. Da für die Phasenmessungen bei der PC-MRA zwei Aufnahmen von einander subtrahiert werden, sollten diese Messungen gegenüber konstanten Magnetfeldinhomogenitäten robust sein [16]. Die Autoren konnten diese Eigenschaft im Experiment ohne Flusseffekte zeigen. Mit zunehmender Flussgeschwindigkeit steige der Fehler in der Flussmessung. In den hier durchgeführten Untersuchungen könnte eine Erklärung für die falsch gemessenen Flussgeschwindigkeiten sein, dass die Magnetfeldstörung durch Veränderung der Shim-Gradienten zu nicht-linearen Verzerrungen des B_0 -Feldes führen. Diese Verzerrungen des Feldes könnten dann zu zusätzlichen Phasenverschiebungen führen, die letztlich in fehlerhaften Geschwindigkeitsmessungen resultieren.

Die durch Aluminiumfolie hervorgerufenen Magnetfeldinhomogenitäten hingegen führten lediglich zu Signalabschwächungen, nicht jedoch zu fehlerhaften Geschwindigkeitsmessungen. Ein Grund könnte sein, dass die Störung des Magnetfeldes nicht stark genug war, um Einfluss auf die Flussmessungen zu haben. Außerdem könnte die lokal begrenzte Magnetfeldstörung besser durch die Subtraktion der Phasenbilder kompensierbar sein. Des Weiteren befand sich die Aluminiumfolie nur auf einer Seite des Rohres und umschloss die Strömung nicht, wie das bei den Versuchen mit künstlichen Herzklappen bei Richau et al. [26] der Fall war. In dieser Studie war die qualitative Darstellung der Einflüsse von Magnetfeldstörungen auf Flussmessungen mittels PC-MRA vorrangiges Ziel. Um die genauen Einflüsse durch Magnetfeldveränderungen einschätzen zu können, müssen systematische Untersuchungen mit genormten Metall-Phantomen und Messung der Intensität der Magnetfeldverzerrung durchgeführt werden. Diese Ergebnisse könnten dann mit unterschiedlichen Flussgeschwindigkeiten korreliert werden. Die Ergebnisse könnten

die Interpretation von Messergebnissen bei Patienten mit künstlichen Herzklappen, Gefäßprothesen oder Stents verbessern und somit eine zuverlässigere Diagnostik erlauben.

Insgesamt sind zur abschließenden Beantwortung der dritten Fragestellung zur Untersuchung der Einflüsse von Störungen des Magnetfeldes auf die Qualität der PC-MRA weitergehende Versuche notwendig. Es konnten deutliche qualitative Veränderungen festgestellt werden, doch gerade eine Quantifizierung der fehlerhaften Messdaten ist für die verlässliche Beurteilung von klinischen Messungen dringend vonnöten.

5.5 Fazit und Ausblick

Ziel der Arbeit war die eingehende Untersuchung der Auswirkungen von Turbulenz und Magnetfeldhomogenität auf die Messergebnisse der Phasenkontrast-Magnetresonanzangiographie zur Verbesserung der Validität der Messergebnisse. Zunächst sollte eine Möglichkeit gefunden werden, um anhand der Messdaten zwischen laminarer und turbulenter Strömung unterscheiden zu können und dadurch die Verlässlichkeit der Ergebnisse aus PC-MRA-Messungen bewerten zu können. Hier konnten anhand von statistischen Auswertungen hoch signifikante Unterschiede zwischen Datensätzen aus laminaren und turbulenten Strömungen festgestellt werden. Die Unterschiede lagen insgesamt vielmehr in einem graduellen Übergang mit starker Korrelation zur Flussgeschwindigkeit, als in einem deutlich unterscheidbaren Bereich für turbulente Strömungen. Da die Unterschiede bei genügend großer Zahl an Messwerten hoch signifikant waren, könnte aus diesem Ansatz nach weiterer Forschung eine zuverlässige Methode zur Charakterisierung von Strömungen entstehen. Dies würde die klinische Verlässlichkeit der Messergebnisse steigern und den Blick für eine genauere Bewertung der Messergebnisse schärfen. Zudem wurde untersucht, wie sich Geschwindigkeitsgradienten auf die PC-MRA auswirken – im Setting von laminaren, turbulenten und hochturbulenten Strömungen mit einem Jet. Bei laminaren Strömungen konnten keine eindeutigen Zusammenhänge zwischen Signalverlusten und Geschwindigkeitsgradienten festgestellt werden. Im klinischen Anwendungsfall bei laminaren Strömungen sind die gewählten Voxel ausreichend klein und die verwendeten VENCs stabil genug gegenüber den Einflüssen. Auf turbulente Strömungssituationen bezogen konnten starke Signalschwankungen durch Geschwindigkeitsgradienten festgestellt werden. Durch Wahl einer deutlich kleineren VENC als die Flussgeschwindigkeiten konnten

qualitative Aussagen über die Strömungssituation und das Ausmaß der Turbulenz getroffen werden. So könnten im diagnostischen Bereich präzisere Aussagen über womöglich turbulente Strömungen durch Veränderungen des Herz-Kreislauf-Systems gemacht werden. Der klinische Anwendungsfall des simulierten Jets konnte mit dieser Vorgehensweise auch besser dargestellt werden als durch eine Einzelmessung mit auf die Flussgeschwindigkeit abgestimmter VENC. Zudem zeigte sich im Vergleich zur Multi-VENC-PC-MRA der Vorteil der deutlich kürzeren Messdauer und damit eine bessere zeitliche Auflösung von stark inkonstanten Strömungen, wie sie zum Beispiel durch Jets bei Herzklappeninsuffizienzen vorkommen.

Um die Auswirkungen von Magnetfeldstörungen auf die PC-MRA-Messungen einschätzen zu können, wurde das Magnetfeld einerseits durch veränderte Geräteparameter des Kernspintomographen und andererseits durch Aluminium am Flussphantom gestört. Das maschinell gestörte Magnetfeld führte zu falsch niedrigen Flussgeschwindigkeiten mit schwachem Signal. Der an Gefäßprothesen angelehnte Versuchsansatz mit Aluminium hingegen lieferte präzise Flussgeschwindigkeiten trotz abgeschwächtem Signal. Die Auswirkungen paramagnetischer Stoffe sind Gegenstand aktueller Forschung [26] und weitere Untersuchungen lohnen, um gerade bei durch Prothesen veränderten Strömungsbedingungen klinisch hilfreiche Messergebnisse mittels PC-MRA sammeln zu können.

Insgesamt zeigten die Untersuchungen die Notwendigkeit der kritischen Hinterfragung von Messergebnissen der PC-MRA im Zusammenhang mit durch Geschwindigkeitsgradienten und Magnetfeldstörungen beeinflussten Strömungen. Das Erkennen von turbulenten Strömungen könnte durch Weiterentwicklung der hier vorgestellten Ansätze zuverlässig möglich sein. Für turbulente Strömungssituationen ist eine über die einfache PC-MRA-Messung hinausgehende Untersuchung notwendig. Die Methode der für Geschwindigkeitsschwankungen sensitiven VENC liefert hierfür einen vielversprechenden Ansatz, der das Ausmaß der Turbulenz erfassen kann. Gerade für sehr inkonstante und hochturbulente Strömungen können qualitative Aussagen über Form und Amplitude der Fluktuationen gemacht werden. Die Auswirkungen von Magnetfeldinhomogenitäten konnten gezeigt werden, bedürfen jedoch noch weiterer Forschung, um die Validität der Messergebnisse auch bei mit Gefäßprothesen versorgten Patienten sicherzustellen.

Zusammenfassung

Motivation: Weltweit werden jedes Jahr 280 000 Herzklappen eingesetzt [54] und laut WHO sind Gefäßerkrankungen die häufigste Todesursache in Deutschland und weltweit [7, 55]. Insbesondere Veränderungen der Strömungsgeometrie im menschlichen Blutkreislauf durch Gefäß- und Klappenprothesen oder Atherosklerose können zu Gefäßerkrankungen führen [6, 8, 56]. Mit der Magnetresonanz-Phasenkontrastangiographie steht der Radiologie ein mächtiges Werkzeug zur Beurteilung der Strömungsverhältnisse im Herz-Kreislauf-System des Menschen zur Verfügung. Die physikalischen Grundlagen der Methode zeigen jedoch, dass die Messergebnisse für räumlich inhomogene, zeitlich inkonstante Strömungssituationen, wie sie bei Turbulenzen durch Stenosen oder Jets bei Herzklappeninsuffizienzen auftreten, nicht valide sind [16].

Ziel: Das Ziel dieser Arbeit war es, laminare und turbulente Strömungen anhand der Daten aus PC-MRA-Messungen zu erkennen und die Auswirkungen von Geschwindigkeitsgradienten und Störungen des Magnetfeldes auf die PC-MRA zu untersuchen.

Material und Methoden: Die Messungen im Kernspintomographen wurden an einem 81 cm langen, durch Rohreinsätze hochvariablen Strömungsphantom mit einem Durchmesser von 4,95 cm durchgeführt. Dieses erlaubte die Messung von Strömungen mit einer großen Bandbreite von Reynolds-Zahlen von 700 - 22 000 und war für den Dauerbetrieb ausgelegt. Anhand verschiedener Ansätze mit laminaren, turbulenten und hochturbulenten Strömungen mit teils inhomogenisiertem Magnetfeld wurden die Störeinflüsse auf die PC-MRA untersucht.

Ergebnisse: Es war eine statistisch signifikante Unterscheidung zwischen Daten aus Messungen mit laminarer und turbulenter Strömung möglich. Die Effekte von Turbulenz und hohen Geschwindigkeitsgradienten innerhalb der Voxel auf die Signalstärke konnten genutzt werden, um durch die Wahl einer für langsame Flussgeschwindigkeiten sensiblen Geschwindigkeitskodierung auf die Amplitude der turbulenten Geschwindigkeitsschwankung zu schließen. Diese Methode eignete sich

darüber hinaus, anhand der Effekte von Geschwindigkeitsgradienten Jets, wie sie bei Herzklappeninsuffizienzen oder Stenosen auftreten, aufzuzeigen. Die hohe zeitliche Auflösung der Sequenz ermöglichte die Darstellung von Fluktuationen des erzeugten Jets. Abschließend konnte gezeigt werden, dass Störungen der Homogenität des Magnetfeldes zu Signalabschwächungen führen und außerdem zu Messfehlern der Flussgeschwindigkeit führen können.

Fazit: Diese Arbeit ermöglicht eine bessere Bewertung und Interpretation der Messergebnisse bei Flussmessungen mittels PC-MRA. Die Methoden zur Charakterisierung einer Strömungssituation als laminar oder turbulent erlauben eine bessere Beurteilung der Validität von Flussmessungen und geben Anlass, die gemessenen Daten genauer und kritischer zu betrachten. Durch Messung der Signalstärke von für kleine Geschwindigkeiten sensitive Flussmessungen können Turbulenzen und Jets entdeckt werden, die in Messungen mit Standardeinstellungen nicht genau gemessen werden können. Die Ergebnisse zu den Einflüssen von Magnetfeldstörungen auf die Flussmessung motivieren für weitere Forschung in diesem Bereich.

Literaturverzeichnis

- [1] Lev D. Landau und Evgeny M. Lifshitz. *Fluid Mechanics*. 2. Oxford [u.a.]: Pergamon Press, 1987, S. 539.
- [2] Alexandre Joel Chorin. „Numerical solution of the Navier-Stokes equations“. In: *Mathematics of computation* 22.104 (1968), S. 745–762.
- [3] Herbert Oertel Jr. *Prandtl – Führer durch die Strömungslehre*. 14. Auflag. Wiesbaden: Springer Reference Technik, 2017.
- [4] Joseph Spurk und Nuri Aksel. *Strömungslehre. Einführung in die Theorie der Strömungen*. 9. Auflage. Berlin: Springer Vieweg, 2019.
- [5] Robert F. Schmidt und Gerhard Thews. *Physiologie des Menschen*. Springer-Verlag, 2013.
- [6] Paul D. Stein und Hani N. Sabbah. „Turbulent blood flow in the ascending aorta of humans with normal and diseased aortic valves“. In: *Circulation Research* 39.1 (1976), S. 58–65.
- [7] Nikolaus Becker und Sabine Holzmeier. *Die häufigsten Todesursachengruppen in Deutschland 2012 The Most Frequent Causes of Death in Germany in 2012*. Heidelberg: Deutsches Krebsforschungszentrum, 2012.
- [8] Adel M. Malek und Seth L. Alper. „Hemodynamic Shear Stress and Its Role in Atherosclerosis“. In: *Stress: The International Journal on the Biology of Stress* 282.21 (1999), S. 2035–2042.
- [9] Caroline Cheng et al. „Atherosclerotic lesion size and vulnerability are determined by patterns of fluid shear stress“. In: *Circulation* 113.23 (2006), S. 2744–2753.
- [10] Petter Dyverfeldt et al. „On MRI turbulence quantification“. In: *Magnetic Resonance Imaging* 27.7 (2009), S. 913–922.
- [11] Blase A Carabello und Walter J Paulus. „Aortic stenosis“. In: *The lancet* 373.9667 (2009), S. 956–966.
- [12] Helmut Baumgartner et al. „Erratum: Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE recommendations for clinical practice“. In: *European Journal of Echocardiography* 10.3 (2009), S. 479.
- [13] Saul G. Myerson. „Heart valve disease: Investigation by cardiovascular magnetic resonance“. In: *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* 14.1 (2012), S. 1–23.

- [14] C. D. Liapis et al. „ESVS Guidelines. Invasive Treatment for Carotid Stenosis: Indications, Techniques“. In: *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* 37 (2009), S. 1–19.
- [15] Sabine Heiland. „MR-Artefakte erkennen und vermeiden“. In: *Radiologie up2date* 4 (2009), S. 303–318.
- [16] Norbert J. Pelc et al. „Encoding strategies for three-direction phase-contrast MR imaging of flow“. In: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 1.4 (1991), S. 405–413.
- [17] Lynn F. Gladden und Andrew J. Sederman. „Recent advances in Flow MRI“. In: *Journal of Magnetic Resonance* 229 (2013), S. 2–11.
- [18] Paul R. Moran. „A Flow Velocity Zeugmatographic Interlace for NMR Imaging in Humans“. In: *Magnetic Resonance Imaging* 1 (1982), S. 197–203.
- [19] Dominik Weishaupt, Victor D. Köchli und Borut Marincek. *Wie funktioniert MRI? Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanzbildung*. Bd. 7. Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2014.
- [20] Aurélien F. Stalder et al. „Quantitative 2D and 3D phase contrast MRI: Optimized analysis of blood flow and vessel wall parameters“. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 60.5 (2008), S. 1218–1231.
- [21] Alex J. Barker et al. „Analysis of complex cardiovascular flow with three-component acceleration-encoded MRI“. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 67.1 (2012), S. 50–61.
- [22] Alex Frydrychowicz et al. „Time-resolved, 3-dimensional magnetic resonance flow analysis at 3 T: Visualization of normal and pathological aortic vascular hemodynamics“. In: *Journal of Computer Assisted Tomography* 31.1 (2007), S. 9–15.
- [23] Shelton D. Caruthers et al. „Practical Value of Cardiac Magnetic Resonance Imaging for Clinical Quantification of Aortic Valve Stenosis: Comparison With Echocardiography“. In: *Circulation* 108.18 (2003), S. 2236–2243.
- [24] Kieran R. O’Brien et al. „MRI phase contrast velocity and flow errors in turbulent stenotic jets“. In: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 28.1 (2008), S. 210–218.
- [25] Hojin Ha et al. „Multi-VENC acquisition of four-dimensional phase-contrast MRI to improve precision of velocity field measurement“. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 75.5 (2016), S. 1909–1919.
- [26] Johanna Richau et al. „Effects of heart valve prostheses on phase contrast flow measurements in Cardiovascular Magnetic Resonance - a phantom study“. In: *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* 19.1 (2017), S. 1–11.
- [27] C. B. Ahn, J. H. Kim und Z. H. Cho. „High-Speed Spiral-Scan Echo Planar NMR Imaging-I“. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 5.1 (1986), S. 2–7.

- [28] Bernd Jung et al. „Highly k-t-space-accelerated phase-contrast MRI“. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 60.5 (2008), S. 1169–1177.
- [29] Richard Ehman und Joel Felmlee. „Flow Artifact Reduction in MRI : A Review of the Roles of Gradient Moment Nulling and Spatial Presaturation“. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 14 (1990), S. 293–307.
- [30] JiaHong Gao und John C. Gore. „Turbulent Flow Effects on NMR Imaging: Measurement of Turbulent Intensity“. In: *Medical Physics* 18.5 (1991), S. 1045–1051.
- [31] Dean O. Kuethe und Jia Hong Gao. „NMR signal loss from turbulence: Models of time dependence compared with data“. In: *Physical Review E* 51.4 (1995), S. 3252–3262.
- [32] Hojin Ha et al. „Validation of pressure drop assessment using 4D flow MRI-based turbulence production in various shapes of aortic stenoses“. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 81.2 (2018), S. 893–906.
- [33] Petter Dyverfeldt et al. „Quantification of intravoxel velocity standard deviation and turbulence intensity by generalizing phase-contrast MRI“. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 56.4 (2006), S. 850–858.
- [34] Henrik Haraldsson et al. „Assessment of Reynolds stress components and turbulent pressure loss using 4D flow MRI with extended motion encoding“. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 79.4 (2018).
- [35] Fabrizio Donati et al. „Non-invasive pressure difference estimation from PC-MRI using the work-energy equation“. In: *Medical Image Analysis* 26.1 (2015), S. 159–172.
- [36] Petter Dyverfeldt. „Estimation of Turbulence using Magnetic Resonance Imaging“. In: *Biomedical Engineering* January (2005).
- [37] Hojin Ha et al. „4D Flow MRI quantification of blood flow patterns, turbulence and pressure drop in normal and stenotic prosthetic heart valves“. In: *Magnetic Resonance Imaging* 55 (2019), S. 118–127.
- [38] Maximilian Reiser, Wolfhard Semmler und Hedvig Hricak. *Magnetic Resonance Tomography*. 3. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2008.
- [39] Fritz Schick. *MRT-Kurs für die MTAR-Ausbildung*. 2017.
- [40] Robert W. Brown et al. *Magnetic Resonance Imaging : Physical Principles and Sequence Design*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2014.
- [41] Dieter Meschede. *Gerthsen Physik*. 25. Auflag. Bd. 25. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2015, S. 1047.
- [42] H. Nyquist. „Thermal agitation of electric charge in conductors“. In: *Physical Review* 32.1 (1928), S. 110–113.
- [43] Siemens Medical Solutions. *MAGNETOM Prisma*. 2007.

- [44] Monika Lehmpfuhl et al. „Flussuntersuchungen an Strömungsphantomen im Vor- und Nachlauf stenoseförmiger Verengungen mittels geschwindigkeitskodierter MRT und numerischer Simulation der Fluidodynamik“. In: *Biomedical Engineering* 54.1 (2009), S. 38–47.
- [45] Patrick Weiß. „Quantitative Bestimmung dreidimensionaler Geschwindigkeitsfelder in Flüssigkeiten“. In: (2010).
- [46] Nobuyuki Otsu. „A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms“. In: *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics* SMC-9.1 (1979), S. 62–66.
- [47] Azuma Takahashi et al. „A three-dimensional strain measurement method in elastic transparent materials using tomographic particle image velocimetry“. In: *PLoS ONE* 12.9 (2017), S. 1–14.
- [48] Hans Peter Kreplin und Helmut Eckelmann. „Behavior of the three fluctuating velocity components in the wall region of a turbulent channel flow“. In: *Physics of Fluids* 22.7 (1979), S. 1233–1239.
- [49] Hojin Ha et al. „Estimating the irreversible pressure drop across a stenosis by quantifying turbulence production using 4D Flow MRI“. In: *Scientific Reports* 7. April (2017), S. 1–14.
- [50] Ramona Lorenz et al. „Influence of eddy current, Maxwell and gradient field corrections on 3D flow visualization of 3D CINE PC-MRI data“. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 72.1 (2014), S. 33–40.
- [51] Sven Petersson et al. „Quantification of turbulence and velocity in stenotic flow using spiral three-dimensional phase-contrast MRI“. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 75.3 (2016), S. 1249–1255.
- [52] Petter Dyverfeldt et al. „Assessment of fluctuating velocities in disturbed cardiovascular blood flow: In vivo feasibility of generalized phase-contrast MRI“. In: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 28.3 (2008), S. 655–663.
- [53] Hojin Ha et al. „Age-related vascular changes affect turbulence in aortic blood flow“. In: *Frontiers in Physiology* 9.36 (2018), S. 1–10.
- [54] Philippe Pibarot und Jean G. Dumesnil. „Prosthetic heart valves: Selection of the optimal prosthesis and long-term management“. In: *Circulation* 119.7 (2009), S. 1034–1048.
- [55] WHO. *Global Health Estimates 2016: Deaths by Cause, Age, Sex, by Country and by Region, 2000-2016*. Techn. Ber. Geneva: World Health Organization, 2018.
- [56] Richard C. Becker, Paul Eisenberg und Alexander G.G. Turpie. „Pathobiologic features and prevention of thrombotic complications associated with prosthetic heart valves: Fundamental principles and the contribution of platelets and thrombin“. In: *American Heart Journal* 141.6 (2001), S. 1025–1037.

Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift

Die Arbeit wurde in der Sektion für Experimentelle Radiologie der Universitätsklinik Tübingen unter Betreuung von Herrn Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Fritz Schick durchgeführt. Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Herrn Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Fritz Schick.

Sämtliche Versuche wurden von mir mit Unterstützung durch Dr. sc. hum. Petros Martirosian durchgeführt. Die statistische Auswertung erfolgte eigenständig durch mich. Ich versichere, das Manuskript selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, den 12. Juni 2021

Stefan Futterknecht

Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle bei allen bedanken, die zur Fertigstellung meiner Arbeit beigetragen haben.

Zuerst möchte ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Dr. Fritz Schick bedanken, der mich über die gesamte Zeit mit hilfreichen Ideen und konstruktiver Kritik unterstützt hat.

Zudem gebührt mein Dank Herrn Dr. Petros Martirosian, dessen Hilfe sowohl bei der Durchführung der Versuche als auch bei der Verschriftlichung meiner Arbeit wertvoll war.

Abschließend möchte ich meiner Familie danken, die mich über mein gesamtes Studium unterstützt hat und besonders meiner Schwester Sonja Futterknecht für das Korrekturlesen.