

**Fakultät Physik  
Experimentelle Physik III**

**Hochauflösende Strömungsbildgebung  
und Gewebeanalyse mit der  
bildgebenden Kernspinresonanz**

Charakterisierung des Strömungsverhaltens und  
Untersuchungen an Aneurysma- und Stenosenmodellen  
verschiedener Grade

**Dissertation**

zur Erlangung des akademischen Grades eines  
**Doktors der Naturwissenschaften**  
**(Dr. rer. nat.)**

vorgelegt von

**Marvin Heil, M.Sc.**

geboren am 12.09.1987 in Schwelm

---

August 2019

Erstgutachter: Prof. Dr. Dieter Suter

Zweitgutachter: Prof. Dr. Matthias F. Schneider



# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einführung</b>	<b>1</b>
<b>2. Grundlagen der Kernspinresonanz</b>	<b>3</b>
2.1. Basis der NMR . . . . .	4
<b>3. Grundlagen zur bildgebenden NMR</b>	<b>7</b>
3.1. Mehrdimensionale örtliche Kodierungsverfahren . . . . .	8
3.2. Erläuterung der bildgebenden Prinzipien anhand zweier Bildgebungssequenzen . . . . .	10
<b>4. Strömungsbildgebung mit NMR</b>	<b>13</b>
4.1. Phasenkontrast-Methode . . . . .	13
4.2. Die Time-of-Flight Methode . . . . .	16
4.3. Strömungsbildgebungsartefakte . . . . .	18
<b>5. Medizinische Grundlagen</b>	<b>21</b>
5.1. Gefäßveränderungen bei kardiovaskulären Erkrankungen . . . . .	21
5.2. Aneurysmen . . . . .	21
5.3. Arteriosklerose und Stenosen . . . . .	23
<b>6. Versuchsaufbauten</b>	<b>25</b>
6.1. Konstante Strömungsbildgebung . . . . .	25
<b>7. 3D-Druck Proben</b>	<b>27</b>
7.1. Herstellung der 3D-Druckmodelle . . . . .	27
7.2. Bestimmung des Grades der Stenosenmodelle . . . . .	27
<b>8. Gewebeprobenanalyse</b>	<b>29</b>
8.1. Untersuchungen an Gewebeproben . . . . .	29
<b>9. Flüssigkeitseigenschaften</b>	<b>37</b>
9.1. Newtonsche Flüssigkeiten . . . . .	37
9.2. Nicht-newtonsche Flüssigkeiten . . . . .	37
9.3. Scherratenabhängige Viskositätsmessung am Plattenviskosimeter . . . . .	39
9.4. Time-of-Flight Messungen zur Analyse des Flussprofils . . . . .	42
<b>10. Phasenkontrast-MRT</b>	<b>49</b>
10.1. Laminare Strömung mit einer newtonschen Flüssigkeit . . . . .	49
10.2. Messparameter . . . . .	50
10.3. Exzentrisches Stenosenmodell 1 mit Grad 20% . . . . .	51
10.4. Exzentrisches Stenosenmodell 2 mit Grad 50% . . . . .	52
10.5. Exzentrisches Stenosenmodell 3 mit Grad 80% . . . . .	53
10.6. Konzentrische Stenosenmodell 1 mit Grad 45% . . . . .	54
10.7. Konzentrische Stenosenmodell 2 mit Grad 75% . . . . .	56
10.8. Generisches Aneurysmamodell . . . . .	56

<b>11. Nicht-Newton'sche Flüssigkeiten</b>	<b>67</b>
11.1. Untersuchungen der Stenosenmodelle . . . . .	67
<b>12. Distanzbestimmung der Sichtbarkeit einer Störung im Strömungsprofil</b>	<b>93</b>
12.1. Berechnung der Normalisierungsdistanz . . . . .	93
12.2. Normalisierungsdistanz für newtonsche Flüssigkeit . . . . .	93
12.3. Normalisierungsdistanz für nicht-newtonsche Flüssigkeit . . . . .	96
<b>13. Wandscherspannung</b>	<b>101</b>
13.1. Bestimmungsverfahren der WSS . . . . .	101
13.2. Generisches Aneurysmamodell . . . . .	104
13.3. Exzentrisches Stenosenmodell 1 . . . . .	104
13.4. Exzentrisches Stenosenmodell 2 . . . . .	105
13.5. Exzentrisches Stenosenmodell 3 . . . . .	106
13.6. Konzentrisches Stenosenmodell 1 . . . . .	107
13.7. Konzentrisches Stenosenmodell 2 . . . . .	108
<b>14. Zusammenfassung und Überblick</b>	<b>111</b>
<b>A. Anhang Erläuterung der Funktionsweise der Auswertprogramme (Matlab)</b>	<b>113</b>
A.1. Klasse Image2 . . . . .	113
A.2. Klasse VectorField . . . . .	115
A.3. Exemplarische Übersicht der Auswerteschritte bei der Analyse eines Phasenkontrast-Datensatzes . . . . .	118
<b>B. Strömungsprofil aus TOF</b>	<b>125</b>
<b>C. Berechnung der Abweichung zwischen dem theoretischen und experimentellen Strömungsprofil</b>	<b>127</b>
<b>D. Beschreibung des Aufnahmeverfahrens-Phasenkontrastmessungen</b>	<b>129</b>
D.1. 3D-Datensatz mit Schichtselektion . . . . .	129
D.2. 3D-Datensatz, fourierbasiert . . . . .	130
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>I</b>
<b>Eigene Veröffentlichungen</b>	<b>XI</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>XIII</b>
<b>Daten und Programme</b>	<b>XV</b>



# 1. Einführung

Die Weltgesundheitsorganisation führt seit mehreren Jahren kardiovaskuläre Erkrankungen und deren Folgeerkrankungen als eine der häufigsten Todesursachen weltweit in ihrem jährlichen Bericht [1]. Zu diesen Erkrankungen werden allgemein die Erkrankungen gezählt, die vom Gefäßsystem und bzw. oder vom Herzen ausgehen. Im Detail werden alle Erkrankungen erfasst, die eine gemeinsame pathologische Ursache der Arteriosklerose haben. Dabei verändern die Erkrankungen das Strömungsverhalten in den Gefäßen. Dadurch können weitere Folgeerkrankungen, wie zum Beispiel Aneurysmen, entstehen. Aufgrund der hohen Patientenrate ist ein großes Interesse vorhanden, die genauen Abläufe und Auswirkungen der Erkrankungen auf das Gewebe als auch auf das Strömungsverhalten zu erforschen. Diese können genutzt werden um verbesserte Therapiemöglichkeiten zu entwickeln, aber auch die bestehende Grundlagenforschung zu erweitern [2, 3]. In dieser Arbeit werden die Ergebnisse der Promotion von Daniel Edelhoff aufgenommen und weiter geführt [4]. Dazu werden seine erreichten Forschungsergebnisse aufgegriffen um diese zu ergänzen und zu erweitern. Die mikroskopische Magnetresonanztomographie hat sich als ein geeignetes Mittel gezeigt, um das Strömungsverhalten innerhalb von 3D-Druck-Gefäßmodellen unterschiedlicher Form zu analysieren und wird daher auch in dieser Arbeit als Methodik verwendet. Die Phasenkontrastmethode ist die hauptsächlich verwendete Sequenz zur Bestimmung des Fließverhaltens [5]. Sie ist neben der Ultraschallsonographie eine der Standardmethoden zur Charakterisierung des Flussverhaltens in Gefäßen [6, 7]. Unter einem Aneurysma wird eine krankhafte Veränderung des Gefäßes verstanden, die zu einer Erweiterung der eigentlichen Gefäßbahn führt [8]. Diese Aussackungen entstehen durch angeborene oder später entstandene Wandveränderungen. Aneurysmen treten sehr häufig, erkannt und unerkannt, in der Bevölkerung auf. Dabei können sie im ganzen Körper entstehen und bergen das Risiko einer Ruptur, die zu inneren Blutungen führt und eine Folge von Komplikationen entstehen lässt. Die Bestimmung der Effekte einer Gefäßveränderung auf die Strömung des Gefäßes hat nicht nur medizinische Relevanz. Sie ermöglicht eine genaue Analyse der Reichweite wodurch Rückschlüsse auf das betroffene anliegende Gewebe geschlossen werden kann, sodass eine detailliertere Abschätzung des vorliegenden Risikos getroffen werden kann. Zusätzlich ist sie essentiell für die Simulation des Flusses. Dabei liefert diese Arbeit Informationen zur nötigen Simulation außerhalb der eigentlichen Geometrie und ermöglicht so eine spezifischere und vor allem zeitlich angepasste Analyse des vorliegenden Problems. Eine veränderte Wandscherspannung scheint ein guter Indikator für die mögliche Entstehung eines Aneurysmas zu sein [9, 10]. Zusätzlich können zu hohe bzw. zu niedrige Wandscherspannungen zu einer Ruptur an der betroffenen Stelle führen.

In dieser Arbeit werden newtonsche und nicht-newtonsche Flüssigkeiten für die Analyse verwendet. Die anfänglichen Messungen wurden mit Wasser als newtonsche Flüssigkeit vollzogen, um im Anschluss eine Blutersatzlösung zu finden, die dem Verhalten von Blut möglichst nahe kommt. Dazu wurden verschiedene Stoffe und Mischungsverhältnisse mit Hilfe der Rheologie und Magnetresonanztomographie untersucht. Mit einer Xanthan-Wasser Mischung konnte eine geeignete Substitution gefunden werden mit der die Untersuchungen an den Modellen durchgeführt werden. Xanthan funktioniert scherverdünnend und wird bereits in der Industrie eingesetzt um bestimmte rheologische Eigenschaften zu variieren [11].

Die Untersuchungen mittels der Phasenkontrastsequenz bei einer konstanten Strömung werden

## 1. Einführung

hauptsächlich an zwei Gefäßmodelltypen durchgeführt. Sie werden an einem Aneurysmamodell, als auch diversen Stenosenmodellen ausgeführt. Die Messungen ermöglichen die Erfassung des dreidimensionalen Geschwindigkeitsprofil bei den unterschiedlichen Modellgeometrien. Aus den Profilen kann eine Normalisierungsdistanz bestimmt werden. Sie gibt an, wie lange die Störung im Strömungsprofil sichtbar ist. Zudem kann die Wandscherspannung der einzelnen Geometrien bestimmt werden.

Die Arbeit wurde in vier thematische Hauptabschnitte gegliedert. Der erste Abschnitt behandelt die Basis der verwendeten Methodik. In Kapitel (2) werden die Grundlagen der Magnetresonanz und in Kapitel (3) die bildgebende Kernspinresonanz beschrieben. Im folgenden Kapitel (4) wird die genutzte Strömungsbildgebung eingeführt. Eine Einordnung in den allgemeinen medizinischen Hintergrund wird in Kapitel (5) geschildert, dabei wird auf die verschiedenen Gefäßerkrankungen, die in dieser Arbeit behandelt werden, näher eingegangen. Zu diesen Gefäßerkrankungen zählen Aneurysmen, Stenosen und die Arteriosklerose.

Der zweite Abschnitt beinhaltet den Versuchsaufbau, die darin vollzogenen Messungen und die daraus resultierenden Ergebnisse. Das erste Kapitel dieses Abschnittes umfasst den Versuchsaufbau (6). Im folgenden Kapitel (7) werden die 3D-Druck-Proben beschrieben.

In dem dritten Abschnitt werden die durchgeführten Experimente und die daraus resultierenden Ergebnisse dieser Arbeit vorgestellt. In dem Kapitel (8) werden die statischen Messungen mittels NMR-Bildgebung an Gewebeprobe von Menschen und einer Ratte behandelt. Anschließend wird die Suche nach einer Blutersatzlösung beschrieben und die Eigenschaften von newtonschen und nicht newtonschen Flüssigkeiten erläutert. Die Ergebnisse sind in Kapitel (9) zu finden.

Danach werden die Untersuchungen des Strömungsverhaltens an den Stenosenmodellen (10) mit Wasser und den Xanthan-Mischungen in Kapitel (11) beschrieben. Aus den Phasenkontrastmessungen mit den Xanthan-Mischungen wird im Kapitel (12) die Distanz gesucht, bei der sich der Fluss nach einer Veränderung wieder normalisiert hat. Zuletzt wird die Wandscherspannung des Aneurysmamodells (13.2) und der Stenosenmodelle (13) untersucht. Die Präsentation der Ergebnisse und deren Diskussion beendet den Abschnitt (14). Zudem werden noch weiterführende Überlegungen zu Anwendungsmöglichkeiten und Fortführungsmöglichkeiten erläutert.

Der letzte Abschnitt beinhaltet den Anhang (A,B,C,D), indem die einzelnen Messprogramme und die Vorgehensweise der Analyse dieser Arbeit im Detail erläutert werden.

## 2. Grundlagen der Kernspinresonanz

In diesem Kapitel werden sowohl die zugrundeliegenden physikalischen Prinzipien der Kernspinresonanz (aus dem englischen: Nuclear Magnetic Resonance, bzw. kurz NMR), als auch die in dieser Arbeit überwiegend verwendete, sogenannte bildgebende Kernspinresonanz (auf englisch: Magnetic Resonance Imaging, bzw. kurz MRI) erläutert. Im Jahr 1946 wurde das Phänomen der kernmagnetischen Resonanz von zwei unabhängigen Arbeitsgruppen um Purcell [12] und Bloch [13] entdeckt. Bis zur heutigen Zeit hat sich die NMR zu einer der wichtigsten Methoden für Chemiker, Biologen, Physiker und Mediziner entwickelt. Sie liefert detaillierte Informationen zur inneren Struktur biologischer Stoffe, wie z.B. Proteine [14, 15], als auch Charakterisierungsmöglichkeiten dynamischer Prozesse in der Pharmazie [16]. Zudem konnte sogar die Flüssigkeitsbewegung in geschlossenen Vogeleiern untersucht werden [17]. Ein weiteres erschlossenes Anwendungsgebiet aus den letzten 20 Jahren ist die Quanteninformationsbearbeitung, in der die NMR es erlaubt, ein sogenanntes Qubitsystem zu speichern [18].

Die Basis jeglicher Anwendungen ist der bereits 1897 von Zeeman beschriebene, sogenannte Zeeman-Effekt, bei dem die Energieniveaus bei einem aktiven äußeren Magnetfeld aufgespalten werden [19]. Aus der Kernspinresonanz hat sich zudem in den 80iger Jahren eine weitere Methodik, die Magnetresonanztomographie (auf englisch: Magnetic Resonance Imaging, bzw. kurz MRI), entwickelt. Sie wird auch als Magnetresonanztomographie (kurz MRT) bezeichnet und zeichnet sich als eine der wichtigsten, hauptsächlich nicht-invasiven Diagnosemethoden in der Medizin aus. Invasive Eingriffe treten nur in wenigen Ausnahmefällen in der Behandlung auf, bei denen ein zusätzliches Kontrastmittel injiziert wird. Die ersten MR-Bilder wurden von Lauterbur 1973 veröffentlicht [20]. Dabei wurde zum ersten Mal die Spindichte ortsabhängig bestimmt, indem der Zeeman-Effekt in Abhängigkeit eines bekannten eingestrahlten Magnetfeldgradienten aufgenommen worden ist. Die Grundlage zur klinischen Anwendung bildeten die ersten Bilder eines menschlichen Kopfes, die fünf Jahre später von Clow und Young [21] aufgenommen wurden. Die erste gesamte Aufnahme eines menschlichen Körpers wurde von Mansfield kurz darauf im Jahr 1979 veröffentlicht [22].

Die MRI bietet neben der nicht-invasiven Methodik eine große Vielfalt an Kontrastmöglichkeiten gegenüber vergleichbarer Diagnosemethoden. Unterschiedliche Gewebearten besitzen individuelle Zeiten, für die Relaxationsprozesse und können über diese unterschieden und beschrieben werden. Die Relaxationszeiten können zudem genutzt werden, um einen gewünschten Kontrast in den Aufnahmen zu erzeugen bzw. ganze Gewebearten zu unterdrücken [23, 24]. Neben der Kontrastmöglichkeit bietet die NMR die Möglichkeit, Bewegungen auf Molekülebene sichtbar zu machen, indem sie die Diffusion und das Strömungsverhalten aufnehmen kann.

Klinisch betrachtet ist hervorzuheben, dass nach aktuellem wissenschaftlichen Stand, die MRI vollkommen unbedenklich ist. Trotzdem gibt es diverse Sicherheitsberichte, die zur Vorsicht bei der Anwendung raten [25, 26, 27]. Die in dieser Arbeit hauptsächlich verwendete sogenannte MR-Mikroskopie hat sich aus der MRI entwickelt. In der Regel wird diese in NMR-Spektrometern mit starken Magnetfeldern und Magnetfeldgradienten durchgeführt. Aguayo konnte als einer der ersten Wissenschaftler bereits dadurch deutlich höhere Auflösungen, bis zu drei Größenordnungen, erzielen [28]. Im Weiteren werden nun aus den Werken von Arbragam, Callagan und Levitt bekannten Grundlagen zur NMR als auch der MR-Mikroskopie näher erläutert [29, 30, 31]. Die vorgestellte Theorie wurde ebenfalls in Teilen in meiner Masterarbeit dargelegt [32]. Im ersten

## 2. Grundlagen der Kernspinresonanz

Abschnitt dieses Kapitels werden die Basisprinzipien der NMR beschrieben. Das darauf folgende Kapitel befasst sich mit der Grundlage der bildgebenden NMR, inklusive der Erläuterung zweier Basisbildgebungssequenzen.

### 2.1. Basis der NMR

Das grundlegende Prinzip der Kernspinresonanz bildet die Zeeman-Aufspaltung. Sie beschreibt die Aufspaltung der Energieniveaus von Atomkernen bei nicht verschwindendem Kernspin  $\vec{I}$ . Unter dem Einfluss eines externen Magnetfeldes spalten die Energieniveaus aufgrund ihrer Kernspinquantenzahl  $I$  in  $2I + 1$  Zustände auf. Im Rahmen dieser Arbeit werden ausschließlich Protonen von Wasserstoffkernen betrachtet, die eine Spinquantenzahl von  $I = 1/2$  ausweisen. In diesem Fall kommt es somit zu einer zweifachen Aufspaltung der Energiezustände unter dem externen Feld  $B_0$ , wobei die Energiedifferenz der Niveaus durch die folgende Gleichung gegeben

$$\Delta E = \hbar\gamma B_0 \quad (2.1)$$

ist. Dabei entspricht  $\gamma = 2,675 \cdot 10^8 \frac{\text{rad}}{\text{sT}}$  dem gyromagnetischen Verhältnis für Protonen und  $\hbar = \frac{h}{2\pi}$  dem reduzierten Planck'schen Wirkungsquantum. Der Kernspin  $\vec{I}$  koppelt unter dem Einfluss des externen Magnetfeldes an das magnetische Moment  $\vec{\mu}$  und präzidiert um die Magnetfeldachse.

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{I} \quad (2.2)$$

Es wird im Folgenden, wie in der NMR allgemein üblich, angenommen, dass das externe Magnetfeld in  $z$ -Richtung ausgerichtet ist.  $\vec{B}_0 = B_0 \cdot \vec{e}_z$  mit  $\vec{e}_z$  dem Einheitsvektor in  $z$ -Richtung. Dies bedeutet für die Präzessionsbewegung des magnetischen Moments eine symmetrische Orientierung um die  $z$ -Achse. Dabei wird die Präzessionsfrequenz des magnetischen Moments als sogenannte Larmorfrequenz bezeichnet.

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (2.3)$$

Zur Ermittlung der Gesamtmagnetisierung  $\vec{M}$  für ein bestimmtes Volumen  $V$  werden die einzelnen magnetischen Momente  $\vec{\mu}_i$  aufsummiert, sodass sich für  $\vec{M} = \sum_V \vec{\mu}_i$  ergibt. Im Gleichgewichtszustand besitzt die Magnetisierung nur eine longitudinale Komponente, die parallel zum externen Magnetfeld in  $z$ -Richtung zeigt. Die Spins sind innerhalb der beiden Energieniveaus ungleich verteilt. Die genaue Besetzungszahl  $N_m$  der beiden Energieniveaus ist gegeben durch die Boltzmannverteilung im thermischen Gleichgewicht für die Spinquantenzahl  $m = \pm \frac{1}{2}$

$$N_{\pm \frac{1}{2}} = \frac{e^{\left(\pm \frac{\Delta E}{2k_B T}\right)}}{e^{\left(-\frac{\Delta E}{2k_B T}\right)} + e^{\left(\frac{\Delta E}{2k_B T}\right)}}. \quad (2.4)$$

Hierbei ist  $\Delta E$  die in Gleichung (2.1) gegebene Energiedifferenz der Niveaus,  $k_B$  die Boltzmann-Konstante und  $T$  die Temperatur. Mit Hilfe der Hochtemperaturnäherung kann dies vereinfacht werden zu:

$$N_{\pm \frac{1}{2}} \approx \frac{1}{2} \left( 1 \pm \frac{\hbar\gamma B_0}{2k_B T} \right). \quad (2.5)$$

Für die Bedingungen unter denen diese Arbeit erstellt worden ist, ergibt sich somit ein Besetzungsverhältnis zwischen den beiden Energieniveaus von 0,9999. Es gilt hier für das Magnetfeld

$B_0=14,1$  T und die Raumtemperatur  $T = 293$  K. Im Allgemeinen kann dadurch die geringe Empfindlichkeit der NMR verstanden werden. Weiterhin kann aus dem Besetzungszahlunterschied die Gleichgewichtsmagnetisierung entlang der  $z$ -Achse berechnet werden

$$M_0 = N_{Spins} \gamma^2 \hbar^2 \cdot \frac{B_0}{4k_B T}, \quad (2.6)$$

wobei  $N_{Spins}$  die Anzahl aller Spins in dem zu betrachtenden Volumen sind. Die Gleichgewichtsmagnetisierung ist die Ausgangslage für die unterschiedlichen Messungen und bildet somit die Basis, die auf unterschiedliche Weise manipuliert werden kann. Durch die Zugabe von äußerer Energie in das System kann die Ausgangsposition verändert werden. Zur Manipulation wird ein hochfrequentes Wechselfeld eingestrahlt, das aufgrund der in dieser Arbeit verwendeten Magnetfeldstärke, im Radiofrequenz-Bereich liegt (etwa 600 MHz). Zudem muss das Feld die Resonanzbedingung der Photonen erfüllen.

$$f_{RF} = \frac{\omega_0}{2\pi} \quad (2.7)$$

Bei der Manipulation der Magnetisierung werden zwei Spezialfälle unterschieden. In Abhängigkeit der Amplitude des zusätzlich eingestrahlten RF-Feldes  $B_1$ , dessen Spule orthogonal zum  $B_0$ -Feld in der  $x - y$ -Ebene liegt, dreht sich die Magnetisierung um einen bestimmten Winkel. Beim ersten Spezialfall dreht sich die Magnetisierung um  $90^\circ$  bzw.  $\pi/2$  in die  $x - y$ -Ebene, dabei verschwindet bei einem perfekt angelegten  $90^\circ$  Puls die sogenannte longitudinale Magnetisierung entlang der  $z$ -Achse, währenddessen nur noch die transversale Magnetisierung entlang der  $x$ -Ebene übrig bleibt. Der zweite Spezialfall dreht die Magnetisierung um die  $x - y$ -Achse zu  $\vec{M} = -M_0 \cdot \vec{e}_z$  mit einem  $180^\circ$  bzw.  $\pi$ -Puls. Sollte im Anschluss der Auslenkung durch den RF-Puls ein transversaler Anteil der Magnetisierung vorhanden sein kann durch diesen eine Wechselfeldspannung mit der Larmorfrequenz in der RF-Spule induziert werden. Die so detektierte Spannung wird in der NMR als freier Induktionszerfall (engl.: Free Induction Decay bzw. FID) bezeichnet.

Nachdem die Magnetisierung aus der Ruhelage ausgelenkt worden ist, strebt sie stets zu dieser zurück. Dies wird als Relaxation bezeichnet und ist eine entscheidende Eigenschaft der NMR, da die Relaxationsprozesse materialabhängig sind. Allgemein beschreibt sie den Abbau der transversalen Magnetisierung und den Aufbau der longitudinalen Magnetisierung. Zur Charakterisierung der Prozesse werden jeweils spezifische Relaxationszeiten eingeführt. Für die longitudinale Magnetisierung wird die sogenannte  $T_1$ -Relaxationszeit eingeführt. Sie beschreibt die Relaxation zurück in die Gleichgewichtsmagnetisierung  $M_0$ . Für den Fall eines  $90^\circ$  Pulses ist der Relaxationsprozess durch die Gleichung

$$M_z(t) = M_0 \left( 1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right) \quad (2.8)$$

gegeben. Die Gleichgewichtsmagnetisierung  $M_0$  kann nur noch für  $t \rightarrow \infty$  erreicht werden. Die für die Relaxation benötigte Energie wird an die Umgebung bzw. Gitter als Wärmeenergie, abgegeben. Die  $T_1$ -Relaxation wird deshalb in der Literatur auch als Spin-Gitter-Relaxation bzw. longitudinale Relaxation bezeichnet. Die zweite Relaxationsbewegung findet in der transversalen Ebene der resultierenden Magnetisierung statt. Analog zerfällt die transversale Magnetisierung exponentiell mit der Relaxationskonstante  $T_2$ . Der Vorgang kann durch die Gleichung

$$M_{x,y}(t) = M_{x,y}(0) e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (2.9)$$

beschrieben werden. Dieser Relaxationsprozess wird als Spin-Spin-Relaxation bzw. transversale Relaxation bezeichnet. Bei diesem Prozess muss zwischen homogenen und inhomogenen Beiträgen unterschieden werden. Die Magnetfeldinhomogenitäten und die chemische Verschiebung

## 2. Grundlagen der Kernspinresonanz

gehören zu den inhomogenen Beiträgen des Prozesses. Die zu den inhomogenen Anteilen gehörige Zeit wird als  $T_2'$  bezeichnet. Zudem werden die homogenen Beiträge, die sich im Wesentlichen aus der Dipol-Dipol-Wechselwirkung benachbarter Kerne zusammensetzt, unter der Zeit  $T_2$  zusammengefasst. Im Normalfall verläuft der transversale Relaxationsprozess schneller als die longitudinale Relaxation. Die homogenen und inhomogenen Beiträge überlagern sich und werden zu der sogenannten  $T_2^*$  Zeit zusammengefasst. Sie ist charakteristisch für den Signalzerfall beim FID.

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2'} + \frac{1}{T_2} \quad (2.10)$$

Die  $T_2'$  Anteile können durch das sogenannte «Shimming» verringert werden. Shimming bezeichnet dabei den Vorgang ein möglichst homogenes Magnetfeld zu erzeugen, indem zusätzliche Spulen um den Probenkopf eingestellt werden. Weiterhin ist dabei zu beachten, dass durch die Schaltung eines  $180^\circ$  Pulses, die inhomogenen Anteile refokussiert werden können, sodass dieser Haupteinfluss auf den Zerfall häufig auch eliminiert werden kann. Dieser Vorgang ist in der Literatur unter dem Begriff Hahn-Echo bekannt [33]. Im Gegensatz dazu sind die durch die Relaxationszeit  $T_2$  beschriebenen Dekohärenzvorgänge nicht zu kompensieren und führen zu einer nicht konstanten Auffächerung der transversalen Signalkomponenten und damit zu ihrem Zerfall. Dieser Prozess wird hauptsächlich durch die Spin-Spin-Wechselwirkungen verursacht. Unter anderem gehört auch die sogenannte Dipol-Dipol-Wechselwirkung dazu, bei der die Kernspins nicht nur das äußere Magnetfeld  $B_0$  spüren, sondern auch noch ein weiteres lokales Feld, das ungleich dem äußeren und abhängig von der lokalen Ausrichtung der Kerne ist.

Zusammenfassend sind die Relaxationszeiten  $T_1$  und  $T_2$  ein sehr gutes Mittel um unterschiedliche Stoffe zu unterscheiden und unter bestimmten Bedingungen zu untersuchen, da die Zeiten jeweils spezifisch für den jeweiligen Stoff unter den gegebenen Bedingungen sind. Dazu zählen unter anderem die folgenden Größen: das Magnetfeld  $B_0$ , die Temperatur und der Aggregatzustand des Stoffes. Beispielsweise sind die Relaxationszeiten  $T_1$  und  $T_2$  für das hier regelmäßig verwendete flüssige Wasser, bei Raumtemperatur und innerhalb des verwendeten 14,1 T Magneten, im Bereich von wenigen Sekunden.

### 3. Grundlagen zur bildgebenden NMR

Um eine räumliche Auflösung mit Hilfe der NMR zu erreichen muss eine lokale Magnetfeldstärkenänderung eingeführt werden, damit jedem Ort eine eindeutig bestimmbare Feldstärke zugeordnet werden kann [20]. Im Normalfall wird dies durch einen Magnetfeldgradienten realisiert, der das externe Magnetfeld  $B_0$  überlagert. Der Magnetfeldgradient ist ohne Einschränkungen ein Tensor zweiter Stufe und kann beschrieben werden durch die Gleichung

$$\vec{\bar{G}} = \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial x} & \frac{\partial B_x}{\partial y} & \frac{\partial B_x}{\partial z} \\ \frac{\partial B_y}{\partial x} & \frac{\partial B_y}{\partial y} & \frac{\partial B_y}{\partial z} \\ \frac{\partial B_z}{\partial x} & \frac{\partial B_z}{\partial y} & \frac{\partial B_z}{\partial z} \end{pmatrix}. \quad (3.1)$$

Es wird nun angenommen, dass das zusätzlich geschaltete Gradientenfeld klein gegenüber dem äußeren Magnetfeld ist. Deshalb darf der Tensor zu einem Vektor vereinfacht werden, bei dem nur noch die parallelen Anteile zum externen Feld  $B_0$  relevant sind.

$$\vec{G} = \begin{pmatrix} \frac{\partial B_z}{\partial x} \\ \frac{\partial B_z}{\partial y} \\ \frac{\partial B_z}{\partial z} \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

Die Larmorfrequenz wird um den Gradienten erweitert und kann dementsprechend in Abhängigkeit des Magnetfeldgradienten, sowie des Ortes über

$$\vec{\omega}(\vec{r}) = \gamma (B_0 + \vec{G} \cdot \vec{r}) \quad (3.3)$$

beschrieben werden. Idealerweise werden lineare Magnetfeldgradienten verwendet, da so eine optimale Ortsabhängigkeit gewährleistet werden kann. Im Experiment kann dies jedoch nicht zu 100% sicher gestellt werden und kann so zu Artefakten führen, die in der Auswertung einbezogen werden müssen. Unter den geschalteten Magnetfeldgradienten ergibt sich das folgende Messsignal  $S(t)$  unter der Annahme, dass die zuvor beschriebenen Relaxationsprozesse (Kapitel 2.1) nicht einbezogen werden

$$S(t) = \iiint \rho(\vec{r}) e^{i\gamma \vec{G} \cdot \vec{r} t} d\vec{r}. \quad (3.4)$$

Es entsteht ein zusätzlicher Phasenfaktor für die Spindichte  $\rho(\vec{r})$ , die vom eingestellten Magnetfeldgradienten abhängig ist. Es ist zudem üblich, die entstandene Phase über einen Wellenvektor  $\vec{k}$  zu beschreiben. Der Wellenvektor ist definiert als

$$\vec{k} = \frac{1}{2\pi} \gamma \vec{G} t. \quad (3.5)$$

Wird nun der Wellenvektor in die Gleichung (3.4) eingesetzt, ergibt sich für das Signal in Abhängigkeit des Wellenvektors die folgende Formel

$$S(\vec{k}) = \iiint \rho(\vec{r}) e^{2\pi i \vec{k} \cdot \vec{r}} d\vec{r}. \quad (3.6)$$

Im weiteren Verlauf dieser Arbeit wird dies als Standardschreibweise verwendet. Zudem kann die Spindichte mit Hilfe der Fouriertransformation aus dem aufgenommenen Signal bestimmt werden.

### 3.1. Mehrdimensionale örtliche Kodierungsverfahren

In der bildgebenden NMR werden diverse Verfahren verwendet um eine optimale Abtastung des Frequenzraums zu gewährleisten. In dieser Arbeit werden hauptsächlich drei Verfahren verwendet, die in beliebiger Kombination eingesetzt werden können. Normalerweise werden die Methoden dabei mit senkrecht zueinander ausgerichteten Gradienten genutzt. Im Weiteren Verlauf werden die einzelnen Methoden detailliert beschrieben.

#### 3.1.1. Schichtselektion

Um einen bestimmten Bereich innerhalb eines dreidimensionalen Volumens darzustellen, wird der Bereich durch einen selektiven Puls, als auch einen Schichtselektionsgradienten  $G_{Schicht}$  angeregt. Der schichtselektive Puls hat im Normalfall die Form eines Sinc-Pulses, also  $A(x) = \frac{\sin(x)}{x}$ . Dabei kann in der jeweils genutzten Sequenz der Puls so modelliert werden, dass nur ein bestimmter Bereich umgesetzt wird. Dies wird durch die eingestellte Anzahl der Nulldurchgänge des Pulses eingestellt. Der Sinc-Puls wird bevorzugt ausgewählt, da dessen Fouriertransformierte einer Rechteckfunktion im Frequenzraum entspricht. Es kann so die Breite des Pulses im Frequenzraum in den Sequenzen über den Parameter Bandbreite  $BW$  experimentell eingestellt werden. Mit einem zusätzlichen Magnetfeldgradienten kann eine quaderförmige Schicht der Höhe

$$\Delta z = \frac{BW}{\bar{\gamma} G_{Schicht}} \quad (3.7)$$

angeregt werden. Es ist zudem möglich die Position des Quaders in z-Richtung durch die Trägerfrequenz des RF-Pulses festzulegen. Die Form des Quaders kann über die Auswahl der Bandbreite des RF-Pulses, als auch die Gradientenstärke variiert werden. Die Ausrichtung wird ebenfalls über die eingestrahlte Gradientenrichtung festgelegt. In dieser Arbeit wird in vielen Fällen die Schichtselektion parallel zum externen Feld  $B_0$  in z-Richtung geschaltet.

#### 3.1.2. Frequenzkodierung

Bei der Frequenzkodierung wird ein weiterer Magnetfeldgradient während der Signalaufnahme geschaltet, um eine Projektion der Protonendichte auf die Gradientenachse zu erreichen. Der Magnetfeldgradient wird häufig auch als Lesegradient bezeichnet.

#### 3.1.3. Phasenkodierung

Die Phasenkodierung ist die dritte Kodiermöglichkeit, bei der eine zusätzliche Phase der Kernspins in Abhängigkeit des Ortes erzeugt wird. Dazu wird während der Signalaufnahme ein zusätzlicher Magnetfeldgradient  $G_{Phase}$  über eine Zeitdauer von  $t_{Phase}$  angelegt. Die Kernspins erhalten dadurch einen weiteren Phasenanteil  $\Phi(\vec{r})$ , der an die Position im Gradientenfeld gekoppelt ist

$$\phi(\vec{r}) = \bar{\gamma} \vec{r} \cdot \vec{G}_{Phase} t_{Phase} = \vec{k}_{Phase} \cdot \vec{r}. \quad (3.8)$$

Die zusätzliche Phase ändert jedoch das aufgenommene Messsignal aus Gleichung (3.6) zu

$$S(\vec{k}) = \iiint \rho(\vec{r}) \cdot e^{2\pi i [\vec{k}_{Frequenz} \cdot \vec{r} + \Phi(\vec{r})]} d\vec{r}. \quad (3.9)$$

### 3.1. Mehrdimensionale örtliche Kodierungsverfahren

Die Spindichte kann als Projektion auf die ausgewählte Ebene bestimmt werden, indem eine zweidimensionale Fouriertransformation durchgeführt wird. Dazu muss jedoch das Signal unter konstantem Lesegradienten und inkrementierter Phasenkodierung  $2^n$  mal aufgenommen werden. Ein wichtiger Parameter bei der Bildgebung ist das physikalische Sichtfenster, auch als Field of View (*FOV*) bezeichnet. Bei gegebener Phasen- und Frequenzkodierung kann das *FOV* für eine Ebene berechnet werden. Im weiteren Verlauf soll angenommen werden, dass die Frequenzkodierung in der  $x$ -Richtung und die Phasenkodierung in der  $y$ -Richtung durchgeführt wird. Das Field of View kann für die beiden Richtungen beschrieben werden als

$$FOV_{x/y} = \frac{1}{\Delta k_{x/y}}. \quad (3.10)$$

Für die Wellenvektordifferenz werden jeweils das Maximum betrachtet. Zur Umwandlung in den Ortsraum wird die Anzahl  $N_x$  der aufgenommenen Datenpunkte in  $x$ -Richtung während der Datenaufnahme benötigt

$$\Delta x = \frac{FOV_x}{N_x}. \quad (3.11)$$

Für die Phasenkodierrichtung wird das *FOV* durch die Anzahl der Inkremente  $N_y$  geteilt

$$\Delta y = \frac{FOV_y}{N_y}. \quad (3.12)$$

Dabei entspricht jeder Inkrementenschritt einem eigenen Experiment. Je hochauflösender aufgenommen werden soll, desto länger dauert das gesamte Experiment. Zur Zeitreduktion wird deshalb das sogenannte zero-filling angewendet (engl.: mit Nullen auffüllen). Dadurch erhöht sich die digitale Auflösung in Phasenkodierrichtung zu

$$\Delta y = \frac{FOV_x}{N_y + N_{zero}}. \quad (3.13)$$

Die Struktur des  $k$ -Raums werden ausgenutzt, um weitere Datenpunkte am Rand des  $k$ -Raums künstlich zu erzeugen und auf eine Signalamplitude von Null zu setzen. Dies ermöglicht eine Erhöhung der digitalen Auflösung ohne die Experimentierzeit zu erhöhen [34]. Die reale räumliche Auflösung kann jedoch nicht so leicht erhöht werden. Sie ist durch verschiedene Faktoren, wie die RF- und die Magnetfeldinhomogenitäten als auch durch Diffusionsprozesse beschränkt. Die untere räumliche Grenze wird in dieser Arbeit jedoch mit Messungen stets über  $10\mu m$  nie erreicht und die beschränkenden Faktoren können somit ignoriert werden [35]. Im restlichen Teil der Arbeit wird nur noch die digitale Auflösung verwendet.

Zur Quantifizierung und Vergleichbarkeit der Messungen wird noch eine weitere Größe eingeführt. Sie wird in der NMR als Signal zu Rausch Verhältnis bezeichnet (engl.: Signal to Noise Ratio, kurz *SNR*). Es ist ein Maß für die Zuverlässigkeit der aufgenommenen Daten und wird beschrieben durch

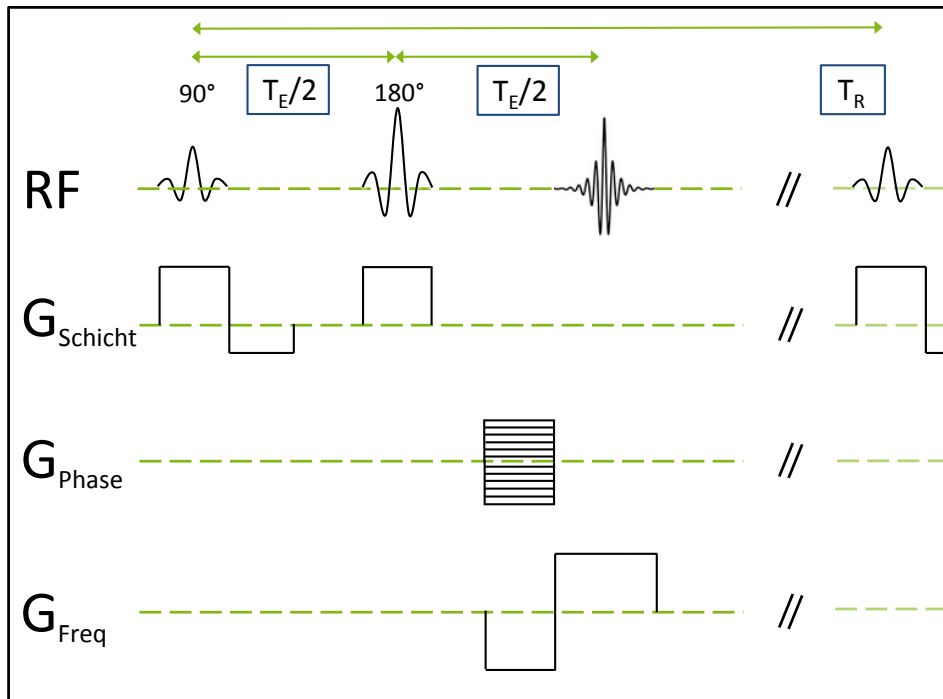
$$SNR = \frac{A_{Sig}}{\sigma_{Rauschen}}. \quad (3.14)$$

Dabei beschreibt  $A_{Sig}$ , die mittlere Signalamplitude und  $\sigma_{Rauschen}$  die Standardabweichung des Rauschsignals. Das *SNR* kann durch eine Erhöhung der Akkumulationsanzahl verbessert werden. Der Zusammenhang ist nicht linear, sondern das Signal zu Rausch Verhältnis steigt mit der Wurzel der Akkumulationen,  $\sqrt{na}$ . Dadurch kann im Allgemeinen die Bildqualität verbessert werden.

## 3.2. Erläuterung der bildgebenden Prinzipien anhand zweier Bildgebungssequenzen

### 3.2.1. Einleitung und Spin-Echo-Sequenz

Die spezielle zeitliche Abfolge, Kombination und Auswahl an Magnetfeldgradienten sowie RF-Pulsen wird in der bildgebenden NMR als Pulssequenz bezeichnet. Anhand der Sequenzskizzen kann so die Funktionsweise und die verwendeten Kodierungsverfahren dargestellt werden. Zum näheren Verständnis wird im Weiteren exemplarisch ein Beispiel erläutert. Die Pulssequenz ist



**Abbildung 3.1.:** Schematische Darstellung einer Spin-Echo basierten Bildgebungssequenz. Sie setzt sich aus dem anfänglich eingestrahlten Radiofrequenzpuls (RF) und den geschalteten Magnetfeldgradientenpulsen (G) zusammen. Wichtig ist, dass die Gradienten senkrecht zueinander stehen.

ein typisches Beispiel für eine Spin-Echo-Sequenz. Sie wird auch Spinwarp-Sequenz genannt. Zum Startzeitpunkt wird ein frequenzselektiver (weicher)  $90^\circ$  RF-Puls zusammen mit einem Schichtselektionsgradienten geschaltet. Dadurch entsteht, wie in der Schichtselektion beschrieben, eine transversale Magnetisierung für eine Schicht, in Abhängigkeit der geschalteten Gradienten. Zur Kompensation, die durch die Gradienten entstehenden Phasendifferenzen, wird direkt an den ersten Gradienten ein negativer Gradienten mit halber Fläche geschaltet. Im Anschluss wird nach der halben Echozeit  $\frac{T_E}{2}$  ein weiterer RF-Puls geschaltet. Nach dem Ablauf der Zeit vom ersten Puls bis zum Echo des ursprünglichen Signals entsteht das Echo und die so benötigte Zeit wird als Echozeit bezeichnet. Zur Vermeidung der Rephasierung nicht relevanter Bereiche wird ein zusätzlicher Gradienten während des zweiten RF-Pulses geschaltet, sodass nur der selektierte Bereich rephasiert wird. Zwischen dem  $180^\circ$ -Puls und dem Echo wird die Phasenkodierung geschaltet, dazu wird bei jedem Durchlauf der Sequenz die Phasenkodierung um eine Inkrementierung verändert. Zeitgleich zur Phasenkodierung beginnt die Frequenzkodierung. Die Fläche ist zuerst negativ und nur halb so groß wie der direkt im Anschluss geschaltete Lesegradient. Dies

### 3.2. Erläuterung der bildgebenden Prinzipien anhand zweier Bildgebungssequenzen

ermöglicht analog, wie bei der Schichtselektion, eine Refokussierung der Phase zum Zeitpunkt des Maximums des Echos. Das Experiment wird in Abhängigkeit der Phasenkodierschritte wiederholt, die Zeitdauer der Sequenz bis zur Wiederholung wird als Repetitionszeit  $T_R$  bezeichnet. Das so aufgenommene Messsignal ist im Wesentlichen von fünf Größen abhängig

$$S(\vec{r}) \approx S_0(\rho, \vec{r}) \cdot (1 - e^{-\frac{T_R}{T_1(\vec{r})}}) \cdot e^{-\frac{T_E}{T_2(\vec{r})}}. \quad (3.15)$$

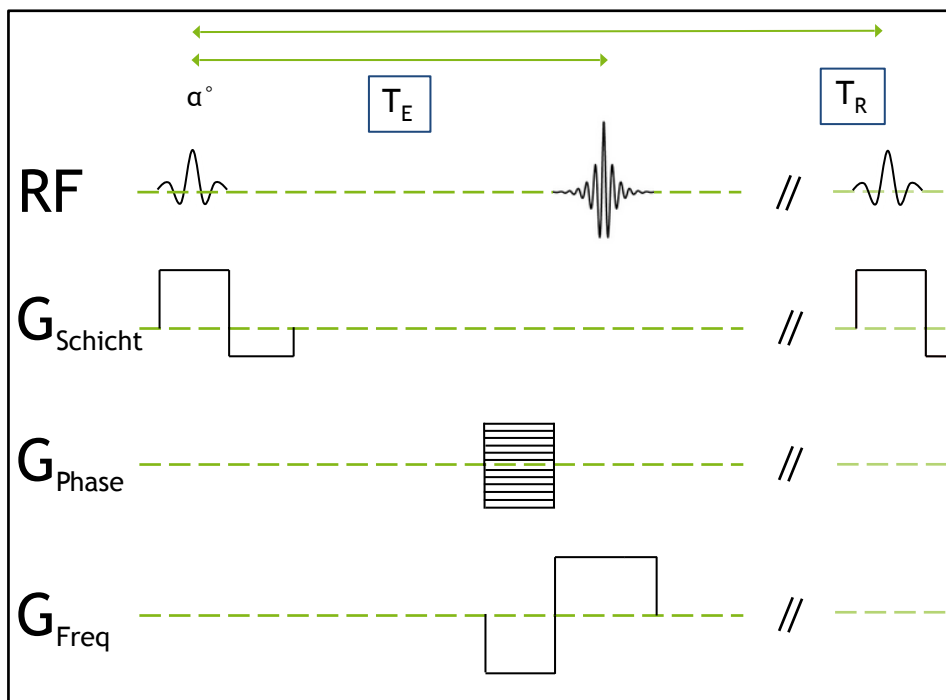
Es können bei geeigneter Wahl der fünf Größen bestimmte Kontrastverhältnisse in den aufgenommenen Bereichen ausgewählt werden, indem das jeweilige Verhältnis der experimentellen Parameter  $T_E$  und  $T_R$  mit den probenspezifischen Relaxationszeiten  $T_1$  und  $T_2$  passend gewählt werden.

#### 3.2.2. Gradientenechosequenz

Eine weitere sehr häufig verwendete Bildgebungssequenz ist die sogenannte **FLASH**-Sequenz, (**F**ast **L**ow **A**ngle **S**hot)-Sequenz, die zu den Gradientenechosequenzen gehört. Die Sequenz wird schematisch in Abbildung (3.2) gezeigt. Bei dieser Art der Sequenz wird kein  $180^\circ$ Puls geschaltet, stattdessen wird das Echo durch eine Kombination des angelegten Lesegradientens mit den zuvor dephasierenden Spins erzeugt. Dies hat zur Folge, dass der Kontrast über die Relaxationszeit  $T_2^*$  definiert ist. Ein weiterer Unterschied besteht darin, dass ein RF-Puls mit einem Flipwinkel kleiner als  $90^\circ$  geschaltet wird. Dabei wird eine Kosten/Nutzen Abwägung vorgenommen. Der Vorteil eines kleineren Flipwinkels ist die potentiell mehrfache Beschleunigung der Messzeit. Jedoch wird die longitudinale Magnetisierung nicht vollständig in die x-y-Ebene gedreht, sodass das Signal an Amplitude verliert. Der optimale Flipwinkel  $\alpha$  unter gegebenen Bedingungen und maximalem  $SNR$  lässt sich über die sogenannte Ernst-Formel beschreiben

$$\cos(\alpha) = e^{-\frac{T_R}{T_1}}. \quad (3.16)$$

### 3. Grundlagen zur bildgebenden NMR



**Abbildung 3.2.:** Schematische Darstellung der allgemeinen Flash-Sequenz. Sie basiert auf Radiofrequenzpulsen in Kombination mit Magnetfeldgradientenpulsen. Der jeweils erste RF-Puls besitzt jedoch einen Winkel kleiner als 90 Grad, sodass die Sequenz im Vergleich zur Spinechosequenz schneller Bilder aufnehmen kann.

## 4. Strömungsbildgebung mit NMR

Bereits zu den Anfängen um 1960 wurde durch Hahn neben den statischen Messungen die Untersuchung verschiedener Bewegungsprozesse in den Fokus der Methodenentwicklung der NMR gesetzt. In dieser Zeit lag der Schwerpunkt jedoch noch überwiegend auf der Analyse von Diffusionsprozessen [36, 37, 38, 39]. Mit der Ausarbeitung der bildgebenden NMR in den 70iger Jahren durch Lauterbur verschob sich der Fokus auf orts aufgelöste Geschwindigkeitsbildung [20]. P.R. Moran gehört zu den Pionieren und veröffentlichte 1982 seine erste Arbeit zu dem Thema [40], die von weiteren Wissenschaftlern wie Altobelli aufgegriffen und weitergeführt wurde [41]. Damit leitete Moran aber nur den ersten Teil eines Entwicklungsprozesses von Methoden und Anwendungen für die unterschiedlichen technischen und medizinischen Gebiete, die bis heute anhält, ein. In der klinischen Anwendung finden standardmäßige Strömungsuntersuchungen mit MRT statt [7]. Dies wird unter dem Begriff (Magnetic Resonance Angiography, kurz MRA) zusammengefasst und beinhaltet die Darstellung der Gefäße und Bahnen der jeweiligen Patienten [42]. Dazu werden zwei Hauptkategorien unterschieden: zum einen Techniken, in denen das Blutsignal unterdrückt wird (dark Blood MRA) und zum anderen Techniken, in denen das Blutsignal hell (bright Blood MRA) dargestellt wird [43, 44, 45]. Bei den technischen Anwendungen werden beispielsweise Mikrofluide in porösen Medien untersucht [46].

Im Rahmen dieser Arbeit werden im Wesentlichen zwei Verfahren zur Strömungsbildgebung verwendet, die jeweils einen anderen Detailfokus haben. Dazu wird im nächsten Abschnitt die komplexere Variante zur Strömungsaufnahme beschrieben. Sie basiert auf einer additiven Phasenkodierung, die eine Proportionalität zur Geschwindigkeit aufweist. Die Methode wird in der Literatur unter dem Begriff Phasenkontrast-Methode beschrieben. Die Grundlagen basieren unter anderem auf den Arbeiten von Nishimura, Caprihan und Callaghan [47, 48, 49, 50, 51, 52]. Die zweite Methode nutzt die Markierung einer bestimmten Schicht vor der Bildsequenz aus. Sie wird als Time-of-Flight (TOF) bezeichnet. Dabei steht sie in der Medizin auf einer Stufe mit der MRA [42, 53, 54]. Wie die Markierung funktioniert wird im Kapitel (4.2) beschrieben. Das Verfahren wurde bereits an diversen unterschiedlichen Anwendungsgebieten, wie der Darstellung innerhalb von Stenosen oder innerhalb befruchteter Eier verwendet [17]. Des Weiteren wird das Verfahren angewendet, um die Bewegung im Herzen abzubilden [55, 56]. Eine Genauigkeitsabschätzung der verschiedenen Methoden, die die Phasendifferenz ausnutzen, konnte von Firmin et al. gezeigt werden [6].

### 4.1. Phasenkontrast-Methode

Die Grundlage zur Geschwindigkeitsprofilbestimmung mit Hilfe der Phasenkontrastmethode basiert auf einem weiteren Phasenfaktor, der durch die Bewegungen unter einem Magnetfeldgradienten auftritt. Der Phasenfaktor kann über die folgende Gleichung bestimmt werden

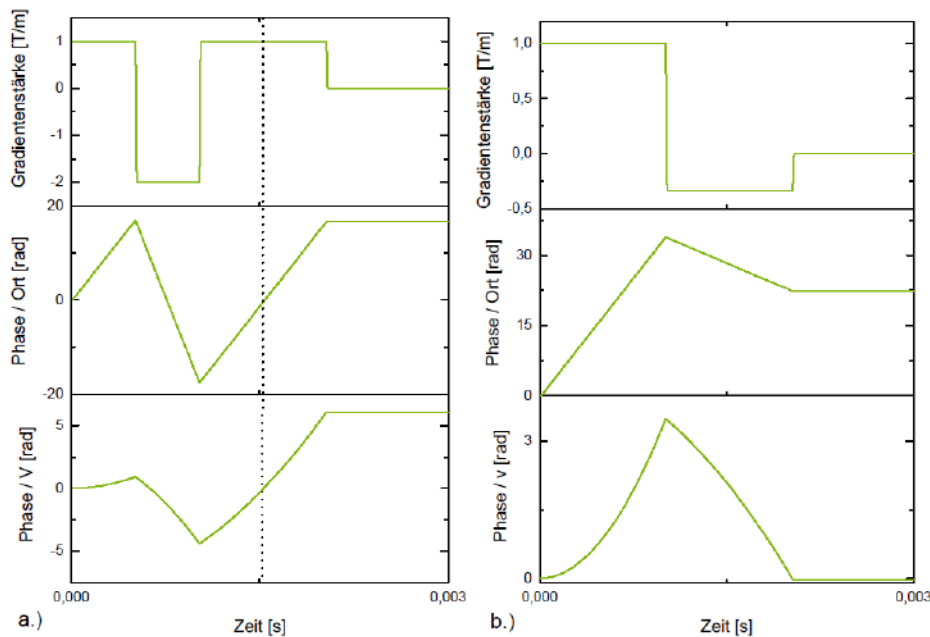
$$\phi(\vec{r}) = \gamma \left( \vec{m}_0 \vec{r} + \vec{m}_1 \frac{d\vec{r}}{dt} + \frac{\vec{m}_2}{2} \frac{d^2\vec{r}}{dt^2} + \dots \right). \quad (4.1)$$

#### 4. Strömungsbildgebung mit NMR

Dabei sind die Vorfaktoren  $\vec{m}_n$  vom applizierten Magnetfeldgradienten über die Gleichung

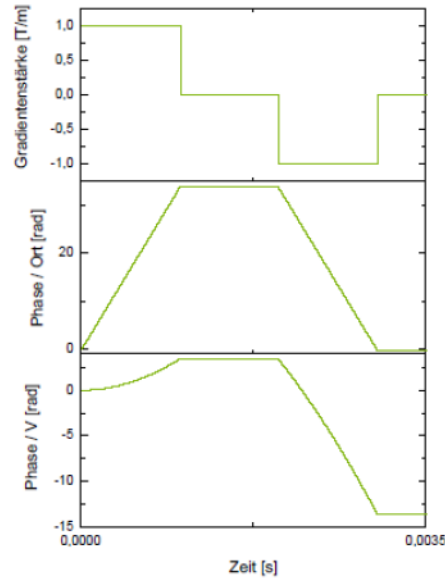
$$\vec{m}_n = \int_0^{T_E} \vec{G}(t) t^n dt \quad (4.2)$$

abhängig. Die so geschalteten Magnetfeldgradienten liefern bei einer konstanten Strömungsgeschwindigkeit einen nicht verschwindenden Phasenanteil. Zur Behebung dieser Fehlerquelle müssen die Bildgebungsgradienten so geschaltet werden, dass sie die Magnetfeldgradienten kompensieren. Dazu ist es essenziell, dass mindestens die ersten beiden Gradientenmomente aus der Gleichung (4.2), also  $\vec{m}_0$  und  $\vec{m}_1$ , während dem Lesegradienten und der Schichtselektion verschwinden. Zeitgleich muss aber für die Phasenkodiergradienten gelten, dass das erste Moment  $\vec{m}_0$  erhalten bleibt und  $\vec{m}_1$  Null sein muss. Die verwendeten Gradientenformen unter diesen Bedingungen sind von Dr. Daniel Edelhoff [4] bereits in das verwendete System implementiert worden und sind in Abbildung (4.1) dargestellt. Dabei wurden die entstehenden Phasenbeiträge gegen die vergangene Zeit anhand der Gleichung (4.1) aufgetragen. Es wurde angenommen, dass die zu untersuchende Probe einen Durchmesser von  $|\vec{r}| = 5$  hat und mit einer konstanten Geschwindigkeit von 1 m/s fließt. Der in Abbildung(4.1 a) gezeigte Gradient kann in dieser Form als Lesegradient verwendet werden. Den Bedingungen für die Momente



**Abbildung 4.1.:** Die strömungskompensierten, in der Bildgebung verwendeten Magnetfeldgradientenformen. Die linke Seite a.) zeigt einen Lesegradienten. Dieser kann zudem Schichtselektionsgradient genutzt werden, wenn er zeitlich invertiert wird. Die gestrichelte Linie gibt den Zeitpunkt des Echos bzw. das Zentrum des RF-Pulses an. Auf der rechten Seite b.) ist ein Schritt der Phasenkodierung gezeigt. In den Abbildungen darunter ist jeweils die Evolution der Phase dargestellt. Dazu wurden ein fester Ort und konstante Geschwindigkeit angenommen.[4]

$\vec{m}_0$  und  $\vec{m}_1$  entsprechend, sind diese zum Echozeitpunkt nicht vorhanden bzw. während des Mittelpunktes des selektiven RF-Pulses invertiert. Bei der zweiten Gradientenfolge in Abbildung (4.2) besteht der Phasenkodiergradient aus zwei nacheinander geschalteten Rechtecken, bei denen die Amplitude sich um ein Drittel unterscheidet. Dabei ist das erste Rechteck das größere der beiden. Das Moment  $\vec{m}_1$  verschwindet nach der Pulsfolge, während das Moment  $\vec{m}_0$  einen



**Abbildung 4.2.:** In der Abbildung ist ein Magnetfeldgradient gezeigt, der für die Strömungskodierung genutzt wird. Durch die bipolare Form des Gradienten wird keine ortsabhängige Phase erzeugt, im Gegensatz dazu wird eine geschwindigkeitsabhängige Phase durch den Gradienten erzeugt.[4]

ortsabhängigen Beitrag besitzt. Die dritte und letzte Gradientenfolge zeigt die Geschwindigkeitskodierung und ist in Abbildung (4.2) zu sehen. Dabei werden zwei gleich lange Gradientenpulse erzeugt, die einen zeitlichen Abstand zueinander haben. Zusätzlich sind die Amplituden wieder invertiert. Diese Anordnung erzeugt, dass das Moment  $\vec{m}_0$  verschwindet. Im Gegensatz dazu ist das Moment  $\vec{m}_1$  schaltzeit- und amplitudenabhängig. Es wird dadurch eine Phase bei konstanten Geschwindigkeiten erzeugt. Die verwendete Pulssequenz besteht aus der Kombination der gerade beschriebenen Magnetfeldgradienten. Im Anschluss wird die Standardbildgebungssequenz **FLASH** verwendet. In Abbildung (4.3) wird die verwendete Pulssequenz dargestellt. Dabei entsprechen die schwarz dargestellten Gradientenabschnitte, den Gradienten, die für die Bildgebung benötigt werden. Dies beinhaltet auch die Kompensation für konstante Flussgeschwindigkeiten. Die strömungskodierenden Gradienten sind in blau dargestellt und können je nach Wunsch passend eingestellt werden. Wichtige Parameter bei der Berechnung der Geschwindigkeiten sind neben der Amplitude, der Abstand und die Länge der Gradienten. Das Moment  $m_1$  kann über die Gleichung

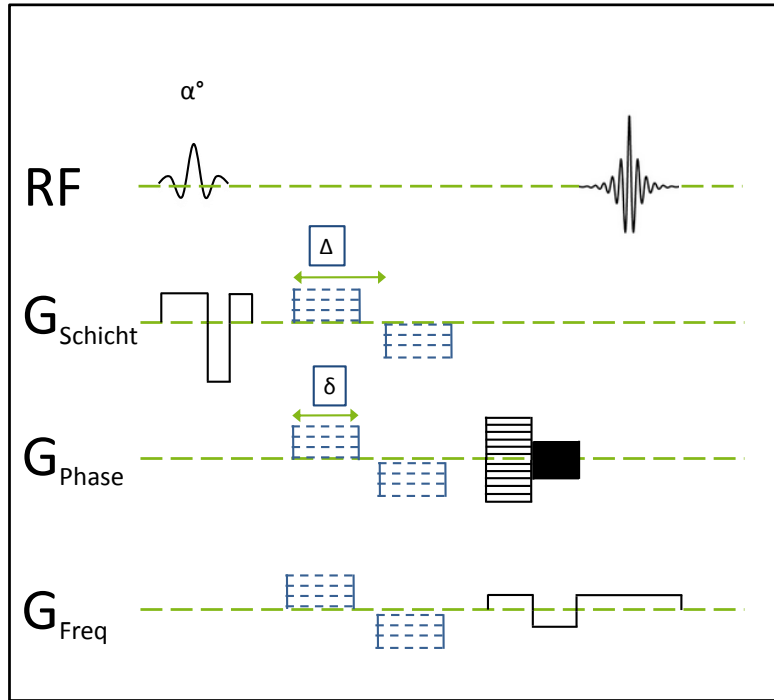
$$m_1 = G_1 \cdot \delta \cdot \Delta \quad (4.3)$$

berechnet werden. Im Folgenden wird die vektorielle Betrachtungsweise aufgehoben. Die Amplitude der Strömungskodiergradienten wird als  $|\vec{G}| = G$  bezeichnet. Durch die Aufnahme mit strömungskodierenden Gradienten und einer Referenzmessung ohne zusätzliche Gradienten bei gleichbleibenden restlichen Parametern kann die Phasendifferenz der beiden Aufnahmen bestimmt werden. Dadurch wird im Weiteren in der Berechnung für die Phasendifferenz die Momentdifferenzen auf das Moment  $m_1$  reduziert. Die Phasendifferenz wird über die Gleichung

$$\Delta\phi = \gamma \cdot v \cdot m_1 \quad (4.4)$$

mit der Strömung  $v$  in Gradientenrichtung beschrieben. Um Rekonstruktionsprobleme bei den jeweiligen Strömungsgeschwindigkeiten zu vermeiden, wird eine weitere Größe, das *VENC*

#### 4. Strömungsbildgebung mit NMR



**Abbildung 4.3.:** Schematische Darstellung einer Pulssequenz für die Strömungsbildgebung auf Basis einer Gradientenechesequenz. In der Abbildung sind die Bildgebungsgradienten schwarz dargestellt und bereits strömungskompensiert angelegt.

(Velocity Encoding) oder auch *FOF* (Field of Flow), eingeführt. Diese Größe ist mit dem *FOV* aus der Standardbildgebung zu vergleichen und gibt die maximal darstellbare Flussgeschwindigkeit bei gegebenen Parametern an. Analog ist ein zu groß eingestelltes *VENC* mit einer schlechten Auflösung im Geschwindigkeitsraum verbunden, während ein zu kleines *VENC* zu nicht kompensierbaren Faltungen führt. *VENC* beschreibt allgemein einen Phasenfaktor von  $2\pi$  zwischen zwei Momenten  $m_1$ . Dies ist nötig, da die Rekonstruktion der Phase nicht einen Faktor von  $2\pi$  bzw.  $4\pi$  nicht überschreiten sollte. An den Grenzen  $-\pi$  und  $\pi$  faltet sich die Phase und bei größeren Phasenfaktoren ist eine eindeutige Zuordnung nicht mehr möglich [57]. Das *VENC* wird beschrieben durch:

$$VENC = \frac{2\pi}{\gamma \cdot m_1}. \quad (4.5)$$

Auch hier wird die Differenz der Momente auf das Moment  $m_1$  reduziert. Ebenfalls analog geht das *VENC* in die Stärke des Rauschens  $\sigma$  im Geschwindigkeitsfeld mit ein [58].

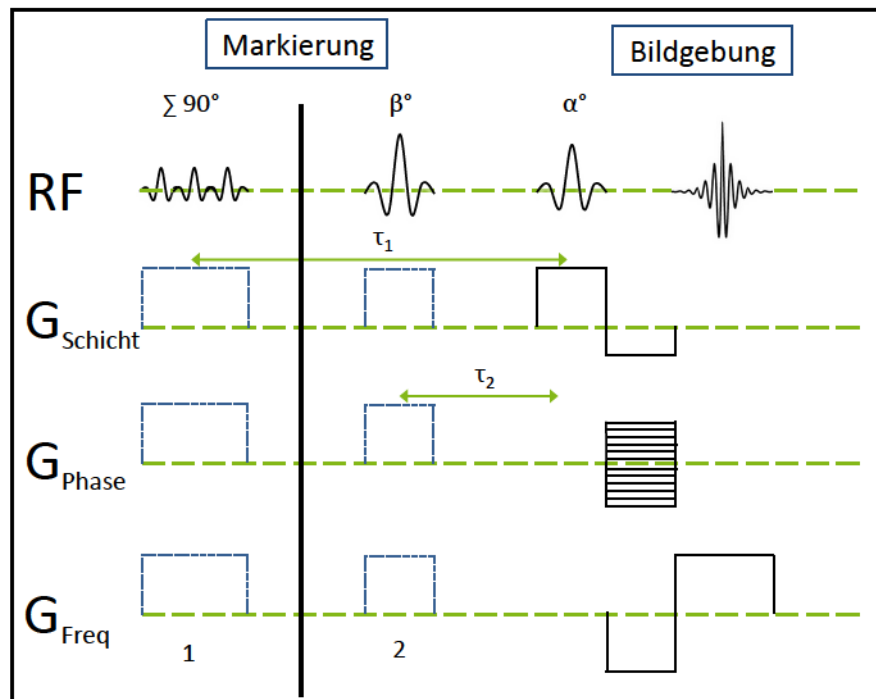
$$\sigma = \frac{\sqrt{2} VENC}{\pi \text{ SNR}} \quad (4.6)$$

Hierbei ist das *SNR*, analog wie in der Bildgebung, das Signal-zu-Rausch-Verhältnis der aufgenommenen Bildern.

### 4.2. Die Time-of-Flight Methode

Die zweite grundlegende Methode der Strömungsbildgebung bildet die Time-of-Flight Methode oder kurz *TOF*. Sie basiert auf der initialen Markierung eines bestimmten selektierten Volumens.

Durch die anschließende Bildgebung wird der zuvor manipulierte Bereich sichtbar gemacht. Um dies zu erreichen, wird ein frequenzselektiver RF-Puls zusammen mit einem Magnetfeldgradienten geschaltet. Zuerst wird ein bestimmter Bereich ausgewählt analog zur Schichtselektion (siehe Kapitel (3.1.1)). Dabei kann je nach RF-Puls die Magnetisierung um  $90^\circ$  oder  $180^\circ$  gedreht werden. Ausgehend von dieser Manipulation wird nach der Evolutionszeit  $\tau$  ein Bild mit einer Standardsequenz, hier *FLASH*, aufgenommen [59]. Die zuvor markierte Schicht bzw. der zuvor markierte Bereich hat sich während der Evolutionszeit im Sichtfeld der Messung weiterbewegt und sich dem vorhandenen Strömungsprofil angepasst. Sie hat einen anderen Kontrast als die Spins, die nicht markiert worden sind. Die zuerst markierten Spins werden durch die Bildgebungssequenz nochmals ausgelenkt, was zu dem sichtbaren Kontrast zu den restlichen Spins führt. Die Pulsgebungssequenz wird in Abbildung (4.4) dargestellt. In Abbildung 4.4 sind zur



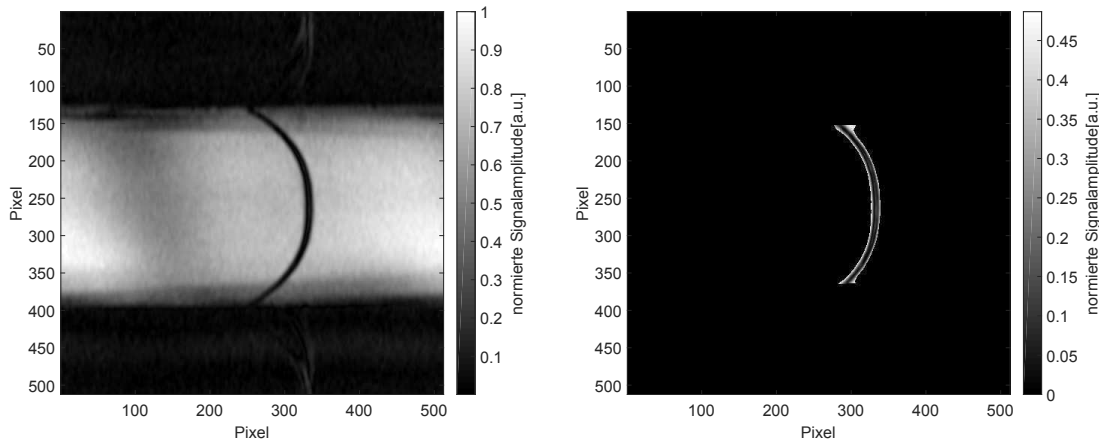
**Abbildung 4.4.:** Darstellung der verwendeten Bildgebungssequenz auf Basis der Time-of-Flight Methode. Dazu wird in den Abschnitten 1 respektive 2 die gewünschte Schicht (Nr.2) bzw. Schichten (Nr.1) markiert. Im Anschluss beginnt die Flash-Sequenz zur Bildgebung. Die Richtung der markierten Schicht wird über die Stärke der blau gestrichelten Gradienten und der Stärke der RF-Pulsen definiert. Die erste Methode bildet ein Gitternetz aus, die Methode wird als DANTE bezeichnet. Die Methode 2 steht für eine Einzelschichtmarkierung .

Vollständigkeit zwei mögliche Konfigurationen der Sequenz mit 1 und 2 gekennzeichnet. Bei der Methode 1 werden im Gegensatz zu der bisher beschriebenen Methode eine feste Anzahl an RF-Pulse, typischerweise 100, hintereinander vor der Bildgebung geschaltet. Es werden dadurch so viele zueinander parallele Schichten durch die RF-Pulse mit einem Winkel, kleiner  $90^\circ$ , angeregt wie Pulse geschaltet worden sind. Dabei ist zu beachten, dass die Summe der einzelnen Winkel insgesamt  $90^\circ$  entspricht,  $\sum_N \beta = 90^\circ$ . Weiterhin werden die RF-Pulse in gleichbleibenden Abständen  $\delta$  geschaltet, dadurch entstehen Evolutionszeiten zwischen den Pulsen. In der Literatur wird ein solches Verfahren DANTE-Sequenz (Delay alternating with nutations for tailored excitation) [60] genannt. Eine weitere wichtige Einstellung ist die Bandbreite der RF-Pulse so zu wählen, dass das *FOV* nicht überschritten wird. Ohne diese Vorkehrung würden Faltungen

## 4. Strömungsbildgebung mit NMR

der Markierungen entstehen.

Bei der Methode 2 wird eine ausgewählte Schicht mit einem RF-Puls und einem bestimmten Gradienten markiert. Nach dem Markierungspuls entwickeln sich die Spins über die Evolutionszeit  $\tau_2$ . Die Eigenschaften der Markierung, wie Stärke und Ebene, lassen sich über die Kombination der RF-Pulsparameter und dem Gradienten bestimmen. Für den Puls sind der Flipwinkel  $\beta$ , die Trägerfrequenz und die Bandbreite entscheidend. Die Evolutionszeit kann jedoch nicht beliebig groß gewählt werden, da die  $T_1$ -Relaxation und der Flipwinkel eine feste obere Grenze definieren, an der das Signal noch auflösbar ist. Das Signal nimmt mit der Zunahme der Gleichgewichtsmagnetisierung ab, bis es im ausgewählten Volumen nicht mehr zu detektieren ist. In der folgenden Abbildung (4.5) ist die in dieser Arbeit verwendete Methode für die Einzelmarkierung gezeigt. Die linke Abbildung zeigt die in Methode 2 beschriebene TOF-Sequenz, inklusive der markierten



**Abbildung 4.5.:** Markierungsmuster für die Time-of-Flight Methode. Die markierte Schicht ist schwarz dargestellt. Auf der rechten Seite der Abbildung ist die markierte Schicht extrahiert.

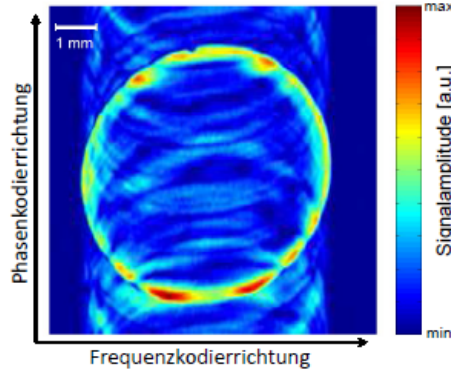
Schicht. Auf der rechten Seite der Abbildung ist die zuvor gesättigte Schicht extrahiert. Je nach Evolutionszeit verändert sich die Krümmung der markierten Schicht.

### 4.3. Strömungsbildgebungsartefakte

#### 4.3.1. Artefakte durch zeitlich nicht konstante Geschwindigkeiten

In der Strömungsbildgebung treten ebenfalls Fehler in der Bilddarstellung, sogenannte Artefakte, auf [61]. Diese ähneln den Bewegungsartefakten aus der Standard-Bildgebung, falls die Objekte sich während der Datenaufnahme bewegen. Durch die Bewegung können zwischen den einzelnen Phasenschritten der Phasenkodierung unterschiedliche Geometrien kodiert werden. Das hat zur Folge, dass im Frequenzraum unterschiedliche Zeilen zusätzliche Informationen aus einer anderen Geometrie beinhalten können. Die Rekonstruktion führt so zu zusätzlichen Formen entlang der Phasenkodierrichtung, sogenannten Ghost-Images. Analog können diese Effekte bei der Strömungsbildgebung auftreten, falls zeitlich nicht konstante Strömungen vorhanden sind. Auch hier werden, falls die Bewegung nicht zeitlich konstant ist, unterschiedliche Geometrien in den einzelnen Phasenschritten aufgenommen. Zusätzlich sind die zuvor beschriebenen Gradienten nicht passend kodiert, um Strömungen mit Momenten höherer Ordnung zu kompensieren. Sollte zum Beispiel eine Beschleunigung der Strömung vorliegen erzeugen die höheren Momente zusätzliche Phasenfaktoren, die nicht nur ortskodiert sind, sondern zusätzlich auch eine Bewegungsänderung bedeuten. Die Geisterbilder können bei nicht gleichbleibenden Bewegungen

während der einzelnen Phasenschritte entstehen. Ein Beispielbild einer MRT-Aufnahme für ein Geisterbild bei einer nicht konstanten Strömung ist in Abbildung (4.6) zu finden. Es sind entlang der y-Achse zusätzliche Geometrien sichtbar. Das bedeutet jedoch nicht, dass gepulste



**Abbildung 4.6.:** MRT-Aufnahme von Geisterbild entlang der Phasenkodierrichtung bei einer zeitlich nicht konstanten Strömung im Rohr.

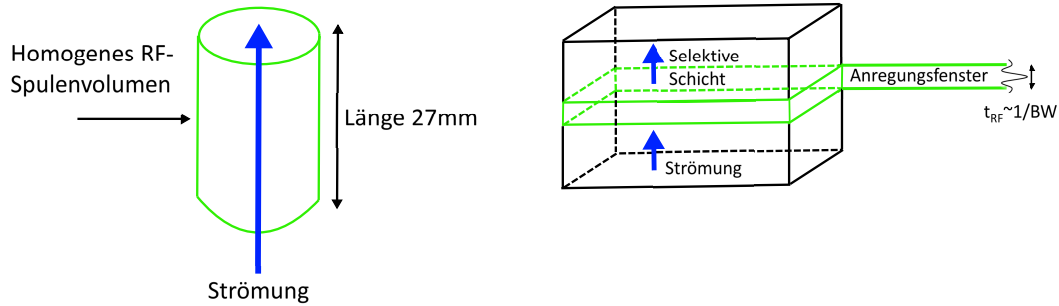
Strömungen mit Hilfe der MRI prinzipiell nicht darstellbar wären. Es benötigt dazu jedoch einen Triggerpuls, der eine Messung ermöglicht, bei dem jeder Phasenschritt mit der Wiederholungsrate der Strömung abgestimmt ist. Es wird so sichergestellt, dass zu jedem Zykluspunkt ein Phasenschritt durchgeführt wird. Ohne Einschränkungen ist die Aufnahme auch nicht möglich. Sollte die Strömung während der Echozeit  $T_E$  stark unterschiedlich sein, kommt es doch zu Artefakten. Weiterhin sind Turbulenzen, also starke Verwirbelungen möglich, woraus starke Änderungen resultieren. Während der Echozeit sind diese mit der zuvor beschriebenen Methode nicht auflösbar.

#### 4.3.2. Signalverlust durch falsch gewählte Geschwindigkeiten

Neben dem in Kapitel (4.3.1) beschriebenen Artefakt, können Signalverluste bei der Datenaufnahme durch eine zu hohe Geschwindigkeit entstehen. Für zu hohe Geschwindigkeiten können zwei Fälle unterschieden werden. Aufgrund des Aufbaus und der Größe der RF-Spule kann eine obere Grenzgeschwindigkeit bestimmt werden. Diese gibt an, wie schnell die Spins von der unteren bis zur oberen Grenze während der Echozeit fließen dürfen, um nicht das Volumen wieder zu verlassen. Zu schnelle Spins tragen nicht mehr zur Signalamplitude bei und reduzieren diese künstlich. Da alle Messungen an dem 10 mm Durchmesser Probenkopf durchgeführt worden sind, werden im Folgenden die Berechnungen mit realen Größen durchgeführt. Dazu wird eine homogene Länge der Spule mit 2,7 cm angenommen. Die maximale Geschwindigkeit kann über die zurückgelegte Strecke, hier  $l$  und der dafür zur Verfügung stehenden Zeit, hier der Echozeit  $T_E$ , bestimmt werden. Es gilt somit die maximale Geschwindigkeit  $v_{max} = \frac{l}{T_E}$ , wobei die Echozeit bei dem Großteil der Messungen zwischen 10 – 15 ms liegt. Daraus folgt die maximal aufnehmbare Geschwindigkeit von etwa  $2,7 \frac{m}{s}$ . Zusätzlich zu der Flussgeschwindigkeit innerhalb der gesamten Messung muss ebenfalls die Zeit während der Schichtselektion beachtet werden. Auch hier können die Spins bei einer zu hohen Geschwindigkeit aus dem relevanten Volumen fließen und so kein Signal mehr beitragen. Die Aufenthaltsdauer während der Schichtselektion kann über die Gleichung

$$t_{Slice} = n_{ZC} \cdot \frac{1}{BW} \quad (4.7)$$

#### 4. Strömungsbildgebung mit NMR



**Abbildung 4.7.:** Schematische Darstellung von zwei Artefakten, die zu Signalverlust bei einer zu schnellen Strömungsgeschwindigkeiten führen können basierend auf Bildern von [4].

beschrieben werden. Hierbei entspricht  $N_{ZC}$  der Anzahl an Nulldurchgängen des Sinc-Pulses und  $BW$  der Bandbreite des selektiven RF-Pulses. Die Auswahl der Bandbreite ist eingeschränkt durch die maximal einstellbare Gradientenstärke  $G_{max}$  und die eingestellte Anregungsdicke

$$\Delta x = \frac{2\pi BW}{\gamma G_{max}}. \quad (4.8)$$

Analog zur ersten Art gilt für die typischen Zahlenwerte während der Messungen mit  $n_{ZC} = 4$ ,  $G_{max} \approx 3,5 \frac{T}{m}$  und  $\Delta x = 150 \mu m$  eine Bandbreite von circa 5 kHz. Demnach ist die maximal gegebene Geschwindigkeit durch  $\frac{\Delta x}{t_{RF}}$  gegeben. Diese Geschwindigkeiten sind für eine erfolgreiche Messung zu beachten und passend zu berücksichtigen.

## 5. Medizinische Grundlagen

In diesem Kapitel werden zuerst allgemein die Hintergründe der untersuchten Gefäßerkrankungen dargestellt und erläutert. Im Kapitel (8) werden die aufgenommenen Gewebeproben untersucht.

### 5.1. Gefäßveränderungen bei kardiovaskulären Erkrankungen

Die Erkrankung eines Gefäßes und die damit einhergehende Veränderung des Gefäßes hat nicht nur einen unmittelbaren Einfluss auf die Durchlässigkeit des Gefäßes bzw. dessen Wand, sondern sowohl auf den Verlauf, als auch auf die Stärke diverser Gefäßerkrankungen, wie z.B. Arteriosklerose. Die Veränderungen bedingen aber auch die Ausbildung von Aneurysmen, auf die in Kapitel (5.2) eingegangen wird. Zur näheren Analyse einer potentiellen kardiovaskulären Erkrankung wird daher häufig eine Dickenmessung der Gefäßwand vollzogen [62]. Dazu wurden neben Rasterelektronenmikroskopmessungen (8.1.3), ebenfalls Messungen mittels der bildgebenden NMR durchgeführt (8.1). Dabei stellen bei benachbarten Segmenten des selben Gewebes starke Variationen der Gefäßstruktur eine der großen Herausforderungen bei der Analyse der Gefäßwand dar [63, 64]. Diese potentiellen Instabilitäten können zu einer Ausbildung eines Aneurysmas führen. Die Gefäßveränderungen sind zusätzlich vom Alter, dem Ausmaß der bereits aufgetretenen Kalzifizierung, der korrekten endothelialen Auskleidung der Gefäßwand und der Matrix, die das Gewebe umgibt abhängig [65]. Endothelzellen sind aktiv bei der Ausschüttung vasoaktiver Substanzen beteiligt [66, 67]. Die Veränderungen werden zudem durch systematische Erkrankungen, als auch individuelle Faktoren beeinflusst. Dazu zählen z.B. ein erhöhter Blutdruck. Durch die Geschwindigkeit und die Viskosität des Blutes treten Scherkräfte auf die Wand auf und verändern so die Architektur und die Steifigkeit des Gefäßes [68, 69]. Ein verstärktes Auftreten von arteriosklerotischen Plaques liegt bei morphologischen Gefäßveränderungen des freien Gefäßbereichs (Lumen) vor [70]. Es konnte bereits von Shiran et al. gezeigt werden, dass die Variation der Mediadicke ein Grund für die Ruptur des Gefäßes ist [71]. Zusätzlich konnte gezeigt werden, dass das Fortschreiten der Gefäßerkrankung über die Steifigkeit der Gefäßwand beurteilt werden kann [72, 73].

### 5.2. Aneurysmen

Aneurysmen sind irreversible Gefäßweiterungen, die bei einer Schwächung der Gewebewand auftreten. Die unterschiedlichen Formen der Erweiterungen können in verschiedene Kategorien unterteilt werden. Im Allgemeinen werden sie in drei Kategorien eingeordnet. Die erste und zugleich am häufigsten auftretende Kategorie wird als *Aneurysmaverum* bezeichnet. Die zweite und dritte Kategorie werden *Aneurysmadissecans* und *Aneurysmaspurium* genannt. Die letzten beiden Arten werden jedoch durch eine Gewebeeinblutung (*Aneurysmadissecans*) beziehungsweise durch ein externes Trauma (*Aneurysmaspurium*) verursacht. Zur weiteren Unterteilung und Risikoabschätzung werden die Aneurysmen zusätzlich nach Ihrem Auffindeort

## 5. Medizinische Grundlagen

unterteilt. Generell gilt, dass Aneurysmen in allen Körperteilen auftreten können. Am häufigsten sind sie jedoch im Gehirn, in der Aorta, in den Beinen oder in der Milz zu finden. Für Aneurysmen in den Schädelbahnen konnte nachgewiesen werden, dass sie sogar eine 30% erhöhte Wahrscheinlichkeit für mehrfaches Auftreten aufweisen [8]. Die genaue Ursache für die Aneurysmenbildung konnte bisher nicht eindeutig gezeigt werden, sodass sich aktuelle Studien mit diesem Thema befassen [74]. Es konnte keine Verbindung zu erblich bedingter Schwäche im Gewebe und Aneurysmenbildung belegt werden. Jedoch konnte gezeigt werden, dass ein erhöhtes Risiko für die Ausbildung eines Aneurysmas bei erblich veranlagtem Bluthochdruck zu bestehen scheint [75]. Aneurysmen treten jedoch am Häufigsten als Nebenprodukt von hämodynamischen

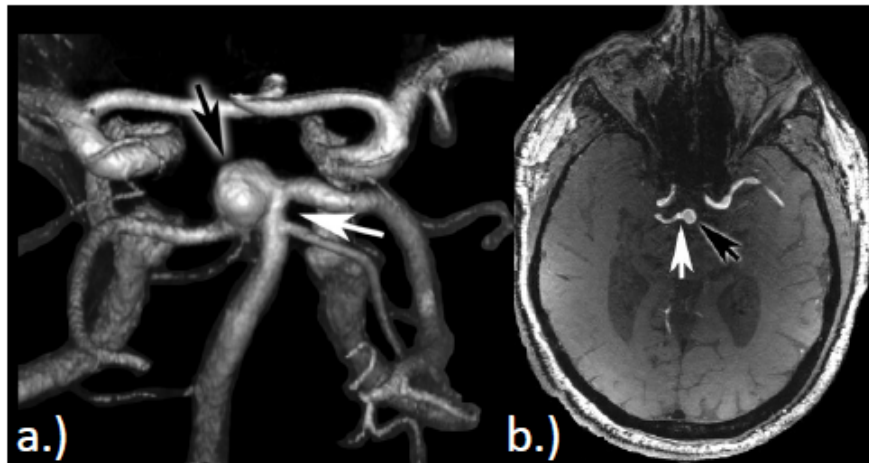


Abbildung 5.1.: Aneurysma[54]

degenerativen Gefäßkrankheiten wie Arteriosklerose auf. Arteriosklerose wird im Abschnitt (5.3) näher erläutert, sie kann zu einer von der Norm abweichenden Gefäßwandbelastung führen. Dadurch ändert sich die Scherspannung an der betroffenen Gefäßwand, wodurch sich das Wachstum, die Thrombosenbildung als auch die potentielle Ruptur der Aneurysmen erklären lassen [76, 77]. Aneurysmatypen wurden bereits in den 70iger Jahren untersucht und dabei wurde festgestellt, dass es sogenannte entzündete Aneurysmen gibt. Sie weisen eine dickere Wand auf und eine dichtere Fibrose [78].

Aneurysmen können bei jedem Menschen und in jedem Alter auftreten. Das häufigste Diagnosealter liegt jedoch zwischen 40 und 60 Jahren. Im Gegensatz dazu treten sie nur zu einer Wahrscheinlichkeit von 2% bei Kindern auf [79]. Aneurysmen können unerkannt und ohne Komplikationen im Körper verweilen. Sollte es jedoch zu einem Durchbruch kommen, entsteht eine erhebliche Invaliditäts- und Sterberate von 60-80% [80]. Das Risiko einer Ruptur wurde ebenfalls bereits von Juvela et al. zu 1% pro Jahr bestimmt [81, 82]. Für bestimmte Fälle konnten zudem bereits Simulationen und experimentelle Verifikationen der Gefäßwandbelastung vollzogen werden, um die daraus resultierenden Kräfte auf das gesamte Gefäß zu erfassen.

Es gibt keine einheitliche Behandlungsmethode, da diese sehr stark von der Form, Art und dem Ort des Aneurysmas abhängt. Prinzipiell bieten sich momentan zwei Möglichkeiten der Behandlung, neben der reinen Beobachtung der Veränderung an. Beide Möglichkeiten beinhalten einen chirurgischen Eingriff. Bei der ersten Option wird eine offene Operation durchgeführt, bei der der geschädigte Anteil des Gefäßes komplett entfernt und durch ein Implantat ersetzt wird. Die zweite Möglichkeit ist geringer invasiv. Dabei wird ein kleiner Katheder, z.B. durch die Oberschenkelarterie, bis hin zur beschädigten Stelle geführt. Dort wird ein Transplantat, ein engmaschiges Gitternetz, auch Stent genannt, eingesetzt. Der Stent soll eine Normalisierung des

Blutflusses an der Aneurysmastele ermöglichen [83, 84]. Dazu wird der gesamte Aneurysmabereich durch das Gitter aufgefüllt, um den Blutfluss innerhalb der Aussackung komplett zu unterbinden. Alternativ kann das Netz entsprechend angeordnet werden, sodass es sehr engmaschig wird um den Blutfluss im relevanten Bereich zu normalisieren, anstatt zu unterdrücken [85]. Aufgrund der reduzierten Invasivität und der deutlich schnelleren Genesungszeit, von Wochen zu Tagen, wird die zweite Methode in den letzten Jahren im klinischen Alltag bevorzugt ausgewählt [86, 87]. Trotz der erfolgreichen Behandlungen ist dabei zu beachten, dass die klinischen Eingriffe nicht immer möglich und gerade bei kleineren Aneurysmen nicht anwendbar sind. Je nach Form der Veränderung kann es z.B. zu Schwierigkeiten kommen einen geeigneten Stent zu finden und diesen an die passende Stelle einzuführen. Zum anderen sind solche Eingriffe im Gehirn nur bedingt bis gar nicht möglich ohne potentiell starke Schäden zu verursachen. Hier muss der jeweilig behandelnde Arzt abwägen, wie am besten vorgegangen werden soll. Dazu muss patientenspezifisch eine Risikoabschätzung durchgeführt werden, die die Erfolgsaussichten für ein endovaskulärer Eingriff beurteilt. Laut Studien von Brilstra et al. und Henkes et. al. wird das durchschnittliche Risiko einer solchen Behandlung auf eine Invaliditätsrate von 3 – 5 % und einer Sterberate von 1 – 1,5 % abgeschätzt [88, 89].

Zusammenfassend ist die Entscheidung des Arztes zur Behandlungsmethode relevant und soll durch diese Arbeit weiter unterstützt werden. Zur Unterstützung stehen diverse Langzeitstudien [90, 91], als auch mehrere gezielte Studien zu Aneurysmen zur Verfügung. Insgesamt gibt es aber keinen verbindlichen Standard, der eine gezielte Auswahl der Behandlungsmethode ermöglicht, sodass die Entscheidung auf Basis der persönlichen Erfahrungen und den Erkenntnissen aus den Patientenbesuchen beruht. Daher stellt unser Ansatz der Strömungsbildgebung mittels NMR eine sehr gute Methode dar, die auch im klinischen Alltag leicht zu reproduzieren ist, um den Entscheidungsvorgang zu unterstützen. Asdente konnte bereits in den 90er Jahren belegen, dass die MRI dazu ein geeignetes Untersuchungsmittel bei Gefäßerkrankungen ist [92].

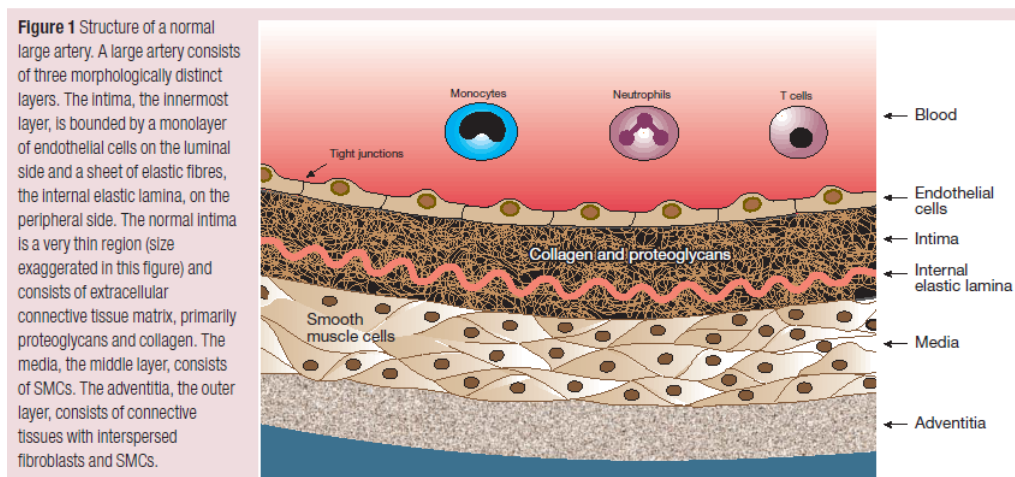
### 5.3. Arteriosklerose und Stenosen

Arteriosklerose ist eine Gefäßerkrankung und betrifft in der Regel die großen Arteriengefäße. Sie ist der Hauptgrund für Herzerkrankungen und Schlaganfälle in der westlichen Gesellschaft. Zur Vermeidung der Erkrankungen wurde bereits 1994 eine Empfehlung von Pyörälä et al. verfasst [93]. Laut Lusic liegt trotzdem bei 50 % aller Todesfälle in der westlichen Welt Arteriosklerose zu Grunde [94]. Es ist eine ständig fortschreitende Erkrankung bei der es zu Ansammlungen von Lipiden und faserigen Elementen in den großen Arterien kommt [95]. Durch die Ansammlungen kann es zu Verkalkungen und Versteifungen der Gefäßwände kommen. Der Verkalkungsprozess in der Gefäßwand wird unter anderem von Shroff et al. beschrieben [96, 97]. Zudem können sich Ablagerungen innerhalb der Gefäßbahn bilden, die zu einer Verkleinerung der Bahn und somit auch des Strömungsprofils führen. Diese Verengungen werden als Stenosen bezeichnet. Die Ablagerungen treten häufig initial bei einer Verletzung der Gefäßwand auf und vergrößern sich fortschreitend. Es können so Blutgerinnsel entstehen, die zu einem Verschluss des Gefäßes führen oder die weiter durch die Gefäßbahn transportiert werden und dort so Komplikationen auslösen können. Es wurden Langzeitstudien des Entwicklungsprozesses von Arteriosklerose durchgeführt [98]. Es gibt verschiedene Ursachen für Arteriosklerose. Erkrankungen wie Fettstoffwechselstörungen oder Diabetes führen ebenso zu Arteriosklerose, wie ungesunde Ernährung und Nikotinkonsum. Zur Behandlung stehen verschiedene Möglichkeiten, in Abhängigkeit der Stärke und des Ortes, zur Verfügung. Bei einer grundlegenden Erkrankung, wie eine Stoffwechselstörung, wird diese behandelt und so auch zeitgleich die Arteriosklerose. Zum anderen kann durch Medikation und operativer Eingriffe die Erkrankung auch direkt behandelt werden. Ein Zusammenhang zwischen

## 5. Medizinische Grundlagen

früher Arteriosklerose und Wandscherspannung (Kapitel (13)) konnte bereits von Shabaan et al. gezeigt werden. Dabei wird die Wandscherspannung als Maß für die Amplitudenänderung und der Rate des Blutflusses an der Gefäßwand verstanden [99].

Unter einer Stenose wird eine unnatürliche Verengung einer bestimmten Gefäßbahn, Struktur oder Organ im menschlichen Körper verstanden und kann zu einem Schlaganfall führen. Die Verengung geht auch mit einer Versteifung der eigentlich flexiblen Wand einher. Es gibt diverse Gründe für das Auftreten einer solchen Veränderung, einer der häufigsten ist die Arteriosklerose. Stenosen werden nach ihrem Auffindeort kategorisiert. Im Weiteren wird auf die Karotis-Stenose eingegangen, da die untersuchten Proben aus der Halsregion entnommen worden sind. Stenosen können im Wesentlichen auf drei Arten zu einem Schlaganfall führen. Zum einen können die Ablagerungen weiter anwachsen, sodass es zu einer Durchmesserreduzierung des Gefäßes und damit einhergehend Verminderung des Blutflusses zum Gehirn kommt. Im schlimmsten Fall kann die Gefäßbahn vollständig verstopft werden. Zudem können die Ablagerungen das umliegende Gewebe verformen bzw. schädigen, sodass es zu Blutgerinnselbildung kommt die den Blutfluss zum Gehirn verhindert. Zuletzt können die Ablagerungen sich ablösen und durch den Blutfluss weiter getragen werden und so kleinere Gefäße blockieren. Stroud et al. hat zur Risikoabschätzung einer Ruptur ein inkompressible newtonsche Flüssigkeit verwendet um einen Faktor für die Abhängigkeit der Morphologie und Oberflächenstruktur zu bestimmen [100]. Die bevorzugte klinische Behandlungsmethode kann über ein Schema von Hobson et al bestimmt werden [101]. Zudem wurden Statistiken erhoben, die das Herzinfarkttrisiko bei einem operativen Eingriff mit einer medikamentösen Behandlung einer Stenose vergleichen. Das Infarkttrisiko nach einem Eingriff liegt bei 15,7%, während es bei einer medikamentösen Behandlung bei 22,7% liegt [102]. Es wurden bereits Untersuchungen zum Fließverhalten nach einer Stenose durchgeführt [103, 104]. Bei der Plaquebildung (Atheroma) reduziert sich zudem die Wandbreite der mittleren Gewebeschicht, was mit einem erhöhten Risiko für eine Ruptur führt [105].



**Abbildung 5.2.:** Typische Darstellung der Gefäßwand einer normalen Arterie. Sie besteht aus drei Schichten, der Intima, der Media und der Adventitia [94].

## 6. Versuchsaufbauten

### 6.1. Konstante Strömungsbildgebung

In Abbildung (6.1) ist der verwendete Versuchsaufbau schematisch dargestellt. Durch den Aufbau wird ein geschlossener Kreislauf mit der auszuwählenden Flüssigkeit erzeugt. Die konstante Strömung im System wird dadurch erreicht, dass aus dem auf dem Boden stehenden Reservoir die Flüssigkeit auf etwa 3,5 Meter Höhe in ein weiteres Reservoir pumpt und dort sammelt. Die Flüssigkeit wird durch eine Membranpumpe aus dem unteren in das obere Reservoir gepumpt. Sobald eine konstante Befüllung im oberen Reservoir erreicht ist, fließt durch den hydrostatischen Druck die Flüssigkeit in das untere Reservoir zurück. Sollte zu viel Flüssigkeit im oberen Reservoir sein, kann diese über einen Überlauf direkt zurück in das untere Reservoir gelangen, ohne durch das NMR-Experiment zu fließen. Zusätzlich zur Schutzfunktion stellt der Überlauf eine konstante obere Füllhöhe ein, die benötigt wird da die Pumpe bis zu 15 L/h mehr Flüssigkeit nach oben pumpt als über das Experiment zeitgleich zum unteren Reservoir fließt. Am unteren Ende des oberen Reservoirs wird ein Schlauch aus Polyvinylchlorid (PVC) angeschlossen, der direkt auf den Boden geführt wird, um von unten durch den Magneten geleitet zu werden. Am unteren Ende des Magneten wird das Schlauchsystem durch mehrere Messvorrichtungen, wie den Probenkopf geführt und an die zu untersuchende Probe angeschlossen. Im Anschluss wird der Schlauch aus dem oberen Teil des Magneten zum unteren Reservoir zurückgeleitet und schließt so den Kreislauf. Zur Kontrolle und Absicherung des Flusses sind vor dem Magneten und nach dem Magneten Ventile angebracht. Dies ist essentiell, um Wartungsarbeiten am System durchführen zu können, als auch zum Probenwechsel bei laufendem Pumpvorgang. Ein weiterer Kontrollmechanismus ist der eingebaute Strömungsmesser. Dieser funktioniert analog zu einem Dynamo und gibt durch die Drehung des Schaufelrades im Inneren eine Induktionsspannung aus. Je schneller die Flüssigkeit das Rad dreht, desto größer ist die ausgegebene Spannung. Zusätzlich sind zwei Temperatursensoren in den Reservoirs eingelassen und können ebenso wie der Strömungssensor über ein Datenerfassungstool von National Instruments, NI DAQ, ausgelesen werden. Die Datenverarbeitung und Steuerung der Geräte wird über ein selbst geschriebenes Labview Programm realisiert. Das Programm wurde modifiziert und basiert auf dem von Raphael Mocek erstellten ursprünglichen Programm, dessen Details in der zugehörigen Bedienungsanleitung<sup>1</sup> zu finden sind. Die Standardtemperatur innerhalb des Magneten liegt bei circa 10° Celsius, bei starken Schwankungen können die Temperatursensoren Hinweise auf Störungen liefern. Die umliegenden Gradienten und die verwendete Flüssigkeit wird dadurch beim Durchfließen des Systems durchgehend gekühlt.

---

<sup>1</sup>Anleitungsnummer 395: Report on the flow-system

6. Versuchsaufbauten

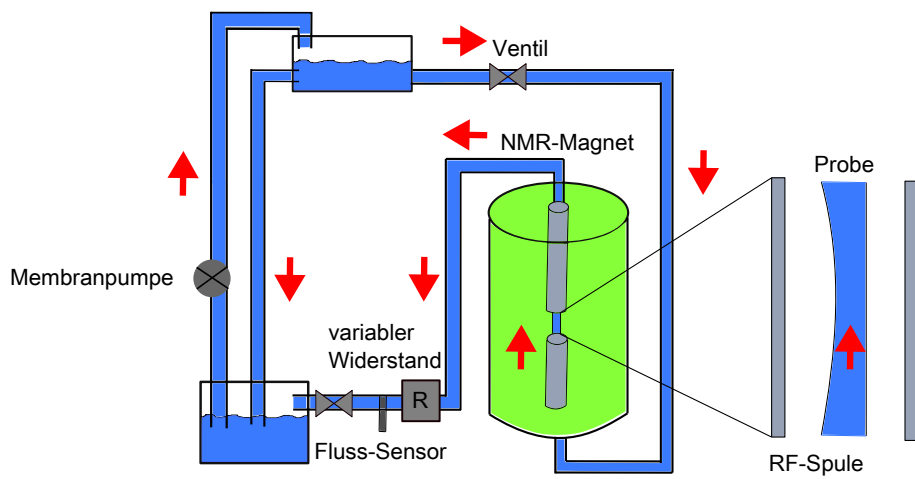


Abbildung 6.1.: Schematische Darstellung des Messaufbaus bei einer konstanten Strömung.

## 7. 3D-Druck Proben

In diesem Kapitel werden die Herstellungsprozesse der verwendeten Stenosen- und Aneurysma-Modelle detailliert beschrieben. Im Kapitelabschnitt (7.2) wird der Stenosegrad der einzelnen Proben mit Hilfe von Matlab und Inkscape bestimmt.

### 7.1. Herstellung der 3D-Druckmodelle

#### 7.1.1. Stenosen- und Aneurysmamodelle

Die Stenosenmodelle sollten verschiedene Bedingungen erfüllen. Sie sollten die unterschiedlichen real auftretenden Krankheitskriterien möglichst gut repräsentieren und eine detaillierte Auswirkung der Stenosenart, einseitig als auch beidseitige Verengungen der Gefäßwand darstellen. Die Modelle weisen einen Kanaldurchmesser von etwa 1,5 mm auf und verengen sich je nach Grad und Form etwa über ein Strecke von 1 mm bevor sie sich dem normalen Kanalverlauf wieder anpassen. Die Modelle werden in die beiden Kategorien exzentrisch (asymmetrische, einseitige Verengung) und konzentrisch (radialsymmetrische, beidseitige Verengung) unterschieden. Die Stenosenvorlagen wurden Dr. Lars Walczak<sup>1</sup> übergeben, der diese mit Hilfe des Programms Blender digitalisiert und druckbereit umgewandelt hat. Diese wurden im Lehrstuhl-eigenen 3D-Druck ausgedruckt und mir überreicht. Nach dem Druck müssen die Modelle noch zwei Tage in UV-Licht aushärten, danach können die Stützteile des Modells entfernt und geglättet werden. Im Anschluss können diese in den Flussaufbau eingesetzt werden.

Die Aneurysmamodelle wurden ebenfalls von Dr. Lars Walczak erstellt und gedruckt. Die Modelle entsprechen unterschiedlichen Aneurysmen, dabei ist nur Aneurysmamodell A ein generisch erzeugtes Aneurysma, während die anderen Modelle real aufgetretene Aneurysmen im Menschen und Hasen entsprechen.

### 7.2. Bestimmung des Grades der Stenosenmodelle

Zur Kontrolle und Abschätzung der Art des vorliegenden Stenosegrades in den jeweiligen 3D-Druckmodellen wird aus den gemessenen MRI-Daten die Schicht mit dem Maximum der Stenose ermittelt und mit einer Referenzmessung aus dem Bereich ohne Stenose verglichen. Dazu werden die 2D-XY-Ebenen Daten der einzelnen Schichten analysiert und gegenüber gestellt. Nachdem die Referenzschicht und die Schicht mit der maximalen Verengung ermittelt worden sind, werden diese mit der Software Inkscape eingelesen. Die Form des Signalanteils in den Bildern ohne Verengung hat eine elliptische Form. Eine allgemeine Ellipse wird an die vorliegende Geometrie angefügt. Für die Geometrie der Verengung wird nur ein Ellipsenausschnitt bestimmt. Aus den so bestimmten Geometrien, kann die relative Fläche in Pixeln bestimmt werden. Aus den beiden so berechneten Flächen kann der prozentuale Stenosegrad zwischen dem Scheitelpunkt und der normalen Bahn bestimmt werden zu

---

<sup>1</sup>ehemaliger Mitarbeiter am Lehrstuhl Informatik VII der TU Dortmund

$$\text{Stenosegrad} = \left(1 - \frac{A_{\text{Stenose}}}{A_{\text{Referenz}}}\right) \cdot 100. \quad (7.1)$$

Zusätzlich zur Auslese der Ellipsenform können, ebenfalls in Inkscape, individuelle Formen ausgewählt werden und die Fläche der markierten Schicht bestimmt werden. In dem Programm gibt es zudem eine Funktion, die die genaue Größe der Fläche berechnet. Dazu müssen die ursprünglichen Bilder das gleiche *FOV* haben und die gleichen Dimensionen aufweisen. Aus den so berechneten Flächen kann über die Gleichung (7.1) der Stenosegrad bestimmt werden. Zwei exemplarische Schichten sind für die beiden Stenostypen in Abbildung (7.1) dargestellt.

Exzentrisches Modell  
kleinster Durchmesser



Exzentrisches Modell  
voller Durchmesser



(a) Exzentrisches Modell

Konzentrisches Modell  
kleinster Durchmesser



Konzentrisches Modell  
voller Durchmesser



(b) Konzentrisches Modell

**Abbildung 7.1.:** Schematische Darstellung der Flächen die zur Grundlage der Stenosenberechnung dienen. Im oberen Abschnitt sind die beiden Schichten für das exzentrische Modell und in der unteren Abbildung die beiden Profile für das konzentrische Modell.

## 8. Gewebeprobenanalyse

In diesem Kapitel werden die präparierten Gewebeproben untersucht und der Auswerteprozess näher beschrieben. Im Abschluss des Kapitels werden die Rasterelektronenmikroskop-Aufnahmen vorgestellt.

### 8.1. Untersuchungen an Gewebeproben

In diesem Unterkapitel werden vier menschliche Gewebeproben in unterschiedlichen Erkrankungsstadien vorgestellt. Die Proben wurden von Dr. Inge Schmitz aus dem Bergmannsheil Bochum präpariert und bereitgestellt. Sie wurden mit der Standardmethode aufgearbeitet (Fixierung, Kritisch Punkttrocknung, Goldbedampfung) und mit einem Rasterelektronenmikroskop des Modells FEREM DSM 982 von Zeiss untersucht. Sie sind in einer Formaldehyd-Mischung gelagert und männlichen Patienten, die zwischen 58 und 90 Jahre alt geworden sind, aus der Halskarotis entnommen worden. Die Karotis bildet die wichtigste Gefäßbahn für die Blutversorgung in Gesicht und Gehirn. Die Proben weisen unterschiedliche Erkrankungsstadien auf, die der unteren Auflistung zu entnehmen sind.

- A. 58 Jahre alter Mann, hoher Grad der Arteriosklerose, Identifikation: VR72 (1)
- B. 66 Jahre alter Mann, frühes Stadium der Arteriosklerose, Identifikation: 39\_16 (2)
- C. 90 Jahre alter Mann, fortgeschrittener Grad der Arteriosklerose, Identifikation: 44\_6 (3)
- D. 78 Jahre alter Mann, fortgeschrittener Grad der Arteriosklerose, Identifikation: WT\_16 (4)

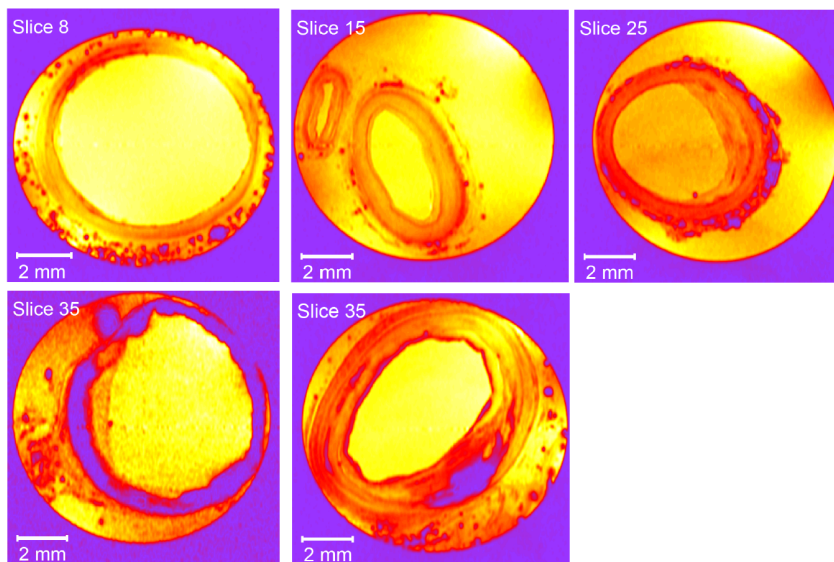
Es wurde zudem eine weitere Probe E (Identifikation: UR89 (5)) zur Kontrolle aufgenommen, da bei dieser der Kalzifizierungsprozess zwischen der zweiten und dritten Schicht des Gefäßes sichtbar wird. Die Probe wurde ebenfalls von Frau Dr. Schmitz präpariert, jedoch wurde sie einer Ratte entnommen.

#### 8.1.1. Messung mittels NMR

Die Proben wurden in ein NMR-Röhrchen mit einem Durchmesser von 10 mm eingesetzt und mit dem Formaldehyd-Wasser Gemisch aufgefüllt. Zur Reduktion möglicher Inhomogenitäten durch Suszeptibilitätssprünge wurden ober- und unterhalb der Probe Plugs eingesetzt. Sie haben die gleiche Suszeptibilität wie Wasser und erzeugen dadurch ein fixes Aufnahmevolumen. Die Aufnahmen wurden mit Hilfe der *FLASH*-Sequenz aufgenommen, es wurden zweidimensionale Schnittbilder der Gefäße erzeugt [59]. Dazu wurden, abhängig vom Datensatz, eine bestimmte Anzahl an Einzelschichten aufgenommen, die zusammengesetzt ein dreidimensionales Abbild der Probe erzeugen. Zur Vergleichbarkeit der Messungen wurden die Messparameter der einzelnen Messungen identisch gewählt. Dazu wurde eine Echozeit von  $T_E = 10,4$  ms und eine Repetitionszeit von  $T_R = 500$  ms gewählt. Der Flipwinkel der Messung beträgt  $38,8^\circ$ . Für die Raumdimensionen wurde eine Schichtdicke von  $200 \mu\text{m}$  in z-Richtung und ein *FOV* von 11 mm in

## 8. Gewebeprobeanalyse

x- und y-Richtung gewählt. Zudem wurden die Einzelbilder mit einer Akquisitionslänge von 256 und ebenfalls 256 Phasenschritten aufgenommen. Zur Erhöhung der digitalen Auflösung wurde ein zero-filling ausgeführt, sodass sich die Dimension eines Voxels zu  $22\text{ mm} \times 22\text{ mm} \times 200\text{ }\mu\text{m}$  ergibt. Das gesamte aufgenommene Volumen beträgt  $96,8\text{ mm}^3$ . Es wurden 30 Akkumulationen pro Bild genutzt, dadurch benötigte die Aufnahme eines Bildes 960 s. Die Speicherorte der Messdaten sind im Daten und Programme-Kapitel unter der Verlinkung Probe A (1), Probe B (2), Probe C (3), Probe D (4) und Probe E (5) zu finden. Zur Einlese der Daten wurde das Programm unter dem Link (1) verwendet. In Abbildung (8.2) sind die xz-Querschnitte der vier

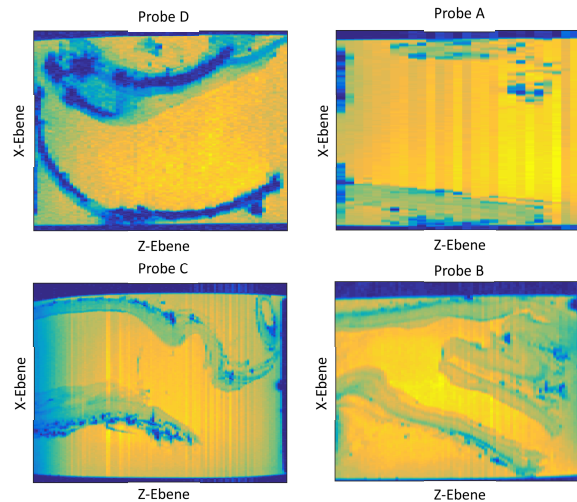


**Abbildung 8.1.:** A.: obere Zeile, links, Inhomogene Verteilung von Ablagerungen in der Gefäßwand. 58-jähriger Patient, ausgeprägte Arteriosklerose (ID: VR72). B.: obere Zeile, Mitte, Wenige Ablagerungen in der Gefäßwand. 66-jähriger Patient, leichte Arteriosklerose (ID: 39\_16). C.: obere Zeile, rechts, Großflächige Ablagerungen in der Gefäßwand. 90-jähriger Patient, stark ausgeprägte Arteriosklerose (ID: 44\_6). D.: untere Zeile, links, Fokale größere Ablagerung in der Gefäßwand (ID: WT\_16). E.: untere Zeile, rechts, Rattenaorta (ID UR89).

menschlichen Proben dargestellt. Die horizontale Achse zeigt die z-Achse der aufgenommenen Bilder. Die vertikale Achse zeigt die x-Achse der Aufnahmen.

### 8.1.2. Berechnung des Gefäßlumens

Unter dem Gefäßlumen wird der freie Bereich innerhalb des Gefäßes verstanden, indem das Blut fließt. Zur Berechnung der Fläche wird das aufgenommene Bild der einzelnen Schichten in ein sogenannten Contourplot umgewandelt. Das dazugehörige Auswerteprogramm ist unter dem Link (4) zu finden. Dazu werden den unterschiedlichen Bereichen der Signalamplituden der Bilder zur Sichtbarkeit der freien Fläche eine bestimmte Höhe im Contourplot zugeordnet. Es werden drei Ebenen im Contourplot eingestellt. Die richtigen Bereiche werden ausgewählt, indem ein Referenzpunkt innerhalb des Gefäßlumens genutzt und der Mittelwert des Punktes und seiner nächsten zehn Nachbarn in beiden Raumrichtungen erstellt wird. Nach der Erstellung der Contourebenen wird im Anschluss das Signalamplitudenbild in ein binäres Bild umgewandelt. Dies ermöglicht eine direkte Bestimmung der auftretenden Bereiche und eine automatische Zuordnung dieser, um die Gefäßlumengröße bestimmen zu können. Eine schematische Darstellung ist in Abbildung (8.3) Zusätzlich zur Lumenbestimmung kann das Signalamplitudenbild verwendet



**Abbildung 8.2.:** Darstellung der xz-Querschnitte der zuvor aufgenommenen Flash-Bilder für die vier menschlichen Proben. Die x-Achse zeigt die gesamte aufgenommene Schichthöhe. Die y-Achse zeigt den Querschnitt entlang der x-Ebene der Bilder. Links oben entspricht der vierten Probe (WT\_16), rechts oben entspricht der Probe (VR72). Links unten zeigt den Querschnitt der Probe (44\_6) und rechts unten den der Probe (39\_16)

werden um einen Querschnitt zu erzeugen, der eine Zuordnung der einzelnen Bereiche des Gefäßes, als auch der umliegenden Flüssigkeit zulässt. Dies ist in Abbildung (8.4) gezeigt. Die Wandstärken können ebenfalls aus dem Querschnitt bestimmt werden. Eine Übersicht ist in Tabelle (8.1) dargestellt.

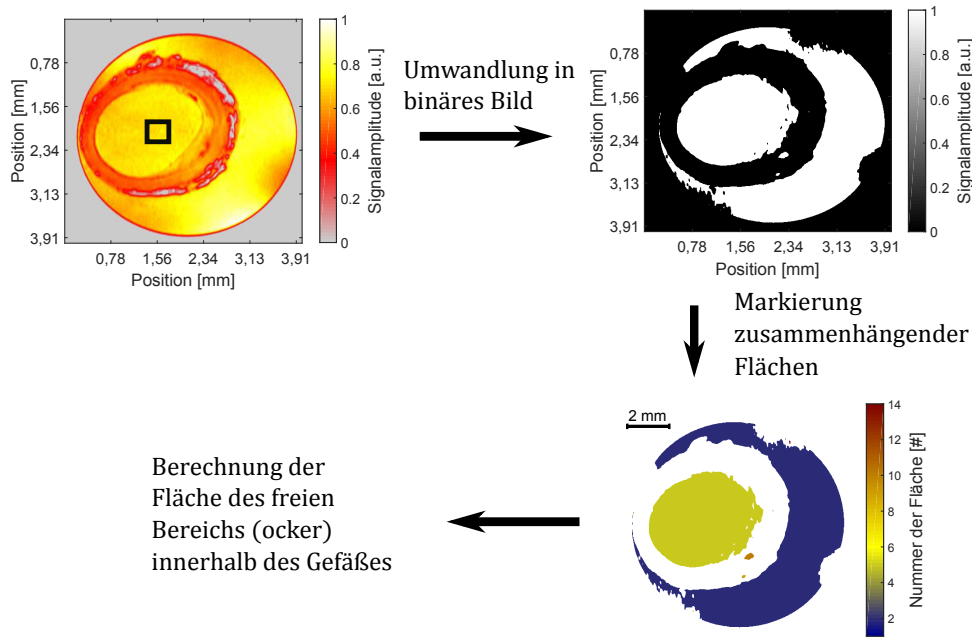
	Probe A	Probe B	Probe C	Probe D	Probe E
Lumenbereich[mm <sup>2</sup> ]	43,5 ± 1,7	8,8 ± 2,9	17,5 ± 2,7	20,7 ± 1,9	31,2 ± 9,8
Grad der Erkrankung	hoch	früh	fortges.	fortges.	fortges.

**Tabelle 8.1.:** Tabellarische Übersicht des freien Lumenbereichs bei den untersuchten Gewebeproben der Karotis.

### 8.1.3. Rasterelektronenmikroskopaufnahmen

Die Rasterelektronenmikroskopaufnahmen (REM) wurden von Dr. Inge Schmitz am Bergmannsheil Bochum an dem Gerät FEREM DSM 982 von Zeiss aufgenommen. Dieses Aufnahmeverfahren bietet ein hervorragendes Werkzeug zur Analyse und Untersuchung von Mikrostrukturen und chemischen Zusammensetzungen des zu untersuchenden Stoffes. Dabei wird mit einem Elektronenstrahl schrittweise ein Raster abgefahren und die entstehende Wechselwirkung der eingestrahnten Elektronen auf die jeweilige Umgebung des Rasters analysiert. Es wurden weitere Gewebeproben (UR61 und UT18) analysiert. In Abbildung (8.5a) sind Verkalkungen mit einem hohen Signal dargestellt und erscheinen weiß, während das Weichgewebe grau dargestellt ist. Aus den Aufnahmen kann auch die Wandstärke bestimmt werden. Weiterhin wurde das REM dazu genutzt, den auftretenden Mineralisierungsprozess darzustellen. Dies wurde mit der EDX-Analyse (energiedispersiven Röntgenmikroanalyse) an einem Gerät des Modells Noran System Six ausgeführt. Die Ergebnisse sind in Abbildung (8.5b) gezeigt. Es werden ultrastrukturelle Aufnahmen verschieden stark ausgeprägter Mineralisierungszonen in der Karotis gezeigt. Abbildung

## 8. Gewebeprobeanalyse

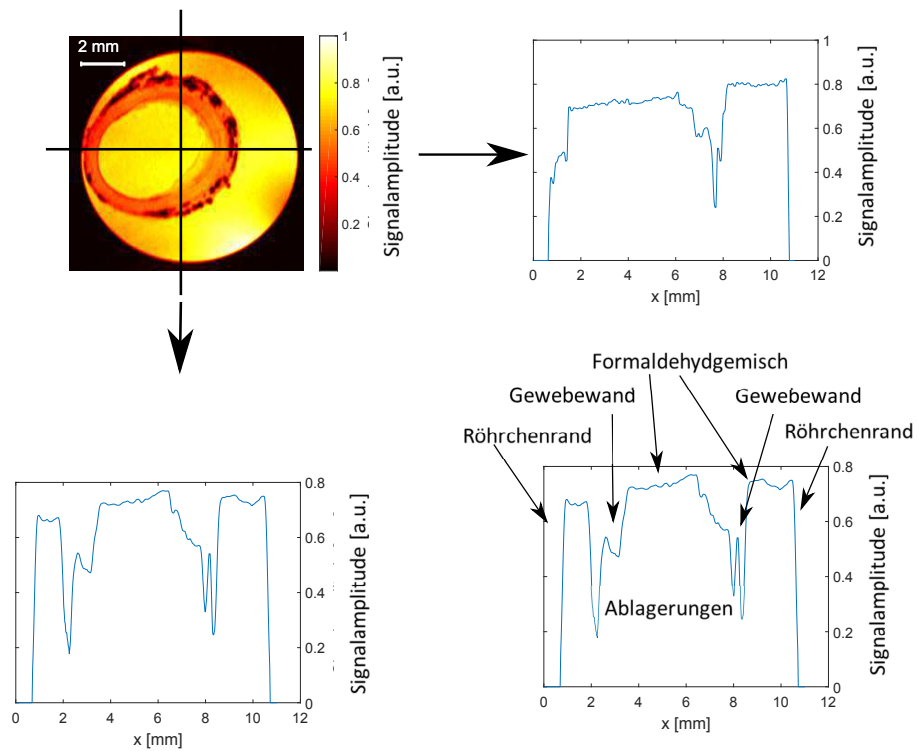


**Abbildung 8.3.:** Visualisierung der einzelnen Schritte im Verfahren der Bestimmung des Bereichs der freien Fläche des Lumens mit Hilfe des Matlab Programms. Das linke obere Bild zeigt die normierte Signalamplitude der ausgewählten Schicht. Das schwarze Rechteck markiert den ausgewählten Bereich im Lumen, der für die weitere Berechnung benötigt wird. Zur Umwandlung in ein binäres Bild (rechts oben) wird der Mittelwert des Rechtecksbereichs gewählt um die Schnittmaske zu setzen. Die zusammenhängenden Flächen des so erzeugten binären Bildes ist in der rechten unteren Abbildung gezeigt. Der ockerfarbende Bereich zeigt die bestimmte freie Fläche innerhalb des Gefäßes für den die Fläche bestimmt werden kann.

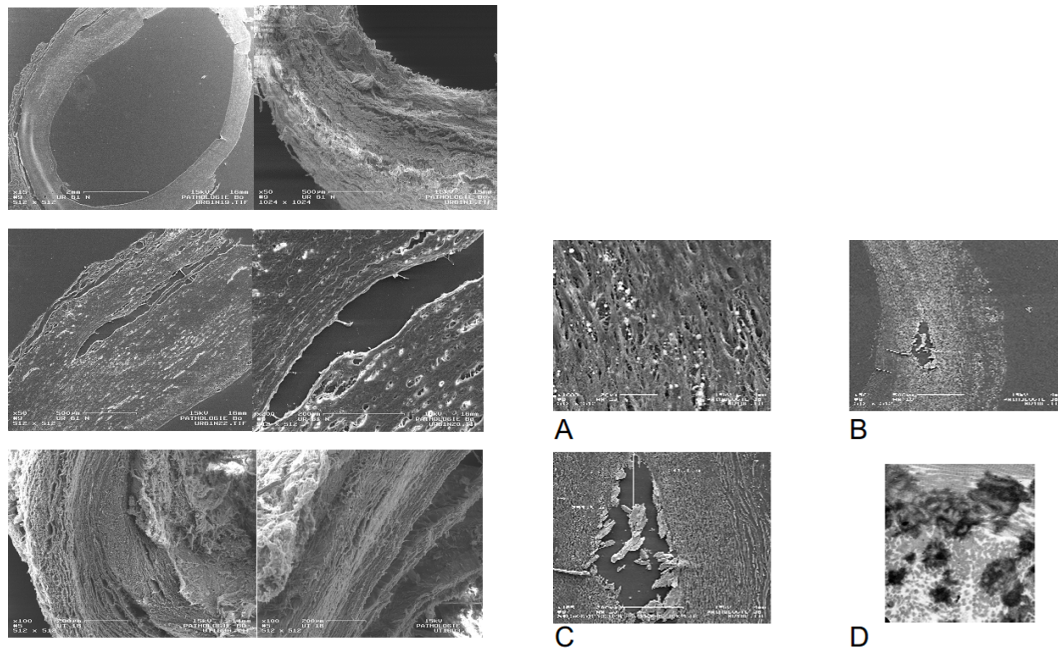
A beinhaltet rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen von feinen runden Mineraleinlagerungen (beginnende Mineralisierung) zwischen den Fasern der Gefäßwand. Die EDX- Analyse zeigt Nachweise von Calcium und Phosphor. B und C sind rasterelektronenmikroskopische Detail- und Übersichtsaufnahmen und zeigen Bereiche mit stärkeren zum Teil flächigen Calciumphosphataggregaten. Es sind Einlagerungen und die Destruktion der Wandarchitektur im mineralisierten Bereich erkennbar. Abbildung D ist eine transmissionselektronenmikroskopische Aufnahme von beginnenden Mineralisierungen entlang der kollagenen Fasern. Die Analyse und Aufnahme der Bilder erfolgte durch Frau Dr. Schmitz. Die Bilder sind unter dem Link (6) gespeichert.

### 8.1.4. Computertomographieaufnahmen

Die Computertomographieaufnahmen wurden von Dr. Jens Nellesen an der TU Dortmund aufgenommen. Die Verkalkungen zeigen einen starken Kontrast zum Weichgewebe und bilden so eine komplementäre Aufnahmemethode zur NMR, bei der das Kontrastverhältnis genau gegensätzlich ist. Die Aufnahmen sind in Abbildung (8.6) dargestellt und zeigen, die Rattenprobe E (UR89). Die Aufnahmen links und rechts zeigen jeweils die gleichen Schichten. Die linken beiden Aufnahmen sind die ungefilterten Aufnahmen des CTs. Die rechten Bilder sind mit einem Medianfilter 7 bearbeitet, um die Kontraste stärker sichtbar zu machen. Die Bilder sind unter dem Link (7) gespeichert.



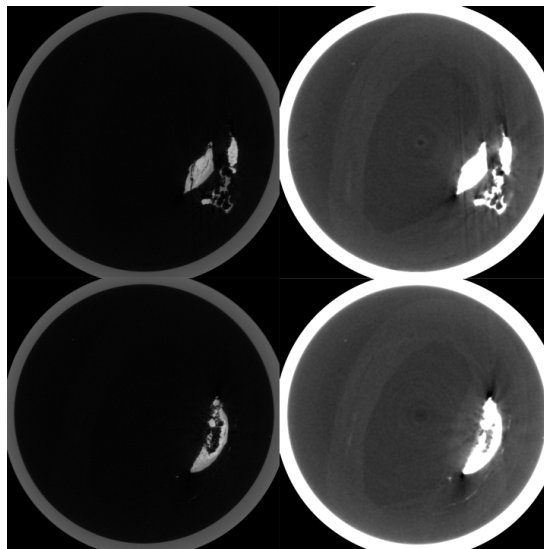
**Abbildung 8.4.:** links oben: 2D-Bild einer Beispielschicht, die schwarzen Balken zeigen die rechts oben und links unten gezeigten Querschnitte an. Unten rechts zeigt die Zuordnung der Bereiche zu den jeweiligen Signalamplituden.



(a) Elektronenrastermikroskopaufnahmen für die Probe UR61.

(b) Mineralisationsprozesse im Gewebe

**Abbildung 8.5.:** Exemplarische Darstellung von Elektronenrastermikroskopaufnahmen. Die oberen beiden Aufnahmen der linken Abbildung sind Übersichtsaufnahmen. Sie zeigen Schnitte durch eine weitgehend homogen aufgebaute Gefäßwand. In dem rechten oberen Bild der Seite ist eine ellipsoide Auflagerung sichtbar. Die unteren vier Bilder zeigen Dehiszenzen und ein stärkeres Auseinanderweichen der Gefäßwandschichten. Die rechte Seite zeigt ultrastrukturelle Aufnahmen verschieden stark ausgeprägter Mineralisierungszonen in der Karotis. In Abbildung A der rechten Seite sind rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen von feinen runden Mineraleinlagerungen (beginnende Mineralisierung) zwischen den Fasern der Gefäßwand sichtbar. Die EDX- Analyse zeigt Nachweise von Calcium und Phosphor. B und C sind Rasterelektronenmikroskopische Detail- und Übersichtsaufnahme und zeigen Bereiche mit stärkeren zum Teil flächigen Calciumphosphataggregaten Es sind Einlagerungen und die Destruktion der Wandarchitektur im mineralisierten Bereich erkennbar. Abbildung D ist eine Transmissionselektronenmikroskopische Aufnahme von beginnenden Mineralisierungen entlang der kollagenen Fasern. Die Analyse und Aufnahme der Bilder erfolgte durch Frau Dr. Schmitz.



**Abbildung 8.6.:** Exemplarische Darstellung einer Gewebeprobe der Rattenprobe (UR 89) mittels CT, aufgenommen wurden die Bilder von Dr. Jens Nellesen. Die linken beiden Bilder zeigen die ungefilterten CT-Aufnahmen. Sie zeigen die Verkalkungen in dem Gewebe detailliert, jedoch ist das Gewebe kaum sichtbar. Auf der rechten Seite ist ein Medianfilter 7 verwendet, um die Weichstrukturen besser sichtbar zu machen.



## 9. Flüssigkeitseigenschaften

Um eine möglichst realitätsnahe Abbildung der realen Gefäße zu realisieren, werden im folgenden Kapitel die Grundlagen der verwendeten Flüssigkeiten und von Blut erläutert. Für diese Arbeit wird die Unterteilung in newtonsche und nicht-newtonsche Flüssigkeit vorgenommen, da Flüssigkeiten aus beiden Kategorien verwendet worden sind. Es wurden neben Wasser auch Xanthan-Wasser-Gemische verwendet. Um die verwendeten Flüssigkeiten mit Blut zu vergleichen, werden zuerst die zugrundeliegenden Eigenschaften von Blut beschrieben und im Anschluss die Unterschiede zu den genutzten Flüssigkeiten aufgezeigt [106, 2]. Blut ist jedoch nicht nur eine nicht-newtonsche Flüssigkeit, sondern ist zusätzlich von vielen Parametern abhängig. Zu diesen Parametern gehören unter anderem der Durchmesser des Gefäßes, die Temperatur, der Anteil der Erythrozyten im Blutvolumen und weitere Parameter [107, 108, 109, 110, 111, 112, 113, 114]. Aufgrund der diversen zusätzlichen Eigenschaften ist die Xanthan-Wasser Mischung nur als Substitut anzusehen. Campo-Deaño et al. stellt zudem vier alternative polymer-basierte Blutersatzmittel vor. Dabei lieferte die Xanthan-DMSO und Xanthan-Saccharose in allen Bereichen nahezu blutgleiche Eigenschaften [115]. Zusätzlich wird die Scherratenabhängigkeit der Proben untersucht und mit der von Blut verglichen. Es wurden verschiedene Konzentrationen ermittelt, die eine gute Nachbildung des Fließverhaltens von Blut ermöglichen. Die Flüssigkeiten lassen sich aufgrund ihrer unterschiedlichen Eigenschaften in verschiedene Kategorien einordnen.

### 9.1. Newtonsche Flüssigkeiten

Die erste vorgestellte Kategorie sind die newtonschen Fluide, sie zeichnen sich durch einen linearen Zusammenhang zwischen der Scherrate und der Schergeschwindigkeit aus. Die Scherrate ist über den Zusammenhang [116]

$$\tau = \eta \cdot \dot{\gamma} \quad (9.1)$$

definiert. Hierbei entspricht  $\tau$  der Scherspannung,  $\eta$  dem Proportionalitätsfaktor oder auch dynamische Viskosität und  $\dot{\gamma}$  der Schergeschwindigkeit, die über die Gleichung

$$\dot{\gamma} = \frac{\partial v}{\partial y} \quad (9.2)$$

beschrieben werden kann. Hierbei ist  $v$  die Geschwindigkeit und  $y$  gibt die Verschiebungsdistanz an. In dieser Arbeit wurde Wasser als newtonsche Flüssigkeit verwendet. Im Gegensatz dazu gehört Blut zu den nicht-newtonschen Flüssigkeiten.

### 9.2. Nicht-newtonsche Flüssigkeiten

Im Gegensatz zu newtonschen Flüssigkeiten werden nicht-newtonsche Flüssigkeiten nicht über den linearen Zusammenhang für die dynamische Viskosität  $\eta$ , sondern abhängig von der Scherrate  $\dot{\gamma}$ , definiert [117]. Die nicht-newtonschen Flüssigkeiten werden in zwei Unterkategorien

## 9. Flüssigkeitseigenschaften

unterteilt. Es gibt dilatante (scher-verdickende) und pseudoplastische (scher-verdünnende) Flüssigkeiten [118]. Die mathematische Beschreibung des nicht linearen Zusammenhangs wird im Folgenden beschrieben.

Es wird vereinfacht angenommen, dass sich die zu untersuchende Flüssigkeit wie ein Potenzfluid verhält. Bei einem Potenzfluid ist der Zusammenhang zwischen Scherspannung und Scherrate gegeben durch [119]:

$$\tau = K\dot{\gamma}^n. \quad (9.3)$$

Zur Vergleichbarkeit und Einordnung der unterschiedlichen Flüssigkeiten kann der Exponent des Potenzfluids genutzt werden um diese zu definieren. Hierbei ist  $K$  ein Proportionalitätsfaktor zwischen der Scherspannung und -rate. Falls der Exponent kleiner als eins ist ( $n < 1$ ) wird die Flüssigkeit als pseudoplastisch bezeichnet. Falls  $n$  größer als eins ist, liegt eine dilatante Flüssigkeit vor. Sollte  $n = 1$  sein, liegt ein Spezialfall vor und die Flüssigkeit ist eine newtonsche Flüssigkeit. Deren Verhalten ist bereits in der Gleichung (9.2) beschrieben. Zur Veranschaulichung der resultierenden Effekte werden im Weiteren die drei Fälle exemplarisch vorgestellt. Es werden für die Exponenten  $n = 0,75$ ,  $n = 1$  und  $n = 1,25$  der Zusammenhang zwischen Scherrate und Scherspannung in der Figur (9.1) gezeigt. Zur weiteren Analyse kann ein theoretisches Geschwindigkeitsprofil für eine kreisförmige Querschnittfläche mit dem Radius  $r$  erstellt werden. Dazu ergibt sich mit dem Exponenten unter einer gegebenen Druckdifferenz  $\frac{\partial p}{\partial z}$  das folgende Profil (9.1):

$$v(r) = \frac{n}{n+1} \left( \frac{\partial p}{\partial z} \frac{1}{2K} \right)^{(1/n)} \left[ R^{\frac{n+1}{n}} - r^{\frac{n+1}{n}} \right]. \quad (9.4)$$

Dabei entspricht  $R$  dem Gesamtradius, der zu untersuchenden Probe. Es ist zu beachten, dass die Gültigkeit der Gleichung nur gegeben ist, falls keine Turbulenzen innerhalb des Bereichs auftreten. Ein Indikator für die Turbulenz des Flusses ist die sogenannte Reynoldszahl. Die Reynoldszahl ist geometrieabhängig, ab einem Wert von 2500 beginnt die Übergangsphase bis bei etwa 4000 Turbulenzen beginnen [120]. In dem rechten Teil der Abbildung (9.1) sind für die oben angenommenen Exponenten die resultierenden Strömungsprofile in einer Graphik aufgetragen. Das Profil hat sein Maximum im Zentrum des Querschnittes. Die drei Kategorien der Exponenten weisen ein deutlich unterscheidbares Verhalten auf. Die pseudoplastische Flüssigkeit weist einen starken Anstieg am Rand des Profils auf, der dann in ein breites und flacheres Geschwindigkeitsplateau übergeht, bevor es wieder steil abfällt. Die newtonsche Flüssigkeit wird über ein Parabelprofil beschrieben, das durch die Theorie vom Hagen-Poiseuille Gesetz definiert wird [121]. Bei dilatanten Flüssigkeiten liegt, im Vergleich zu den beiden anderen Flüssigkeiten, ein langsamer Anstieg an den Rändern vor. Weiterhin gibt es im Bereich des Geschwindigkeitsmaximums nur eine dünne Spitze. Um die Exponenten zu bestimmen gibt es verschiedene Verfahren. In dieser Arbeit wurde, wie in der Masterarbeit von Vyacheslav Yavchenko beschrieben, die scherratenabhängige Viskosität mit zwei Verfahren bestimmt [122]. Unter der Annahme eines Potenzfluids kann der gesuchte Exponent bestimmt werden, indem die scherratenabhängige Viskosität über

$$\eta(\dot{\gamma}) = K\dot{\gamma}^{n-1} \quad (9.5)$$

verwendet wird. Eine detailliertere Alternative zum Potenzgesetz ist das Carreau-Modell, das über die Gleichung

$$\eta(\dot{\gamma}) = (1 + (\lambda\dot{\gamma})^2)^{\frac{n-1}{2}} (\eta_0 - \eta_\infty) + \eta_\infty \quad (9.6)$$

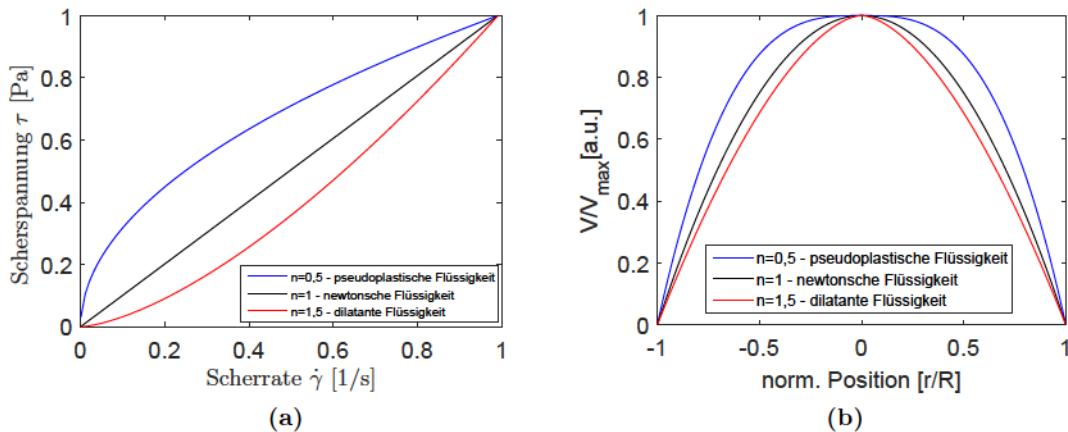


Abbildung 9.1.: Schematische Darstellung des Verhaltens von nicht-newtonschen Flüssigkeiten

beschrieben werden kann [123]. Die Flüssigkeit in dem Modell verhält sich bei sehr kleinen Scherraten, also  $\dot{\gamma} \ll \frac{1}{\lambda}$ , wie eine newtonsche Flüssigkeit, während sie bei sehr großen Scherraten, also  $\dot{\gamma} \gg \frac{1}{\lambda}$ , dem Verhalten eines Potenzfluids gleicht. In dem Modell entsprechen  $\eta_{inf}$  der Viskosität bei unendlich großer Scherrate,  $\eta_0$  bei unendliche kleiner Scherrate und  $\lambda$  ist der Skalierungsfaktor.

### 9.3. Scherratenabhängige Viskositätsmessung am Plattenviskosimeter

Zur Untersuchung des rheologischen Verhaltens der verwendeten Flüssigkeiten und einem damit verbundenen Vergleich mit realem Blut, wurde die scherabhängige Viskosität an einem Plattenviskosimeter bestimmt. Eine Einleitung in Viskosimetrie wurde bereits 1933 von Reiner et al. veröffentlicht, indem die viskosimetrischen Eigenschaften von newtonschen und nicht-newtonschen Flüssigkeiten am Beispiel von Kautschuk untersucht wurden [124].

#### 9.3.1. Aufbau und Durchführung Plattenviskosimeter

Das Grundprinzip eines Plattenviskosimeters besteht darin, die zu untersuchende Flüssigkeit zwischen zwei kreisförmigen Platten zu füllen und dort zu fixieren. Je nach Einstellung der Messung wird die obere Platte mit einer festen Winkelgeschwindigkeit in Bewegung gesetzt, während die untere Platte fixiert ist. Dadurch entsteht eine Reibungskraft, die für jede Flüssigkeit spezifisch ist und anhand derer sich ihre Viskosität bestimmen lässt.

#### 9.3.2. Viskositätsbestimmung Xanthan-Wasser Mischung

Um eine möglichst naturgetreue Darstellung des Fließverhaltens zu ermöglichen, konnte bereits gezeigt werden, dass eine Xanthan-Wasser Mischung eine gute Substitution für Blut sein kann [125, 126]. Xanthan ist ein natürlich vorkommendes Polysaccharid und wird durch Bakterien aus zuckerhaltigen Substraten gewonnen. Unter Wasser quillt Xanthan auf und löst sich gut in warmem Wasser, was zu einer Viskositätserhöhung der Flüssigkeit führt [11].

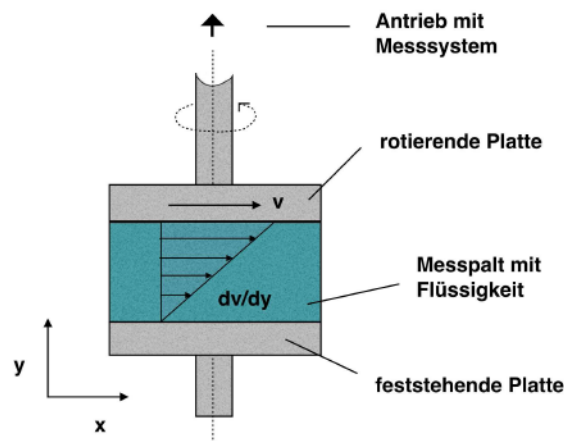


Abbildung 9.2.: Schematische Darstellung der Funktionsweise eines Plattenviskosimeters.

Zur Bestimmung der genauen Konzentration, die zur Nachstellung der viskoelastischen Eigenschaften von Blut optimal ist, wurden unterschiedlich starke Konzentrationen von Xanthan in Wasser hergestellt und dann im Viskosimeter untersucht [127]. Die hier dargestellten Xanthan-Konzentrationen variieren dabei von 100 mg bis hin zu 1200 mg Xanthan auf ein Liter Wasser. Dabei wurde zuerst eine Lösung gesucht, die den von Dr. Daniel Edelhoff untersuchten Schweineblutproben entsprechen [4]. Es wurden von ihm insgesamt 5 Proben untersucht. Die Messdaten sind unter dem Link (8) hinterlegt. In Abbildung (9.3) sind die Proben dargestellt. Die Viskosität ist über den aufgenommenen Scherratenbereich nicht konstant. Um trotzdem, auch im niedrigen Scherratenbereich, möglichst nahe am Blutverhalten zu sein wird für die Bestimmung der genauen Xanthan-Konzentration deshalb der Bereich zwischen der ersten und letzten Probe als relevanter Viskositätsbereich angenommen. Die Viskositäten der Xanthan-

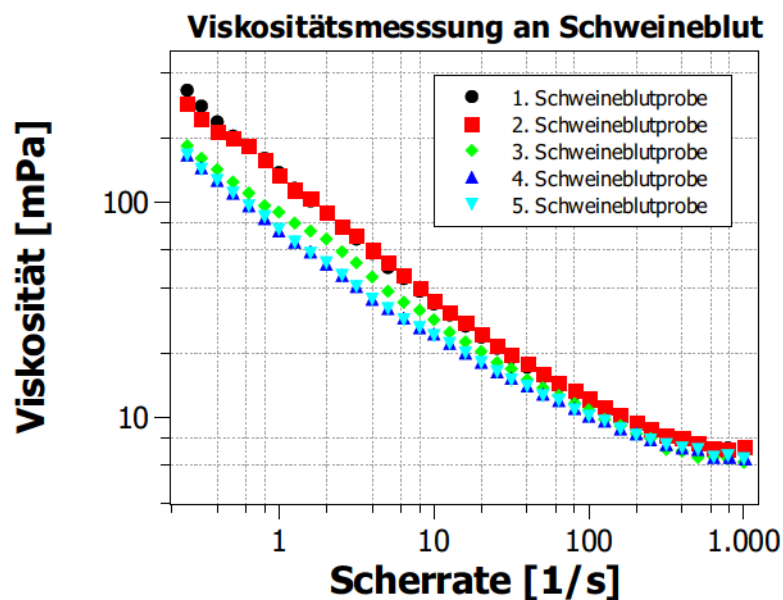


Abbildung 9.3.: Darstellung der Scherrate gegen die Viskosität bei unterschiedlichen Schweineblutproben. [4].

Mischungen wurden zwischen den Scherraten 0,1 1/s und 1000 1/s aufgenommen. Die Xanthan-Daten sind für die Bereiche 100 – 400 mg und 600 – 1200 mg aufgeteilt unter den Links (9,10) gespeichert. In Abbildung (9.4) sind die untersuchten Xanthan-Mischungen gegenüber dem zuvor bestimmten Schweineblutbereich dargestellt. Als beste Substitution für das Schweineblut wurde die 700 mg/L Xanthan-Mischung ausgewählt, die in der Mitte des Schweineblutbereichs liegt. Die Abweichungen zwischen der Probe und dem Schweineblut beginnen erst ab einer Scherrate von 100 1/s. Zusätzlich zu den Schweineblutproben wurde das Carreau-Modell des

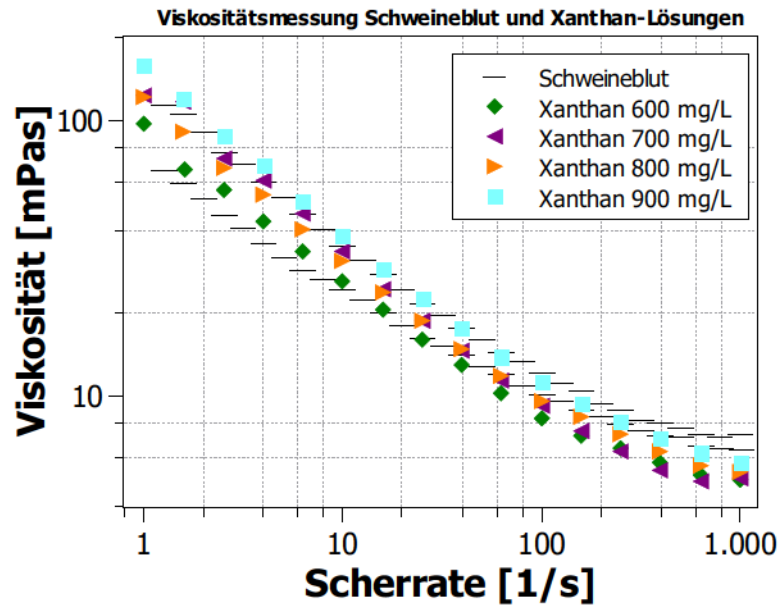


Abbildung 9.4.: Darstellung der Scherrate gegen die Viskosität bei unterschiedlichen Xanthan-Mischungen gegenüber der Schweineblutproben [4].

menschlichen Blutes genutzt um die dafür beste Xanthan-Mischung zu finden. Für das Carreau-Modell wurden die Parameter  $\eta_0 = 56$  mPas,  $\eta_\infty = 3,5$  mPas,  $\lambda = 3,313$  s und  $n = 0,2568$  verwendet. In Abbildung (9.5) sind die verwendeten Xanthan-Mischungen gegen das Carreau-Modell dargestellt. Die Mischungen zwischen 100 und 400 mg/L sind auf der linken Seite und im rechten Teil der Abbildung sind die verwendeten Xanthanmengen zwischen 250 und 800 mg/L dargestellt. Es zeigt sich, dass das Mischverhältnis von 250 mg/L dem Carreau-Modell am Besten entspricht. Es ist zu beachten, dass bei niedrigen Scherraten die Viskositätsmessung mit großen Fehlern behaftet ist und es hier zu höheren Abweichungen kommt. Zur Abschätzung welche Bereiche der beiden ausgewählten Xanthan-Mischungen auch mit der Potenzgesetznäherung beschrieben werden können, wurden in Abbildung (9.6) an die beiden Mischungen das Potenzgesetz angepasst. Für die Probe mit 250 mg/L wurde ein Exponent von  $n = 0,66$  und bei der Probe mit 700 mg/L wurde ein Exponent von  $n = 0,38$  bestimmt. Die Näherung ist sicher gültig bis 100 1/s und unsere Messungen lagen zu jedem Zeitpunkt unterhalb dieser Scherrate. Zur Kontrolle der Eigenschaften der Xanthan-Mischung und deren Haltbarkeit wurde eine Langzeitstudie durchgeführt, in der in unregelmäßigen Abständen eine Viskosität-Messung für eine Konzentration von 700 mg/L Wasser durchgeführt worden ist. Die Daten sind unter dem Link (11) gespeichert. Es ist zu erkennen, dass es im niedrigen Scherratenbereich zu Schwankungen bei den Messungen zwischen Tag 1 und Tag 70 kommt. Allerdings sind diese nicht sehr zuverlässig, da das Viskosimeter im Niedrigscherratenbereich anfällig für messbedingtes Rauschen ist [128]. Der relevante Hauptbereich der Scherrate, der etwa zwischen 11/s und 100 1/s liegt, indem auch die MRI Messungen durchgeführt wurden, zeigt nahezu keinerlei

## 9. Flüssigkeitseigenschaften

Veränderung im Laufe der Wochen. Im weiteren Scherratenbereich, ab etwa 90 1/s kommt es zu einer leichten Verschiebung der Kurve, die bis zur Aufnahmegrenze von 1000 1/s zunimmt. Dort liegt ein Viskositätsunterschied von 1,35 mPas bzw. 23,7 % vor. In Abbildung (9.8) zeigt sich eine Verschiebung der Kurven der Scherrate gegenüber der Viskosität in Abhängigkeit der Konzentration. Je höher die Konzentration desto höher ist auch die Viskosität bei gleicher Scherrate. Der Viskositätsunterschied bei einer Konzentration von 300 mg liegt beispielsweise im Vergleich zur 1200 mg Konzentration bei einem Faktor von etwa 12. Zusätzlich zur Zeitabhängigkeit der Konzentrationen und deren Übersicht wurden die präparierten Xanthan-Mischungen mittels des Potenzgesetzes aus Gleichung (9.5) charakterisiert. Dazu wurde jeweils eine Ausgleichsrechnung auf die Messdaten der einzelnen Mischungen angewendet. Dabei ist zu beachten, dass die Messergebnisse für die Xanthanmischungen unterhalb von 400 mg/L eine deutlichen größere Messunsicherheit aufweisen, da für diese Flüssigkeit die Viskositäten des Gemisches nicht gut von dem Rheometer aufgenommen wird. Es zeigt sich jedoch, dass im relevanten Scherbereich (etwa 50 – 60 1/s) der späteren NMR-Messungen die Ausgleichsrechnung für alle Gemische durchgeführt werden kann. Diese Ergebnisse sind in Tabelle (9.1) dargestellt und in Abbildung

Konzentration [ $\frac{\text{mg}}{\text{L}}$ ]	$K$ [mPas]	Exponent $n$
75	$2,0 \pm 0,3$	$0,94 \pm 0,03$
100	$2,8 \pm 0,1$	$0,90 \pm 0,01$
250	$8,1 \pm 0,1$	$0,76 \pm 0,01$
400	$56,9 \pm 2,1$	$0,51 \pm 0,04$
700	$131,3 \pm 5,1$	$0,43 \pm 0,04$
1000	$231,3 \pm 4,2$	$0,32 \pm 0,02$

**Tabelle 9.1.:** Übersicht der resultierenden Ergebnisse der Potenzgesetzausgleichsrechnungen von Xanthan-Gemischen. Für die unterschiedlichen Xanthan-Wassergemische wurden die Werte für den Proportionalitätsfaktor  $K$ , auch als Flusskonsistenzindex, und den zugehörigen Potenzexponenten  $n$  aus der Gleichung (9.5) bestimmt.

(9.9) visualisiert.

### 9.4. Time-of-Flight Messungen zur Analyse des Flussprofils

Zur Bestimmung der Charakteristika der Flüssigkeit wurden diese mit der Time-of-Flight-Methode untersucht, dazu wurden zwei Konzentrationsmischungen, 250 mg/L und 700 mg/L Xanthan in Wasser, aufgenommen. Die dazugehörigen Daten sind unter den Links (12,13) gespeichert. Es wurde jeweils eine einzelne Schicht markiert und zu unterschiedlichen Wartezeiten  $\tau$  dargestellt mit dem Ziel, die so entstehenden Profile auszulesen und daraus den Exponenten des angefitteten Potenzprofils des Fluids  $n$  zu bestimmen. Insgesamt wurden jeweils 14 Messungen mit Wartezeiten zwischen 10 und 100 ms aufgenommen. Für die Berechnung wird das Geschwindigkeitsprofil aus den TOF-Daten ausgelesen und in Matlab und weiter verarbeitet, das Programm ist unter dem Link (5) zu finden. Die dazugehörige Software basiert auf den Skripten von Daniel Edelhoff [4] und Vyacheslav Yavchenko [122]. Eine schematische Darstellung des Messbildes und des ausgewerteten Profils ist in Abbildung (9.10) zu finden. Der Fluss fließt entlang der x-Achse von links nach rechts. Die y-Achse zeigt die räumliche Ausdehnung in diese Richtung. Zur Bestimmung der Form wird ein Erwartungswert für jeden y-Wert als Mittelwert der x-Werte berechnet. Die y-Werte werden auf ihr Maximum normiert und gegen die x-Werte aufgetragen. Dadurch wird die Abhängigkeit der Flussgeschwindigkeit gegen den normierten

Abstand bezüglich des Kanals erzeugt.

Mit den so extrahierten Daten kann über die Gleichung

$$v(r) = \frac{Q}{\pi R^2} \frac{3n+1}{n+1} \left( 1 - \left( \frac{r}{R} \right)^{\frac{1}{n}+1} \right) \quad (9.7)$$

der Exponent der Potenzflüssigkeit bestimmt werden.  $Q$  ist die Flussrate und  $R$  der Radius. Mittels örtlicher Ableitung kann zudem die Scherrate  $\dot{\gamma}$  berechnet werden. Es ergibt sich so die Gleichung

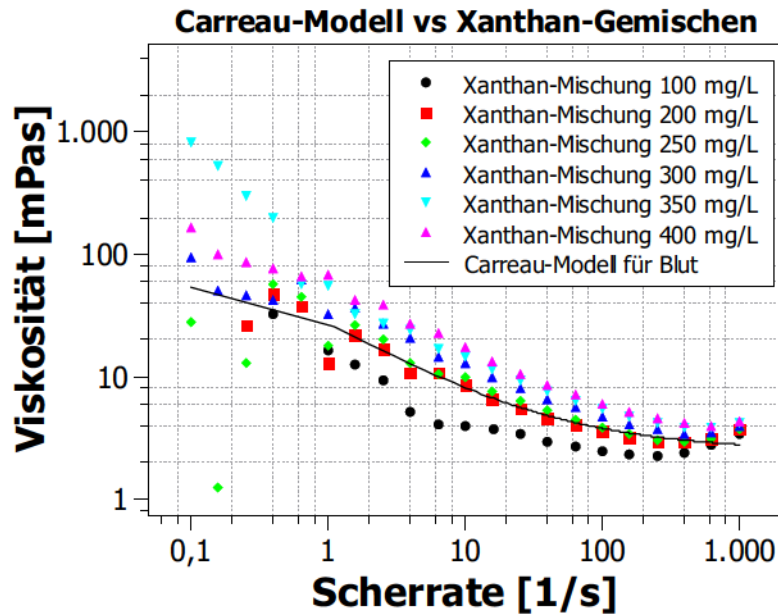
$$\dot{\gamma}(r) = \frac{Q}{\pi R^3} \frac{3n+1}{n} \left( \frac{r}{R} \right)^{\frac{1}{n}}. \quad (9.8)$$

Es ist dabei zu beachten, dass die Scherrate maximal wird, wenn  $r$  gegen  $R$  strebt. Umgekehrt bedeutet dies, dass die Scherrate im Zentrum des Kanals, also  $r = 0$ , gleich Null wird. In diesem Punkt hat die Viskosität  $\eta$  ihr Minimum. Insgesamt werden die Scherrate und die Viskosität am Rand des Gefäßes maximal. Zur Anpassung an potentielle Verschiebungen des Profils wird die Gleichung (9.7) modifiziert. Neben der Normierung des Abstandes werden zwei weitere Fitparameter,  $dx$  und  $dy$  für eine Verschiebung der beiden Achsen eingeführt. Dadurch ergibt sich die modifizierte Fitgleichung

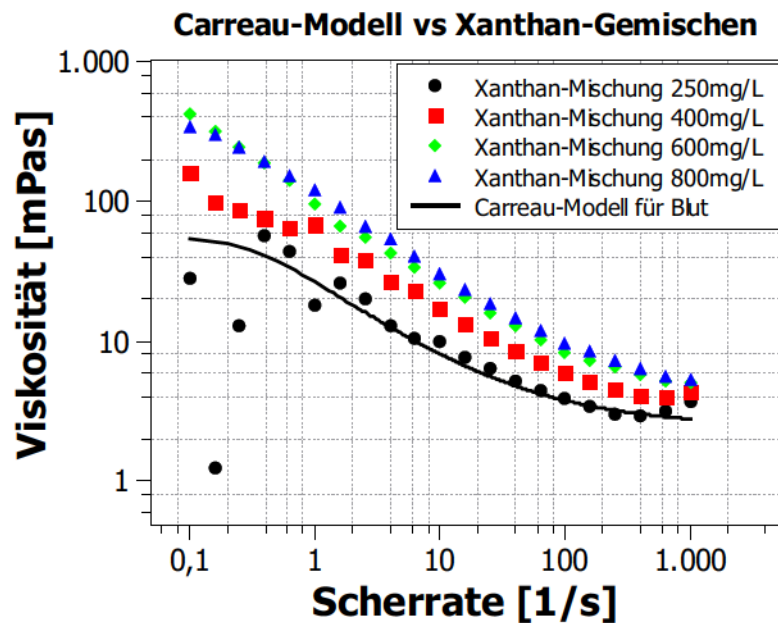
$$v(x) = v_0 \frac{\frac{1}{n} + 3}{\frac{1}{n} + 1} (1 - x - dx)^{\frac{1}{n}-1} + dy. \quad (9.9)$$

Für die Ausgleichsrechnung wird die Matlab-interne Funktion *fit* verwendet. Sie liefert für die 250 mg Xanthan-Mischung die Parameter:  $n = 0,64 \pm 0,08$ ,  $v_0 = 0,50 \pm 0,05 \frac{1}{s}$ ,  $dx = -0,02 \pm 0,02$  cm und  $dy = 0,11 \pm 0,09 \frac{cm}{s}$ . Der Exponent aus der Viskositätsmessung betrug 0,68. Die TOF liefert den selben Wert und kann so als eine geeignete Alternative verstanden werden. In Abbildung (9.11) sind die Messdaten und die resultierende Fitfunktion für die 250 mg Mischung dargestellt. Analog wurde die TOF-Messung für die Konzentration von 700 mg durchgeführt. Dabei wurden die gleichen Messparameter eingestellt. Die Ausgleichsrechnung ergab die Parameter  $n = 0,37 \pm 0,17$ ,  $v_0 = 1,35 \pm 1,61 \frac{1}{s}$ ,  $dx = 0,55 \pm 2,40$  cm, und  $dy = -1,19 \pm 2,60 \frac{cm}{s}$ . Der bestimmte Exponent aus der Viskositätsmessung betrug 0,39. In Abbildung (9.12) sind die Messdaten und die resultierende Fitfunktion für die 700 mg Mischung dargestellt. Bei dieser Messung zeigen sich deutlich höhere Ungenauigkeiten bei der Auswertung.

Zusammenfassend kann die Methode gut verwendet werden, um den Exponenten einer Potenzflüssigkeit zu bestimmen. Die Methode birgt jedoch auch ein gewisses Maß an Ungenauigkeit, aufgrund der manuellen Auswahl der 6 Punkte zur Extraktion des Profils. Dies kann, gerade bei den Messungen am Rand, zu Ungenauigkeiten führen, da das Signal sehr gering ist.



(a) Niedrigere Mischverhältnisse



(b) Höhere Mischverhältnisse

Abbildung 9.5.: Darstellung der Scherrate gegen die Viskosität bei unterschiedlichen Xanthan-Mischungen gegen das Carreau-Modell des Blutes. Die obere Abbildung zeigt die unterschiedlichen Xanthan-Mischungen im niedrigen Mischverhältnis und in die untere Abbildung mit höheren Verhältnissen.

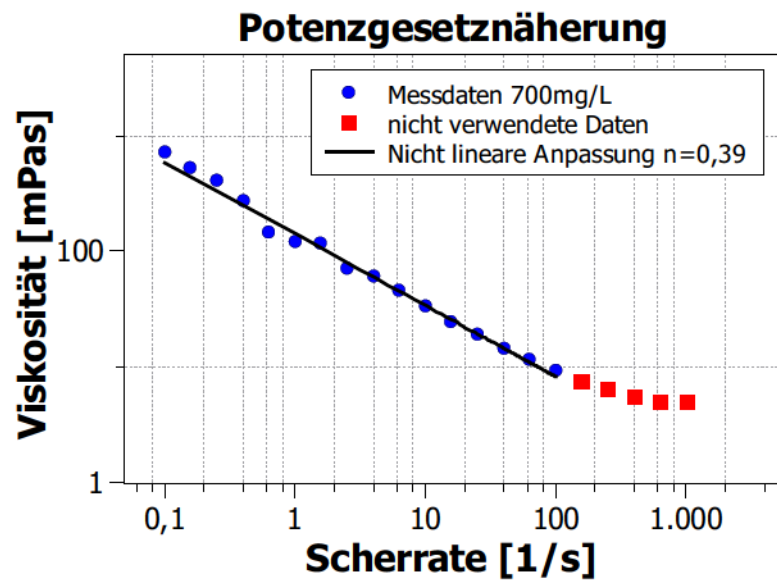
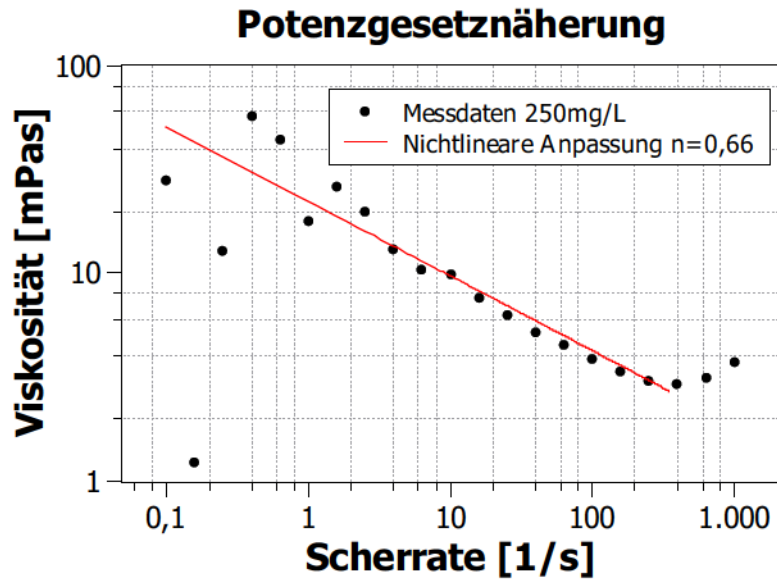


Abbildung 9.6.: Darstellung der Scherrate gegen die Viskosität bei zwei ausgewählten Xanthan-Mischungen. Die obere Abbildung zeigt die 250 mg/L Xanthan-Mischung und die zugehörige Ausgleichsrechnung. In der unteren Abbildung ist die 700 mg/L Xanthan-Mischung und die zugehörige Ausgleichsrechnung zu sehen.

9. Flüssigkeitseigenschaften

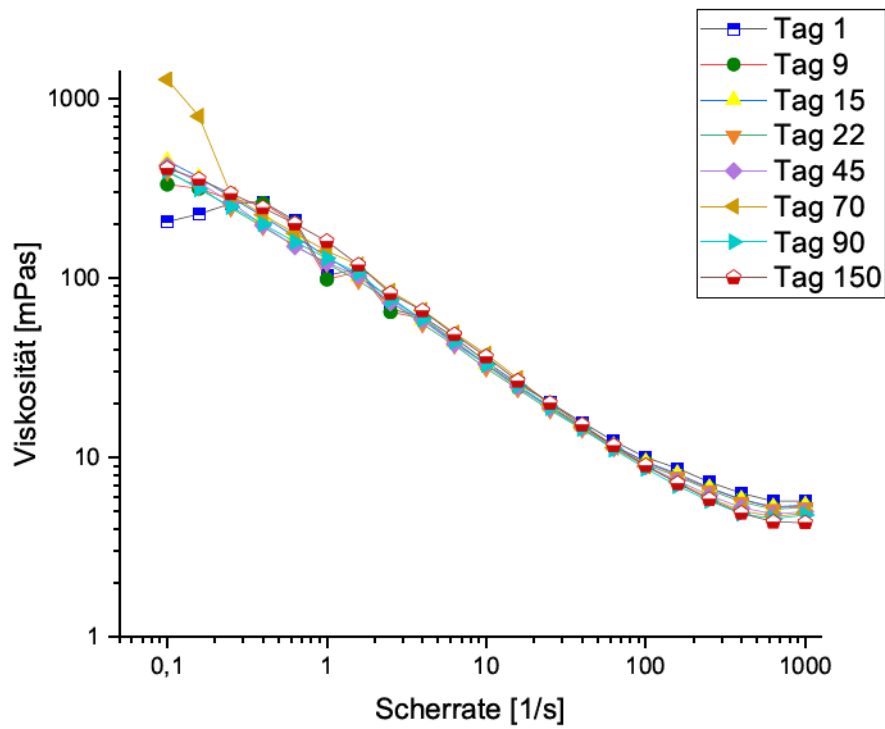


Abbildung 9.7.: Langzeitmessung zur Kontrolle der Haltbarkeit einer Xanthan-Mischung.

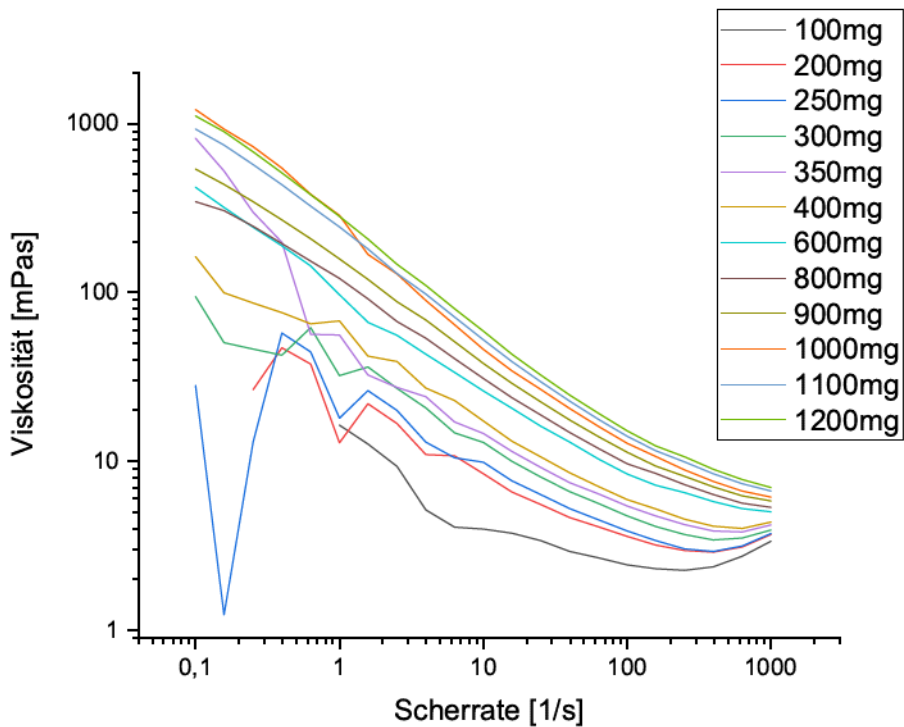


Abbildung 9.8.: Darstellung der Scherrate gegen die Viskosität bei unterschiedlichen Xanthan Konzentrationen in einem Liter Wasser.

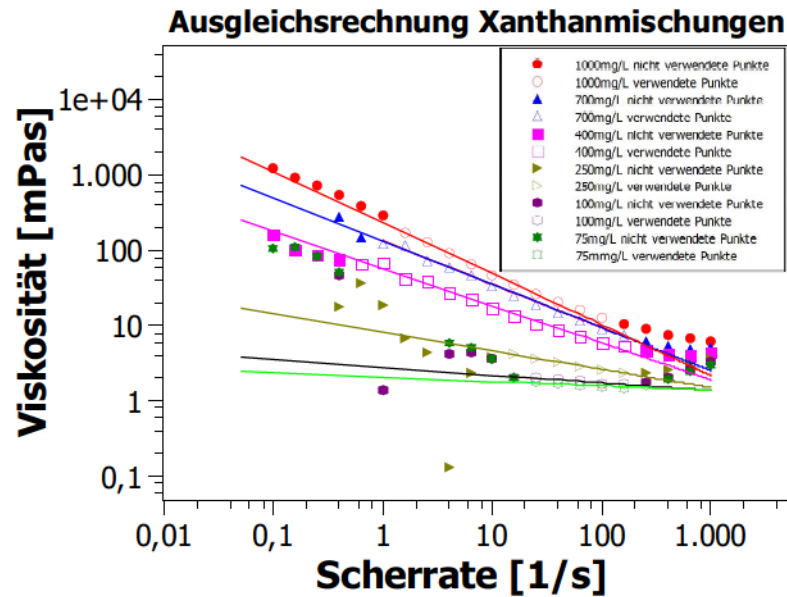


Abbildung 9.9.: Darstellung der Viskositätsprofile der Xanthan-Lösungen mit verschiedenen Konzentrationen und den jeweiligen Ausgleichsrechnungen der Potenzgesetze. Die Punkte, die keine Füllung haben, wurden für die Ausgleichsrechnung berücksichtigt.

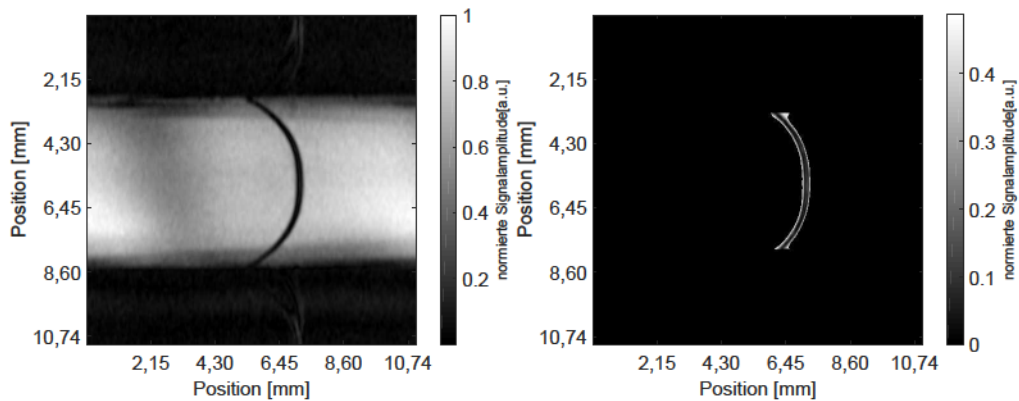


Abbildung 9.10.: Darstellung der Analyse des Flussprofils mit der TOF-Methode. Im linken Bild ist das aufgenommene Signalbild gezeigt. Die markierte Schicht ist schwarz. Auf der rechten Seite ist das extrahierte Profil dargestellt.

9. Flüssigkeitseigenschaften

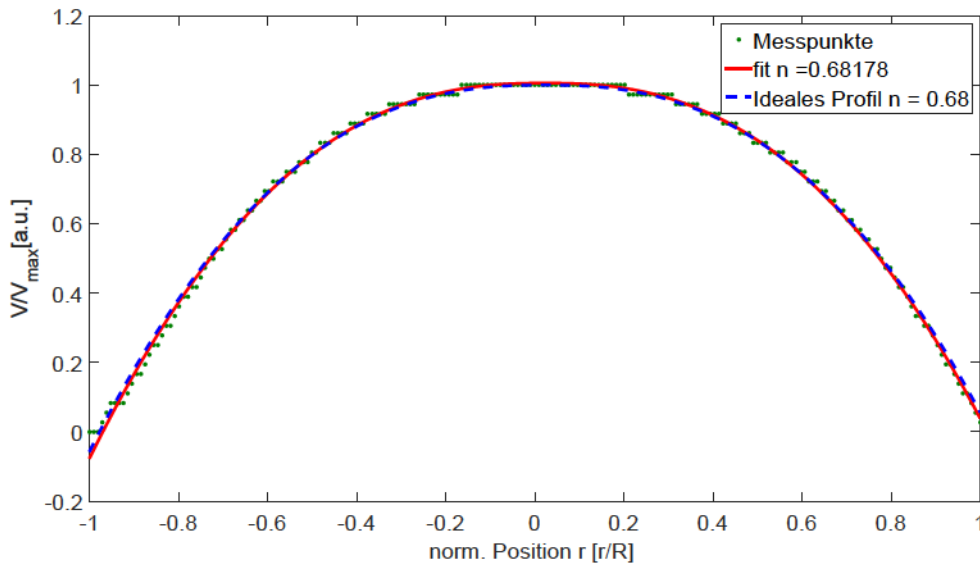


Abbildung 9.11.: Darstellung des extrahierten Flussprofils mit der TOF-Methode für die 250 mg/L Xanthan-Mischung. Zudem ist der Fit des idealen Profils und der Fit an die Messdaten dargestellt.

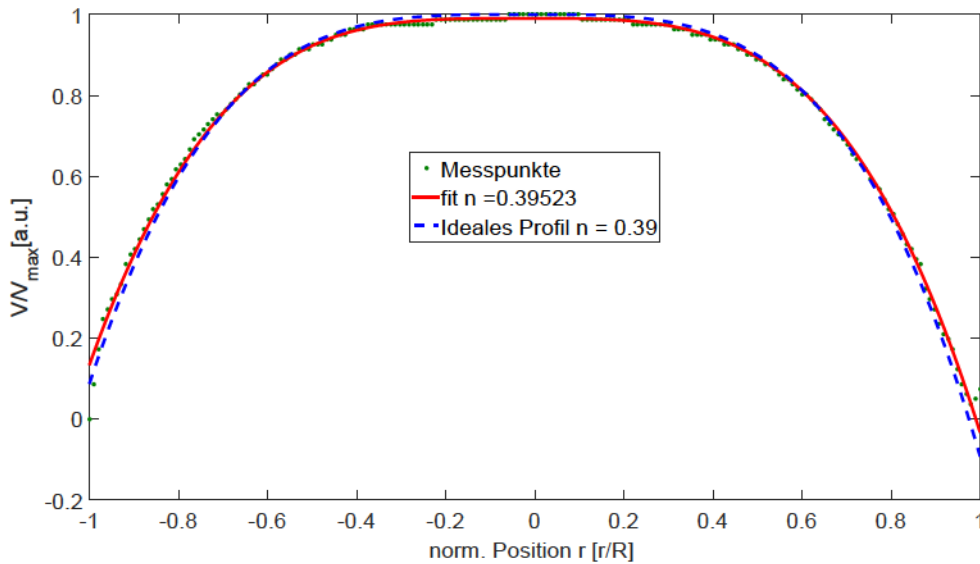


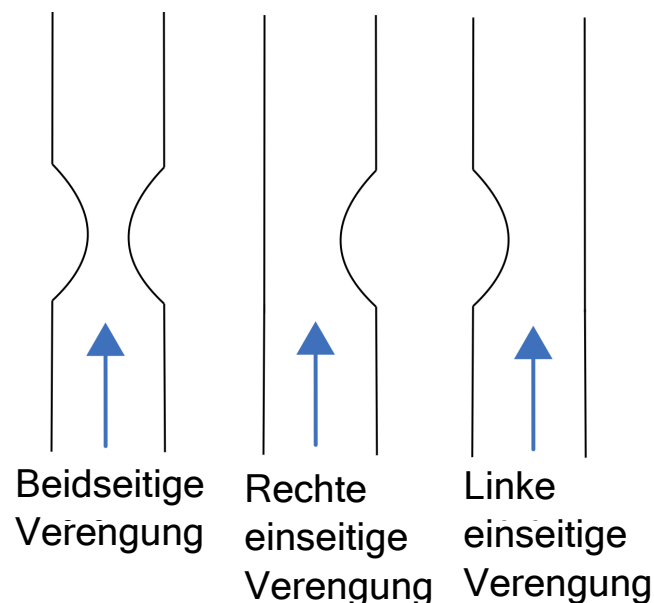
Abbildung 9.12.: Darstellung des extrahierten Flussprofils mit der TOF-Methode für die 700 mg/L Xanthan-Mischung. Zudem ist der Fit des idealen Profils und der Fit an die Messdaten dargestellt.

## 10. Phasenkontrast-MRT

In diesem Kapitel werden die unterschiedlichen Modellsysteme für Stenosen, unter dem Einfluss einer konstanten Strömung untersucht. Dazu werden die Stenosen mit einer newtonschen Flüssigkeit untersucht.

### 10.1. Laminare Strömung mit einer newtonschen Flüssigkeit

In diesem Kapitel wird eine Wasser-Kupfersulfat-Lösung verwendet und analysiert. Der Messablauf zur Phasenkontrastaufnahme wird im Anhang (A.3) detailliert beschrieben. Zuerst werden die unterschiedlichen Stenosenmodelle untersucht. Die einzelnen Modelle werden dabei in ihrem Grad der auftretenden Stenose und in der Form der auftretenden Stenose unterteilt. Der Grad gibt das Verhältnis der ursprünglichen Durchflussfläche der Flüssigkeit zur engsten Stelle der Stenose an. Dazu werden die Stenosenarten in konvexe (einseitige Verengung) und konkave (beidseitige Verengung) Formen unterschieden, weiterhin wird unterteilt ob die Stenose auf beiden Seiten der Wände oder nur einseitig auftritt. Eine Übersicht der einzelnen Fälle ist in Abbildung (10.1) dargestellt. Zur Abschätzung des Risikos einer Erkrankung und damit



**Abbildung 10.1.:** Die linke Seite der Skizze zeigt eine beidseitige konkave Verengung des Gefäßes. In der Mitte ist eine rechtsseitige Verengung, während auf der rechten Seite eine linksseitige konkave Verengung vorliegt. Jedes dieser Modelle stellt schematisch unterschiedlich häufig auftretende Stenosenmodelle dar. Dabei wird zusätzlich noch zwischen der Stärke der Verengung unterschieden.

einhergehenden Turbulenzen kann aus der Durchschnittsgeschwindigkeit die Reynoldszahl bestimmt werden. Allgemein wird angenommen, dass es ab einer Reynoldszahl von  $Re = 2040 \pm 10$

[129] zu einer Aufrechterhaltung von Turbulenzen innerhalb des Gefäßes kommt. Unterhalb dieser Grenze zerfallen die Turbulenzen zugunsten einer laminaren Strömung. Dabei gilt je kleiner die Reynoldszahl desto schneller ist der Zerfall. Es gibt jedoch viele unterschiedliche Angaben zur Reynoldszahl bei der Turbulenzen auftreten, da dies stark von den vorliegenden Bedingungen abhängt. Es konnten sogar laminare Strömungen bei einer Reynoldszahl von bis zu 10000 nachgewiesen werden [130]. Die Reynoldszahl wird über die Gleichung

$$Re = \frac{\rho \cdot v_m \cdot d}{\eta} = \frac{v_m \cdot d}{\nu} \quad (10.1)$$

berechnet. Dabei entspricht  $\rho$  der Dichte des Fluids in  $\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ ,  $\eta$  ist die dynamische Viskosität,  $v$  der Strömungsgeschwindigkeit des Fluids,  $d$  die charakteristische Länge des Körpers, in diesem Fall der Radius des Gefäßes und  $\nu$  der kinematischen Viskosität, die über die Gleichung  $\nu = \frac{\eta}{\rho}$  mit der dynamischen Viskosität verknüpft ist.

Zur Überprüfung der Messungen wird in den folgenden Abschnitten die Divergenz der Messreihe berechnet. Dazu wird sie über die Gleichung

$$\vec{\nabla} \vec{v} = \frac{\partial v_x}{\partial x} + \frac{\partial v_y}{\partial y} + \frac{\partial v_z}{\partial z} \quad (10.2)$$

bestimmt.

## 10.2. Messparameter

Die Messreihe zur Untersuchung der Fließverhalten wurde mit Wasser als newtonsche Flüssigkeit durchgeführt. Dazu wurden die Messungen mit der 2D-Aufnahmemethode der Phasenkontrast-MRT aufgenommen. Diese ist im Anhang (??) zu finden. Das Programm ist unter dem Link (2) gespeichert. Als Proben wurden drei einfache 3D-Druckmodelle einer einseitigen Stenose, siehe Abbildung (10.1) und zwei Modelle mit beidseitiger Verengung verwendet. Die Modelle sind entlang der  $z$ -Achse orientiert. Dabei wurde das  $FOV$  so gewählt, dass das aufgenommene Modell möglichst das gesamte Field of View ausfüllt. Das  $FOV$  wurde so auf 4 mm in  $x$ - und  $y$ -Richtung angepasst. Die Messreihen sind aus zwei bzw. drei einzelnen Messungen zusammengesetzt, wobei in der ersten Teilmessung stets die Stenose sichtbar ist. Die Aufteilung der Messreihe war nötig, um die gesamte Normalisierungslänge des Flusses aufzunehmen. Die Aufnahmespule ist über einen Bereich von 2,7 cm homogen und die Normalisierungsdistanz ist bei den Messungen länger. Die Schichtdicke einer einzelnen Schicht wurde mit  $300 \mu\text{m}$  eingestellt. Für die Messung wurde eine Akquisitionslänge und die Phasenschritte zu 256 ausgewählt. Nach der Anwendung des zero-filling wird diese somit verdoppelt. Damit ergibt sich innerhalb einer aufgenommenen Schicht eine digitale Auflösung von  $7,8 \times 7,8 \mu\text{m}^2$ . Zur weiteren Analyse der Daten werden die Schichten in Abhängigkeit ihrer  $z$ -Höhe nummeriert. Für die Messreihe wurde die Phasenkontrastsequenz verwendet, die in Kapitel (4.1) beschrieben wird. Für die Strömungskodierung wurden neben dem Referenzbild jeweils zwei Gradientenstärken für die Richtungen  $x$ ,  $y$  und  $z$  aufgenommen. Insgesamt wurden pro Einzelschicht sieben Teilmessungen mit unterschiedlichen Gradientenstärken und Richtungen aufgenommen. Als Parameter wurden für die Zeitvariablen der Gradienten  $\delta = 1 \text{ms}$  und  $\Delta = 1 \text{ms}$  gewählt. Die Kodierungsgradientenstärke in  $x$ - und  $y$ -Richtung betragen dabei  $G_{(x,y)} = [-0,4; 0,4] \frac{\text{T}}{\text{m}}$ , während für die  $z$ -Richtung Gradienten von  $G_z = [-0,175; 0,175] \frac{\text{T}}{\text{m}}$  eingestellt worden sind. Daraus ergibt sich ein  $VENC$  in  $z$ -Richtung von  $3,8 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$ , das so an die maximal erreichten Geschwindigkeiten in  $z$ -Richtung angepasst ist. Die Echozeit in der Sequenz betrug 15 ms, während die Repetitionszeit 500 ms betrug.

Für den Flipwinkel wurde die Ernst-Formel verwendet um den optimalen Winkel bei einer  $T_1$ -Zeit von 2 s zu bestimmen. Der Winkel beträgt so  $32^\circ$ . Eine exemplarische Übersicht der in allen Messungen verwendeten konstanten Parameter sind in der Tabelle (10.1) dargestellt. Die Strömungsgeschwindigkeiten können aus den Phasenkontrastdaten berechnet werden. Dazu wird ein Mittelwertfilter mit 3x3 Pixel verwendet um das aufgetretene Rauschen zu minimieren. Dieser Vorgang wird ebenfalls für alle weiteren hier beschriebenen Messungen mit der Phasenkontrastmethode angewendet. Das Programm zu diversen Visualisierungen ist unter dem Link (6) zu finden.

Phasen-schritte	Akquisitions-länge	Strömungsgradienten-abstand in Abb.: (4.3)	Strömungsgradienten-länge in Abb.: (4.3)
$phsteps = 256$	$al = 256$	$\Delta = 1 \text{ ms}$	$\delta = 1 \text{ ms}$
Echozeit	Repetitionszeit	Gradientenstärke in x,y	Gradientenstärke in z
$T_E = 15 \text{ ms}$	$T_R = 500 \text{ ms}$	$G_{(x,y)} = [-0,4 ; 0,4] \frac{\text{T}}{\text{m}}$	$G_z = [-0,175 ; 0,175] \frac{\text{T}}{\text{m}}$
Schichtdicke	Field of View		
$slthk = 300 \mu\text{m}$	$FOV = 4 \text{ mm}$		

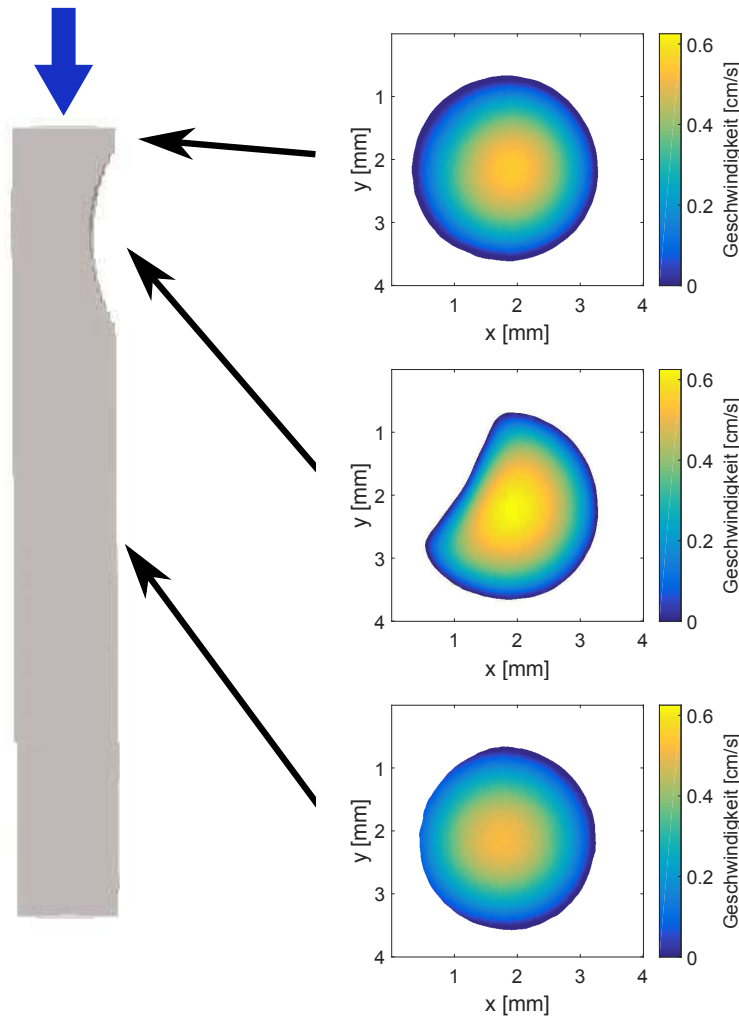
**Tabelle 10.1.:** Darstellung der in allen Teilmessungen verwendeten Messparameter .

Sollten bestimmte Messparameter in den folgenden Kapiteln abweichen, wird dies in dem jeweiligen Kapitel erläutert.

### 10.3. Exzentrisches Stenosenmodell 1 mit Grad 20%

Die Messung des ersten Stenosenmodells besteht aus drei Einzelmessungen, die im Weiteren zusammengefasst worden sind, um die gesamte Normalisierungsdistanz bestimmen zu können. Das Modell ist mit der Nummer 6 beschriftet und die Messdaten sind unter dem Link (14) hinterlegt. Über die gesamte Länge wurden 76 Einzelschichten aufgenommen. Zusammen mit der Schichtdicke ergibt sich so für das abgetastete Gesamtprobenvolumen ein Volumen von  $4 \times 4 \times 22,8 \text{ mm}$ . Auf der linken Seite in Abbildung (10.2) wird die rekonstruierte Geometrie aus den NMR-Daten dargestellt. Zusätzlich zur Geometrie sind exemplarisch für die Schichten 1,11 und 50, die aus den NMR-Daten rekonstruierte einzelne 3D-Geschwindigkeitsprofile visualisiert. Der Fluss verläuft dabei von oben nach unten.

Es wurde eine mittlere Geschwindigkeit für die einzelnen Schichten bestimmt und im Anschluss der Mittelwert für das Modell berechnet: In der Hauptflussrichtung, z-Richtung, beträgt sie  $\bar{v}_z = 0,22 \pm 0,01 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$ . Die maximal aufgenommene Geschwindigkeit ist  $v_{z_{max}} = 1,14 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$ . Zur weiteren Visualisierung des Flusses ist in Abbildung (10.3) die Flussgeschwindigkeit der z-Richtung farblich kodiert und die Vektoren zeigen die Geschwindigkeit innerhalb der x-y-Ebene der zehnten Ebene innerhalb des Stenosenbereichs an. Manche Vektoren reichen außerhalb der Geometrie, diese beginnen innerhalb der Geometrie und zeigen nur die Richtung des Flusses und seine Stärke am Ausgangspunkt des Pfeiles an und zeigt keine tatsächliche Überschreitungen des Flusses außerhalb des Gefäßes an. In Abbildung (10.4) ist die rekonstruierte Geometrie durch eine grüne Linie, die die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima zeigt, ergänzt. Das Geschwindigkeitsmaximum verschiebt sich minimal in Richtung der gegenüberliegenden Seite der Stenose und nimmt nach der Stenose die ursprüngliche Position des Maximums im Zentrum wieder ein. Zur Überprüfung der Messdaten wird die Divergenz der Messreihe überprüft. Über das aufgenommene Probenvolumen beträgt die bestimmte Divergenz  $0,841/\text{s}$ . In Abbildung (10.5) ist sie für die Schicht 30 gezeigt.

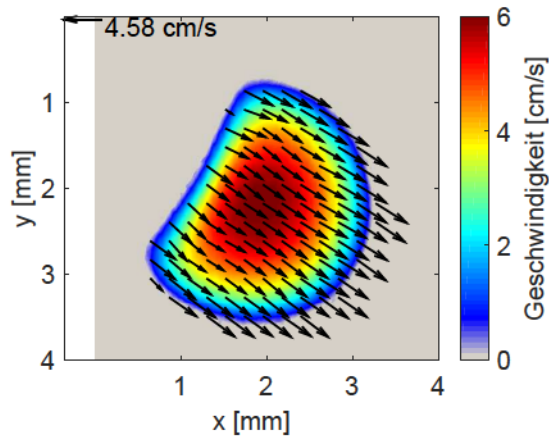


**Abbildung 10.2.:** Rekonstruierte Geometrie aus den Messdaten des ersten exzentrischen Stenosenmodells. Die rechte Seite zeigt drei zwei-dimensionale Geschwindigkeitsprofile der angezeigten Schichten in dem Modell.

#### 10.4. Exzentrisches Stenosenmodell 2 mit Grad 50%

Das zweite Stenosenmodell ist ebenfalls ein durch 3D-Druck erzeugtes Modell. Es weist einen Grad von 50% auf. Es liegt weiterhin eine einseitige Stenose vor. Die Messung des zweiten Stenosenmodells besteht aus drei Einzelmessungen, die im Weiteren zusammengefasst worden sind, um die gesamte Normalisierungsdistanz bestimmen zu können. Das Modell ist mit der Nummer 1 beschriftet und die Messdaten sind unter dem Link (15) hinterlegt.

Über die gesamte Länge wurden 87 Einzelschichten aufgenommen. Zusammen mit der Schichtdicke ergibt sich so für das abgetastete Gesamtprobenvolumen ein Volumen von  $4 \times 4 \times 26,1$  mm. Auf der linken Seite der Abbildung (10.6) wird die rekonstruierte Geometrie aus den NMR-Daten dargestellt. Zusätzlich zur Geometrie sind exemplarisch für die Schichten 1, 11 und 50, die aus den NMR-Daten rekonstruierten einzelnen 3D-Geschwindigkeitsprofile visualisiert. In der weiteren Datenverarbeitung werden die Schichten nummeriert, beginnend am oberen Rand der Geometrie und absteigend in Richtung unterem Rand. Dies entspricht auch der Fließrichtung der Flüssigkeit. Aus den Messdaten wurde die mittlere Geschwindigkeit zu  $\bar{v}_z = 0,18 \pm 0,02 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$  und die maximal aufgenommene Geschwindigkeit zu  $\bar{v}_{z_{max}} = 0,76 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$  bestimmt. In Abbildung (10.7)



**Abbildung 10.3.:** Geschwindigkeitskodierte Darstellung der zehnten Ebene im Stenosenbereich des ersten exzentrischen Stenosenmodells. Die Vektoren zeigen die Geschwindigkeiten innerhalb der gewählten Ebene an, während die dazu senkrecht liegende Ebene farbkodiert ist

ist das Geschwindigkeitsfeld in z-Richtung farbkodiert mit den Geschwindigkeitsvektoren der x-y-Ebene überlagert. Es ist die zehnte Ebene im Stenosenbereich dargestellt. Die Anpassung des Geschwindigkeitsprofils an die Verengung kann so sichtbar gemacht werden. In [Abbildung \(10.8\)](#) ist die rekonstruierte Geometrie mit der Position der Geschwindigkeitsmaxima (grüne Linie) überlagert. Das Geschwindigkeitsmaximum verschiebt sich in Richtung der gegenüberliegenden Seite der Stenose und strebt nach dem Stenosenbereich die ursprüngliche Position des Maximums im Zentrum wieder an. Für das aufgenommene Probenvolumen beträgt die bestimmte Divergenz 5,131/s. In [Abbildung \(10.9\)](#) ist sie für die Schicht 30 gezeigt.

## 10.5. Exzentrisches Stenosenmodell 3 mit Grad 80%

Das dritte Stenosenmodell ist ebenfalls ein 3D-Druck Modell. Dabei unterscheidet sich der Grad der Stenose wieder zu den vorherigen Modellen. Der Grad beträgt 80%. Es liegt weiterhin eine einseitige Stenose vor. Um die gesamte Normalisierungsdistanz zu bestimmen sind die 3 Teilabschnitte des Stenosenmodells im Weiteren zusammengefasst. Das Modell ist mit der Nummer 9 beschriftet und die Messdaten sind unter dem [Link \(16\)](#) hinterlegt.

Über die gesamte Länge wurden 82 Einzelschichten aufgenommen. Zusammen mit der Schichtdicke ergibt sich so für das abgetastete Gesamtvolumen ein Volumen von 4 x 4 x 24,6 mm. Auf der linken Seite der [Abbildung \(10.10\)](#) wird die rekonstruierte Geometrie aus den NMR-Daten dargestellt. Zusätzlich zur Geometrie sind exemplarisch für die Schichten 1,13 und 50, die aus den NMR-Daten rekonstruierten einzelnen 3D-Geschwindigkeitsprofile visualisiert. Aus den Messdaten wurde die mittlere Geschwindigkeit zu  $\bar{v}_z = 0,43 \pm 0,05 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$  und die maximal aufgenommene Geschwindigkeit zu  $\bar{v}_{z_{max}} = 2,19 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$  bestimmt. In [Abbildung \(10.11\)](#) ist das Geschwindigkeitsfeld in z-Richtung der vierzehnten Ebene in dem Stenosenbereich dargestellt. Die Vektoren zeigen die Geschwindigkeiten innerhalb der abgebildeten Ebene an. Es zeigt sich eine gefächerte Bewegung in Richtung der äußeren Wand vom Mittelpunkt der inneren Wand aus. In [Abbildung \(10.12\)](#) ist die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima durch die grüne Linie innerhalb der rekonstruierten Geometrie gezeigt. Im oberen Einlauf bewegt sich das Geschwindigkeitsmaximum stark in Richtung der gegenüberliegenden Seite der Stenose. Nach dem Stenosenbereich strebt es die ursprüngliche Position des Maximums im Zentrum wieder an. Die bestimmte Divergenz der Messung beträgt 1,95 1/s. In [Abbildung \(10.13\)](#) ist die Divergenz

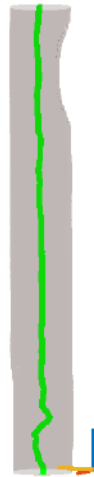


Abbildung 10.4.: Zusätzlich zur rekonstruierten Geometrie des ersten exzentrischen Modells zeigt die grüne Linie die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten an.

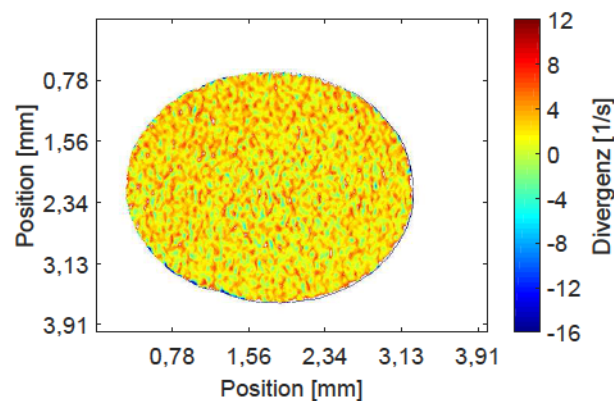


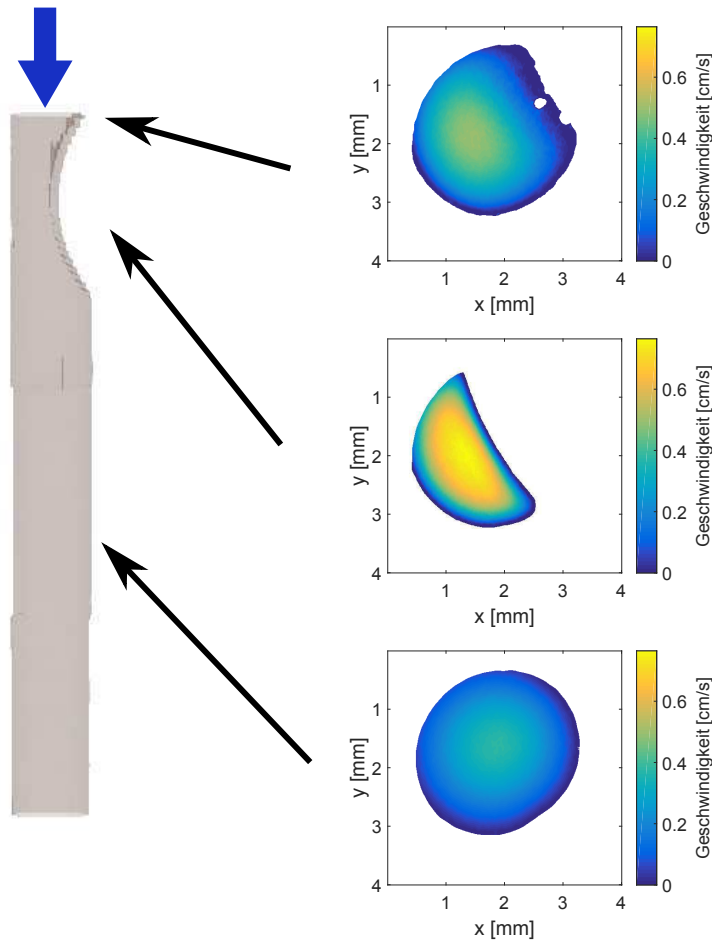
Abbildung 10.5.: Bestimmte Divergenz der Schicht 30 für das erste exzentrische Stenosenmodell. Es ist keine systematische Verteilung der Divergenz zu sehen. Es treten Maximalwerte an den Rändern der Geometrie auf.

für die Schicht 1 gezeigt.

## 10.6. Konzentrische Stenosenmodell 1 mit Grad 45%

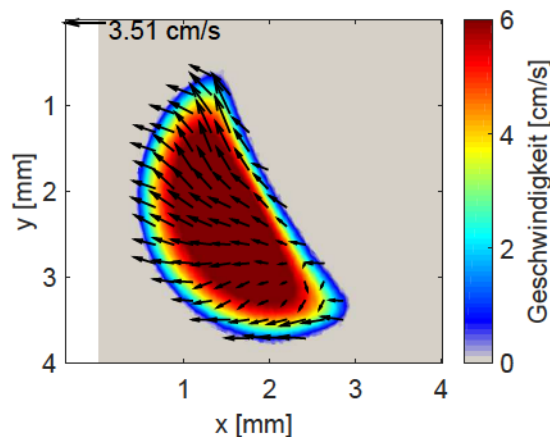
Zur Untersuchung des Einflusses der Form der Veränderung, wurde eine weitere Messreihe an konzentrischen Stenosen vorgenommen. Dazu wurde eine Messreihe mit konzentrischen Stenosen durchgeführt. Sie unterscheidet sich in der Form als auch im Grad der Verengung im Vergleich zur exzentrischen Stenose. Das erste Modell weist einen Grad von 45% auf. Um die gesamte Normalisierungsdistanz zu bestimmen sind die 2 Teilabschnitte des zweiten Stenosenmodells zusammengefügt. Das Modell ist mit der Nummer 7 beschriftet und die Messdaten sind unter dem Link (17) hinterlegt.

Über die gesamte Länge wurden 62 Einzelschichten aufgenommen. Zusammen mit der Schichtdicke ergibt sich so für das abgetastete Gesamtprobenvolumen ein Volumen von  $4 \times 4 \times 18,6$  mm. Auf der linken Seite der Abbildung (10.14) wird die rekonstruierte Geometrie aus den NMR-



**Abbildung 10.6.:** Rekonstruierte Geometrie aus den Messdaten des zweiten exzentrischen Stenosenmodells. Die rechte Seite zeigt drei zwei-dimensionale Geschwindigkeitsprofile der angezeigten Schichten in dem Modell.

Daten dargestellt. Zusätzlich zur Geometrie sind exemplarisch für die drei Schichten 1,11 und 50, die aus den NMR-Daten rekonstruierten einzelnen 3D-Geschwindigkeitsprofile visualisiert. Aus den Messdaten wurde die mittlere Geschwindigkeit zu  $\bar{v}_z = 0,21 \pm 0,01 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$  und die maximal aufgenommene Geschwindigkeit zu  $\bar{v}_{z_{max}} = 0,62 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$  bestimmt. Zur Darstellung der Bewegung innerhalb des Gefäßes ist das Geschwindigkeitsprofil in z-Richtung der zwölften Schicht in Abbildung (10.15) farblich kodiert und mit den Geschwindigkeitsvektoren der x-y-Ebene überlagert. Dabei bewegt sich der Fluss in der Mitte gerade und an den Seiten entlang des Randes des Modells nach oben. In Abbildung (10.16) ist die rekonstruierte Geometrie durch die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima, visualisiert durch die grüne Linie, ergänzt. Im oberen Einlauf bewegt sich das Geschwindigkeitsmaximum leicht in Richtung dem Zentrum der Verengung. Nach dem Stenosenbereich strebt es die ursprüngliche Position des Maximums im Zentrum wieder an. Zur Überprüfung der Messdaten wird die Divergenz der Messreihe, die bestimmte Divergenz beträgt  $1,131/\text{s}$ . In Abbildung (10.17) ist die Divergenz für die Schicht 1 gezeigt.



**Abbildung 10.7.:** Geschwindigkeitskodierte Darstellung der zehnten Schicht im Stenosenbereich der ersten Teilmessung des zweiten exzentrischen Stenosenmodells. Die Vektoren zeigen die Geschwindigkeiten innerhalb der gewählten Ebene an, während die dazu senkrecht liegende Ebene farbkodiert ist.

## 10.7. Konzentrische Stenosenmodell 2 mit Grad 75%

Das zweite konzentrische Stenosenmodell unterscheidet sich im Grad der Verengung, es weist einen Grad von 75% auf. Das Modell ist mit der Nummer 5 beschriftet und die Messdaten sind unter dem Link (18) hinterlegt. Zur Bestimmung der gesamten Normalisierungsdistanz sind die 3 Teilabschnitte des zweiten Stenosenmodells zusammengefasst. Über die gesamte Länge wurden 90 Einzelschichten aufgenommen. Zusammen mit der Schichtdicke ergibt sich so für das abgetastete Gesamtvolumen ein Volumen von  $4 \times 4 \times 30,0 \text{ mm}$ . Auf der linken Seite der Abbildung (10.18) wird die rekonstruierte Geometrie aus den NMR-Daten dargestellt. Zusätzlich zur Geometrie sind für die drei Schichten 1,14 und 60, die aus den NMR-Daten rekonstruierten einzelnen 3D-Geschwindigkeitsprofile visualisiert. Aus den Messdaten wurde die mittlere Geschwindigkeit zu  $\bar{v}_z = 0,21 \pm 0,05 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$  und die maximal aufgenommene Geschwindigkeit zu  $\bar{v}_{z_{max}} = 1,39 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$  bestimmt. In Abbildung (10.19) ist das Geschwindigkeitsprofil in z-Richtung der fünfzehnten Ebene in dem Stenosenbereich dargestellt. Die Vektoren zeigen die Geschwindigkeiten innerhalb der x-y-Ebene an. Die Geschwindigkeit innerhalb der Ebene weist eine starke Neigung in die rechte Richtung auf, dabei verengt sich die Bewegung leicht in der Mitte um dann sich wieder aufzufächern. In Abbildung (10.20) ist die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten innerhalb der Geometrie gezeigt. Im oberen Einlauf bewegt sich das Geschwindigkeitsmaximum leicht in Richtung dem Zentrum der Verengung. Nach dem Stenosenbereich strebt es die ursprüngliche Position des Maximums im Zentrum wieder an. Die über das aufgenommene Probenvolumen bestimmte Divergenz beträgt  $4,141/\text{s}$ . In Abbildung (10.21) ist sie für die Schicht 1 gezeigt.

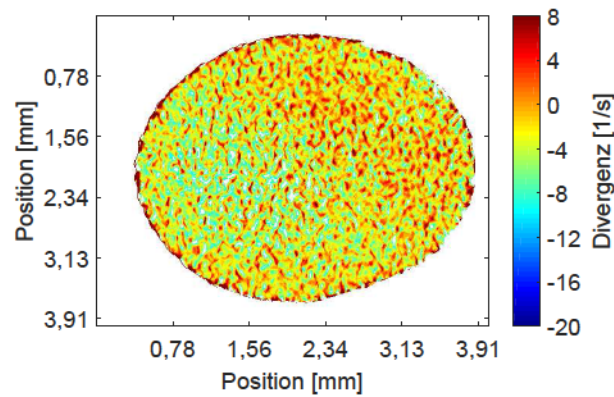
## 10.8. Generisches Aneurysmamodell

Für die Aufnahme des generischen Aneurysmamodell wurde die in Kapitel (??) beschriebene 3D-Phasenkontrastmethode verwendet. Das Programm ist unter dem Link (3) gespeichert. Als newtonsche Flüssigkeit wurde Wasser für die Messung verwendet. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (19) hinterlegt. Dazu wurden folgende Parameter eingestellt, die Echozeit

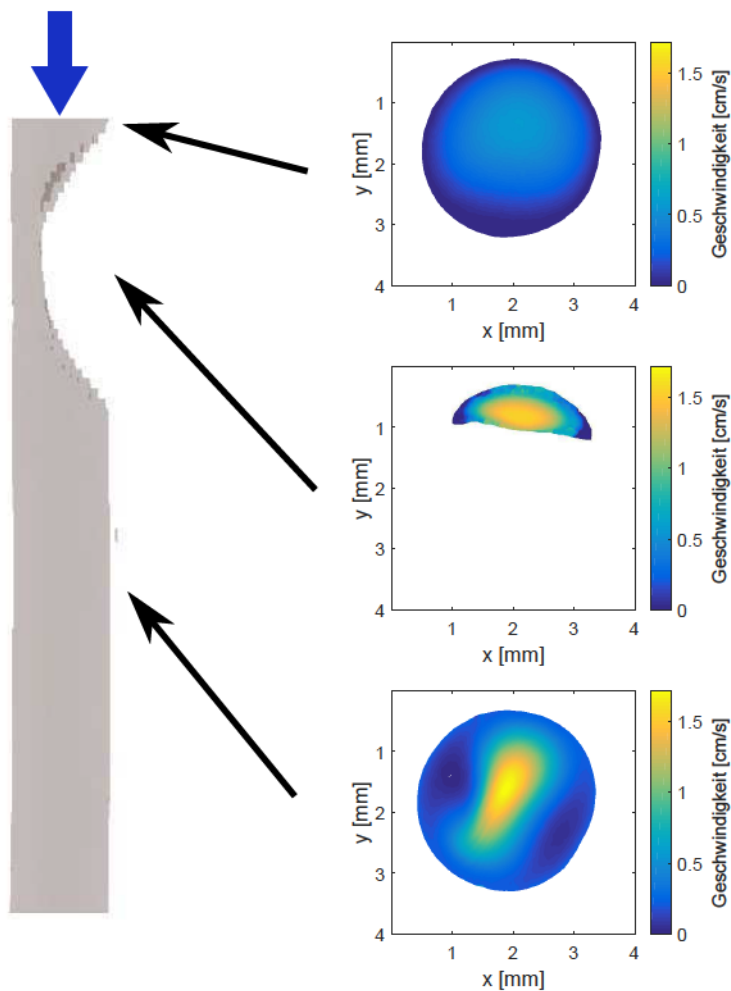


**Abbildung 10.8.:** Zusätzlich zur rekonstruierten Geometrie des zweiten exzentrischen Modells zeigt die grüne Linie die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten an.

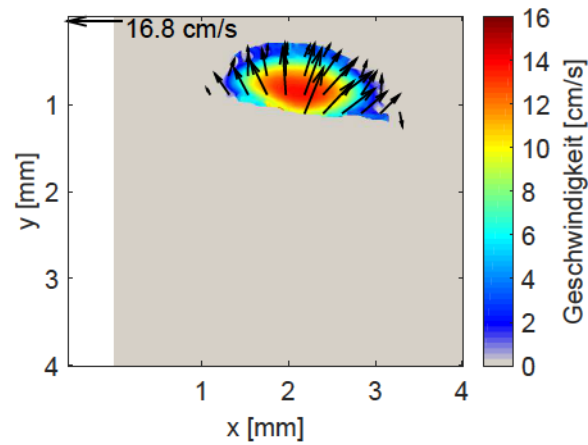
$T_e$  betrug 15 ms, bei einer Repetitionszeit von  $T_R = 15$  ms. Der Flipwinkel betrug so  $32^\circ$ . Insgesamt wurden 13 einzelne Messungen mit unterschiedlichen Gradientenstärken aufgenommen und zusammengesetzt, neben den jeweils 4 Messungen bei eingeschalteten Gradienten in die drei Raumrichtungen wurde auch eine Referenzmessung ohne zusätzlich geschaltete Gradienten aufgenommen. Es wurden die Gradienten  $G_{(x,y)} = [-0,4; -0,2; 0,2; 0,4] \frac{\text{T}}{\text{m}}$  ausgewählt, während die z-Achse mit  $G_z = [-0,1; -0,05; 0,05; 0,1] \frac{\text{T}}{\text{m}}$  geschaltet wurde. Für die Auflösung in x- und y-Richtung wurde das  $FOV$  zu 9 mm gewählt. Die Schichtdicke beträgt 18 mm. Die Akquisitionslänge wurde zu 256 gewählt, während die Phasenschritte bei 128 lagen. Zusammen mit der Schichtdicke ergibt sich so für das abgetastete Gesamtprobenvolumen ein Volumen von  $9 \times 9 \times 18$  mm bei einer quadratischen Voxelgröße von  $\approx 70 \mu\text{m}$ . Auf der linken Seite der Abbildung (10.22) wird die rekonstruierte Geometrie aus den NMR-Daten dargestellt. Zusätzlich zur Geometrie sind für die Schichten 25, 132 und 170, die aus den NMR-Daten rekonstruierten einzelnen 3D-Geschwindigkeitsprofile visualisiert. Aus den Messdaten wurde die mittlere Geschwindigkeit zu  $\bar{v}_z = 0,05 \pm 0,01 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$  und die maximal aufgenommene Geschwindigkeit zu  $\bar{v}_{z_{max}} = 0,13 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$  bestimmt. In Abbildung (10.23) ist die rekonstruierte Geometrie mit den Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten ergänzt. Im oberen Einlauf bewegt sich das Geschwindigkeitsmaximum in Richtung der gegenüberliegenden Wand. Bevor es sich dem Gefäß wieder anpasst und wieder im Zentrum befindet. Analog bewegt sich das Maximum nach dem Aneurysma vom Zentrum in Richtung Wand, bevor es wieder zurück strebt. Die über das aufgenommene Probenvolumen bestimmte Divergenz beträgt  $2,31 \text{ 1/s}$ . In Abbildung (10.24) ist die Divergenz für die Schicht 1 gezeigt.



**Abbildung 10.9.:** Bestimmte Divergenz der Schicht 30 für das zweite exzentrische Stenosenmodell. Es ist keine systematische Verteilung der Divergenz zu sehen. Es treten Maximalwerte an den Rändern der Geometrie auf.



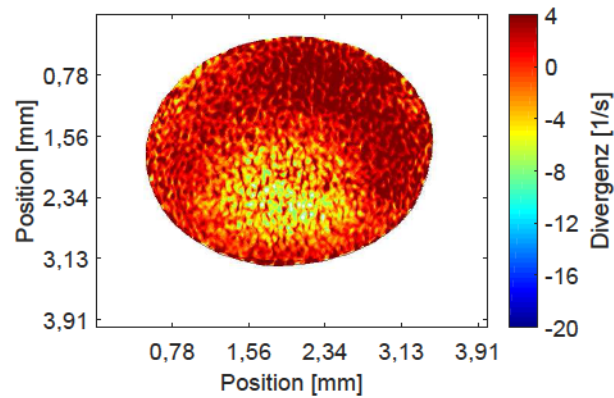
**Abbildung 10.10.:** Rekonstruierte Geometrie aus den Messdaten des dritten exzentrischen Stenosenmodells. Die rechte Seite zeigt drei zwei-dimensionale Geschwindigkeitsprofile der angezeigten Schichten in dem Modell.



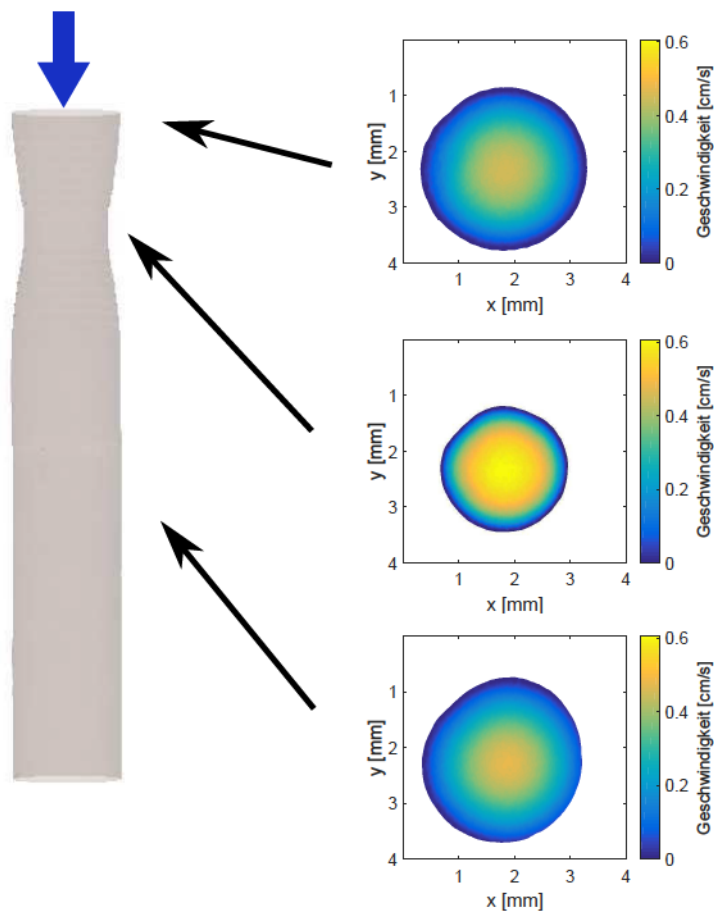
**Abbildung 10.11.:** Geschwindigkeitskodierte Darstellung der vierzehnten Ebene im Stenosenbereich des dritten exzentrischen Stenosenmodells. Die Vektoren zeigen die Geschwindigkeiten innerhalb der gewählten Ebene an, während die dazu senkrecht liegende Ebene farbkodiert ist.



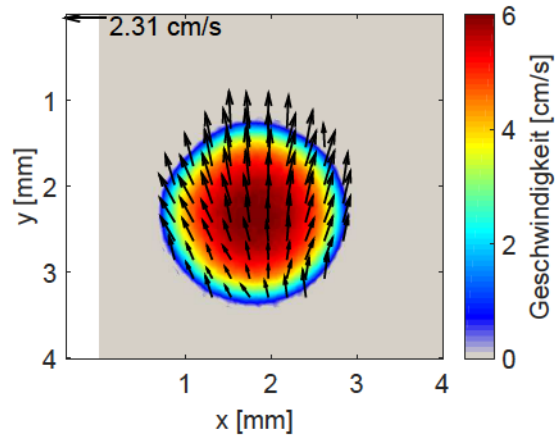
**Abbildung 10.12.:** Zusätzlich zur rekonstruierten Geometrie des dritten exzentrischen Modells zeigt die grüne Linie die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten an.



**Abbildung 10.13.:** Bestimmte Divergenz der Schicht 1 für das dritte exzentrische Stenosenmodell. Es ist keine systematische Verteilung der Divergenz zu sehen. Es treten Maximalwerte an den Rändern der Geometrie auf.



**Abbildung 10.14.:** Rekonstruierte Geometrie aus den Messdaten des ersten konzentrischen Stenosenmodells. Die rechte Seite zeigt drei zwei-dimensionale Geschwindigkeitsprofile der angezeigten Schichten in dem Modell.



**Abbildung 10.15.:** Geschwindigkeitskodierte Darstellung der zwölften Ebene im Stenosenbereich des ersten konzentrischen Stenosenmodells. Die Vektoren zeigen die Geschwindigkeiten innerhalb der gewählten Ebene an, während die dazu senkrecht liegende Ebene farbkodiert ist.



**Abbildung 10.16.:** Zusätzlich zur rekonstruierten Geometrie des ersten konzentrischen Modells zeigt die grüne Linie die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten an.

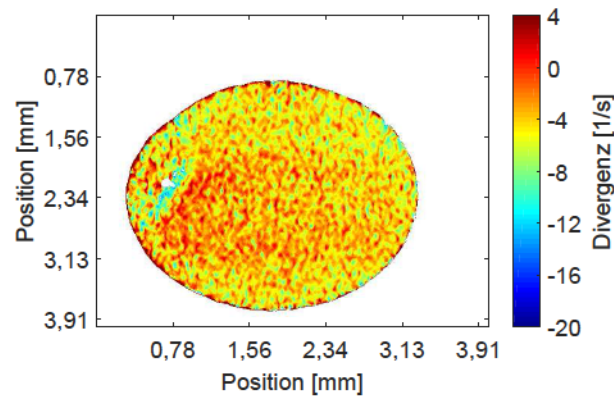


Abbildung 10.17.: Bestimmte Divergenz der Schicht 1 für das erste konzentrische Stenosenmodell. Es ist keine systematische Verteilung der Divergenz zu sehen. Es treten Maximalwerte an den Rändern der Geometrie auf.

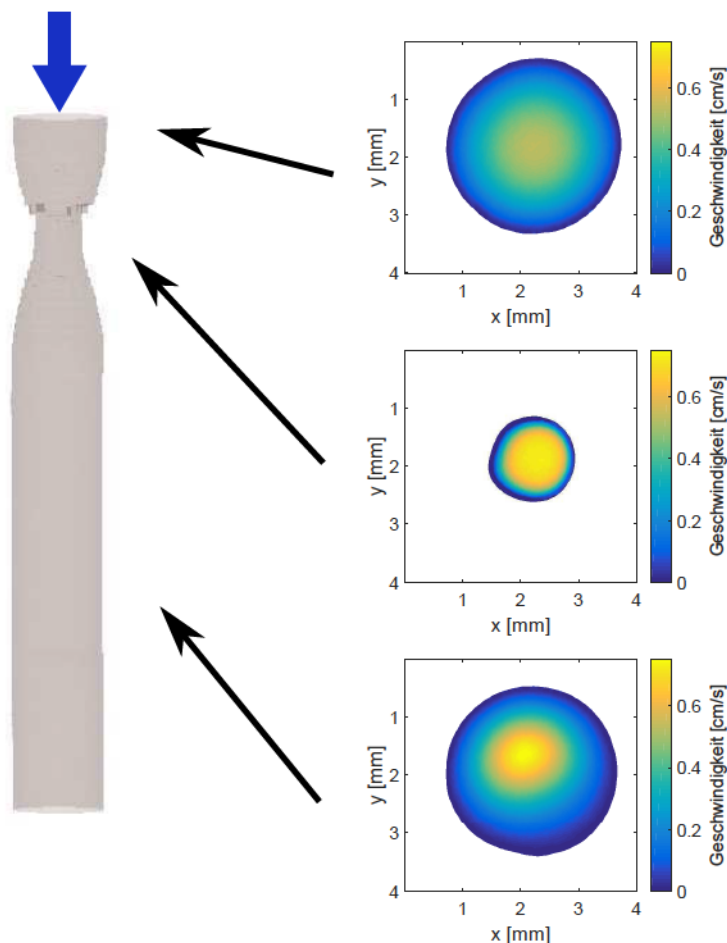
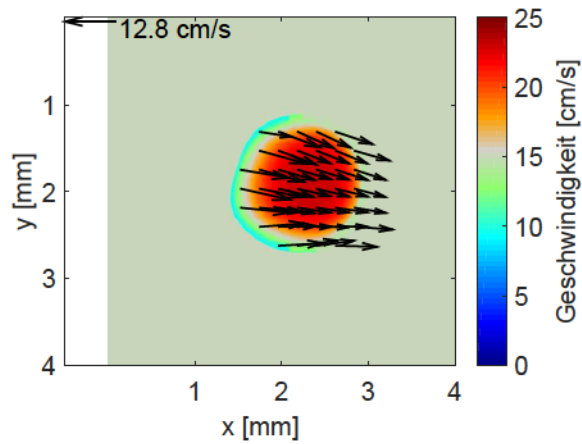


Abbildung 10.18.: Rekonstruierte Geometrie aus den Messdaten des zweiten konzentrischen Stenosenmodells. Die rechte Seite zeigt drei zwei-dimensionale Geschwindigkeitsprofile der angezeigten Schichten in dem Modell.



**Abbildung 10.19.:** Geschwindigkeitskodierte Darstellung der fünfzehnten Ebene im Stenosenbereich des zweiten konzentrischen Stenosenmodells. Die Vektoren zeigen die Geschwindigkeiten innerhalb der gewählten Ebene an, während die dazu senkrecht liegende Ebene farbkodiert ist.



**Abbildung 10.20.:** Zusätzlich zur rekonstruierten Geometrie des zweiten konzentrischen Modells zeigt die grüne Linie die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten an.

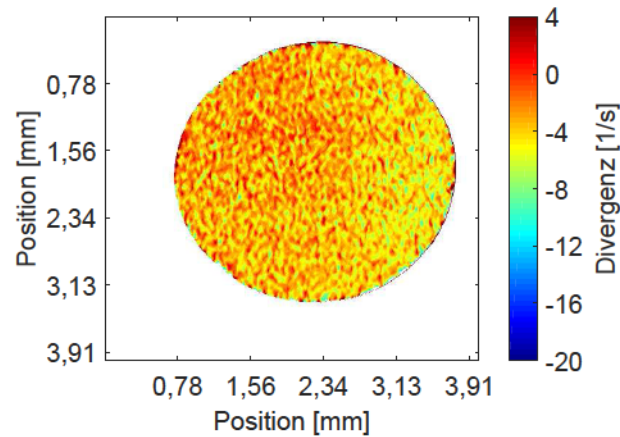


Abbildung 10.21.: Bestimmte Divergenz der Schicht 1 für das zweite konzentrische Stenosenmodell. Es ist keine systematische Verteilung der Divergenz zu sehen. Es treten Maximalwerte an den Rändern der Geometrie auf.

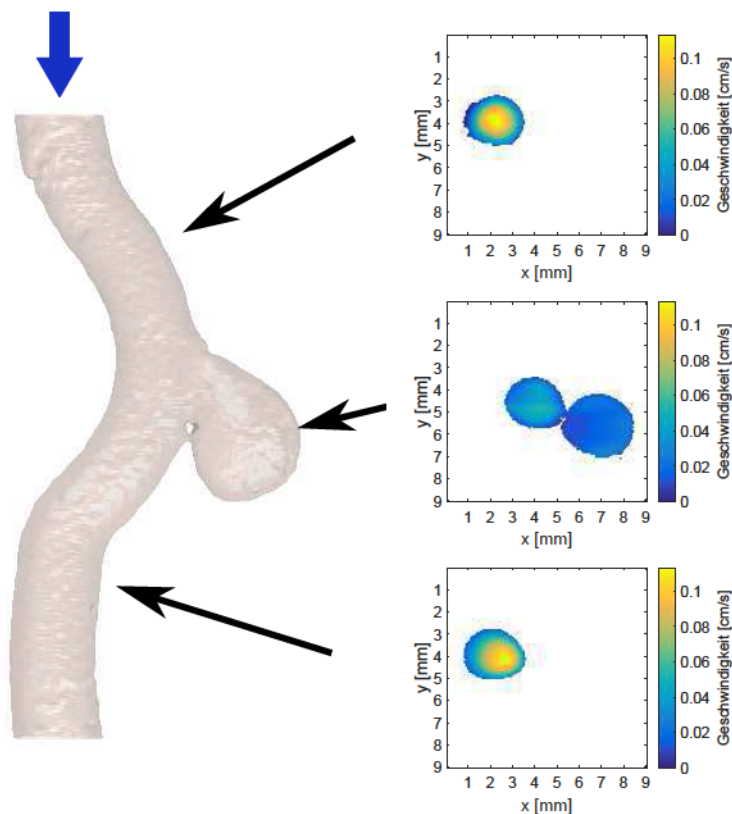
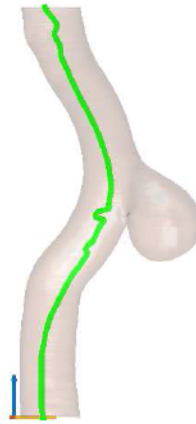
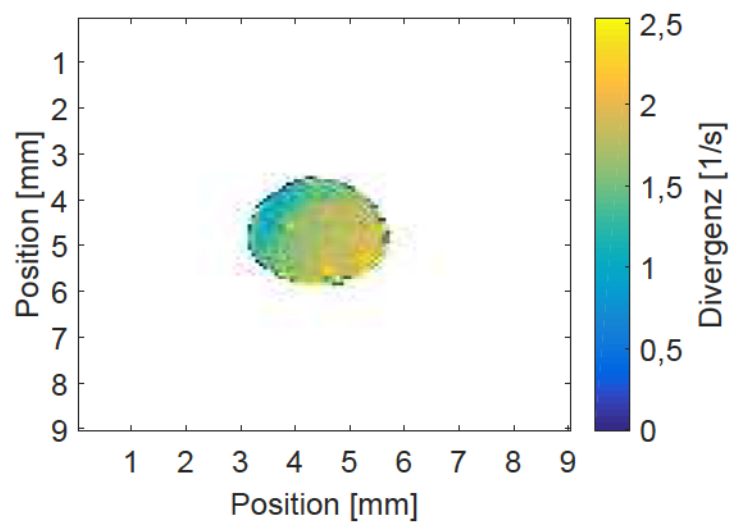


Abbildung 10.22.: Rekonstruierte Geometrie aus den Messdaten des generischen Aneurysmamodells. Die rechte Seite zeigt drei zwei-dimensionale Geschwindigkeitsprofile der angezeigten Schichten in dem Modell.



**Abbildung 10.23.:** Zusätzlich zur rekonstruierten Geometrie des generischen Aneurysmmodells zeigt die grüne Linie die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten an.



**Abbildung 10.24.:** Bestimmte Divergenz der Schicht 90 für das generische Aneurysmmodell. Es ist keine systematische Verteilung der Divergenz zu sehen. Es treten Maximalwerte an den Rändern der Geometrie auf.



# 11. Nicht-Newton'sche Flüssigkeiten

In diesem Kapitel werden die Untersuchungen an der nicht-newtonschen Flüssigkeit behandelt. Es werden die Messreihen vorgestellt, für die im Kapitel (12) die Normalisierungsdistanzen bestimmt wurden. Dazu wurden bei einem konstanten Flüssigkeitsstrom die auftretenden Effekte in insgesamt 9 unterschiedlichen Stenosenmodellen untersucht. Die Bestimmung des Grades der Stenosen ist in Kapitel (7.2) beschrieben.

## 11.1. Untersuchungen der Stenosenmodelle

In diesem Abschnitt wird der Messablauf für die Analyse der neun Stenosenmodelle erläutert. Die Untersuchungen werden anhand der zuvor aufgenommenen Phasenkontrast-Messungen vollzogen. Die Methode wird, wie in Kapitel (4.1) beschrieben aufgenommen, und mit den in Kapitel (A.3) beschriebenen Auswerteprogrammen analysiert. Das Programm ist unter dem Link (2) gespeichert. Die 2D-Datensätze werden zur weiteren Analyse in eine Signal/ Kein-Signal-Matrix umgewandelt, dabei wird die Signalamplitude eines Pixels, das innerhalb der CutMask liegt, zu einer 1 konvertiert. Alle außerhalb liegenden Pixel werden auf 0 gesetzt. Im Anschluss wird eine Schicht außerhalb der Stenose als Referenzmatrix gewählt. Zudem wird diejenige Schicht ausgewählt, die in der Mitte der Stenose liegt und dementsprechend den kleinsten Durchmesser hat. Für die Messungen wurde der Standardaufbau für konstante Strömungen aus Kapitel (6) verwendet. Im Folgenden werden die Messparameter aufgeführt, die bei allen Messungen identisch gewählt wurden. Um das Geschwindigkeitsprofil der einzelnen Schichten aufzunehmen, wurde die 2D-Phasenkontrast-Sequenz verwendet. Die Repetitionslänge betrug 500 ms und die Echozeit betrug 15 ms. Der Flipwinkel betrug nach der Ernstformel dementsprechend  $32^\circ$ . Für die Strömungskodierung wurden die folgenden Gradienten  $G_{(x,y)} = [-0,4; 0,4] \frac{\text{T}}{\text{m}}$  und  $G_z = [-0,175; 0,175] \frac{\text{T}}{\text{m}}$  ausgewählt. Das  $VENC$  ergibt sich somit zu  $3,8 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$  für alle Teilmessungen. Für die Raumdimensionen einer Schicht wurde ein  $FOV$  von 4 mm in x- und y-Richtung mit einer Schichtdicke von  $300 \mu\text{m}$  ausgewählt. Die Übersicht der Parameter ist in Tabelle (11.1) dargestellt. Das Programm zur Visualisierung der Messergebnisse ist unter dem Link (6) zu finden.

Phasen-schritte	Akquisitions-länge	Strömungsgradienten-abstand in Abb.: (4.3)	Strömungsgradienten-länge in Abb.: (4.3)
$phsteps = 256$	$al = 256$	$\Delta = 1 \text{ ms}$	$\delta = 1 \text{ ms}$
Echozeit	Repetitionszeit	Gradientenstärke in x,y	Gradientenstärke in z
$T_E = 15 \text{ ms}$	$T_R = 500 \text{ ms}$	$G_{(x,y)} = [-0,4; 0,4] \frac{\text{T}}{\text{m}}$	$G_z = [-0,175; 0,175] \frac{\text{T}}{\text{m}}$
Schichtdicke	Field of View		
$slthk = 300 \mu\text{m}$	$FOV = 4 \text{ mm}$		

**Tabelle 11.1.:** Übersicht der verwendeten Messparameter in diesem Kapitel.

Sollten die Messparameter der Einzelmessungen vom hier genannten abweichen, wird dies in dem jeweiligen Abschnitt erläutert.

## 11. Nicht-Newton'sche Flüssigkeiten

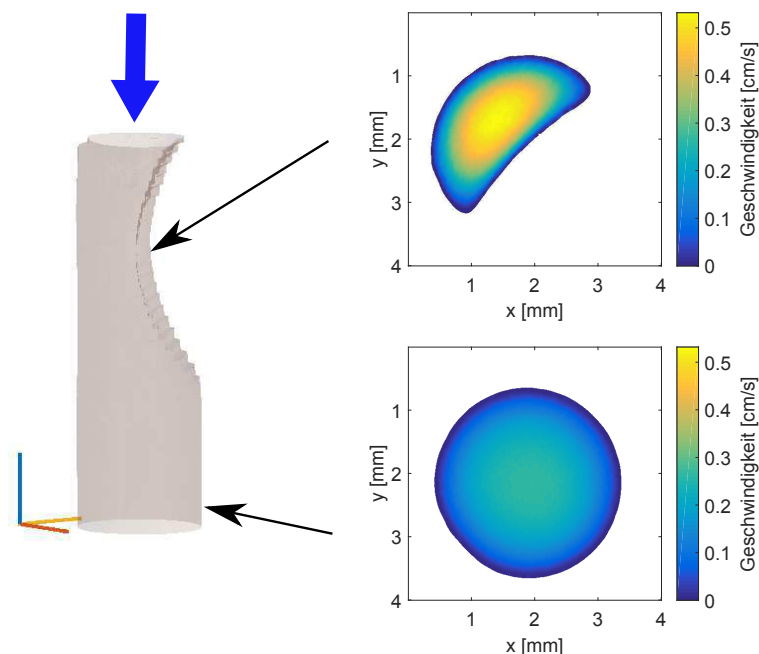
Die Messungen zu den einzelnen Stenosen sind mit einer Xanthanmenge von 250 mg pro Liter Wasser aufgenommen.

Für die konzentrationsabhängigen Untersuchungen wird das Stenosenmodell 5 mit unterschiedlichen Konzentrationen des Xanthan-Wasser-Gemisches untersucht. Es wurden insgesamt 8 unterschiedliche Konzentrationen betrachtet, diese lagen zwischen 0 mg bis 1000 mg Xanthan auf ein Liter Wasser.

Die geschwindigkeitsabhängigen Messungen sind mit dem Stenosenmodell 5 bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten der Xanthan-Wasser-Konzentration von 250 mg pro Liter untersucht. Dabei werden insgesamt 8 unterschiedliche Geschwindigkeiten betrachtet, diese liegen zwischen 0,1 L/h und 1,67 L/h.

### 11.1.1. Stenose 1

Das erste Stenosenmodell besteht aus einer einseitigen Verengung des Flussbereichs. Die Verengung beträgt etwa 50 % des Durchflussvolumens. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (20) hinterlegt. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 4 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 36 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und der Schichtdicke, führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 10,8$  mm. Die mittlere Geschwindigkeit der Flüssigkeit der Messung über alle Einzelschichten beträgt  $0,19 \pm 0,06$  cm/s. Die maximale Geschwindigkeit tritt an der engsten Stelle der Stenose auf und beträgt 0,535 cm/s. In Abbildung (11.1) ist auf der linken Seite die rekonstruierte



**Abbildung 11.1.:** Darstellung der rekonstruierten Geometrie des ersten Stenosenmodells und die dazugehörigen zweidimensionalen Geschwindigkeitsprofile der Schichten 11 und 35. Der blaue Pfeil zeigt die Fließrichtung an.

te Geometrie des ersten Stenosenmodells dargestellt. Auf der rechten Seite sind für die Schichten 11 und 35, die zwei 2-D Querschnitte des Flussprofils gezeigt. Die obere Abbildung zeigt das resultierende Flussverhalten innerhalb der engsten Stenosenstelle. Die untere Abbildung zeigt den wieder normalisierten Fluss außerhalb des Stenosenbereichs. In Abbildung (11.2) sind die



**Abbildung 11.2.:** Die rekonstruierte Geometrie des Stenosenmodells 1 ist grau dargestellt. Die grüne Linie zeigt die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten an.

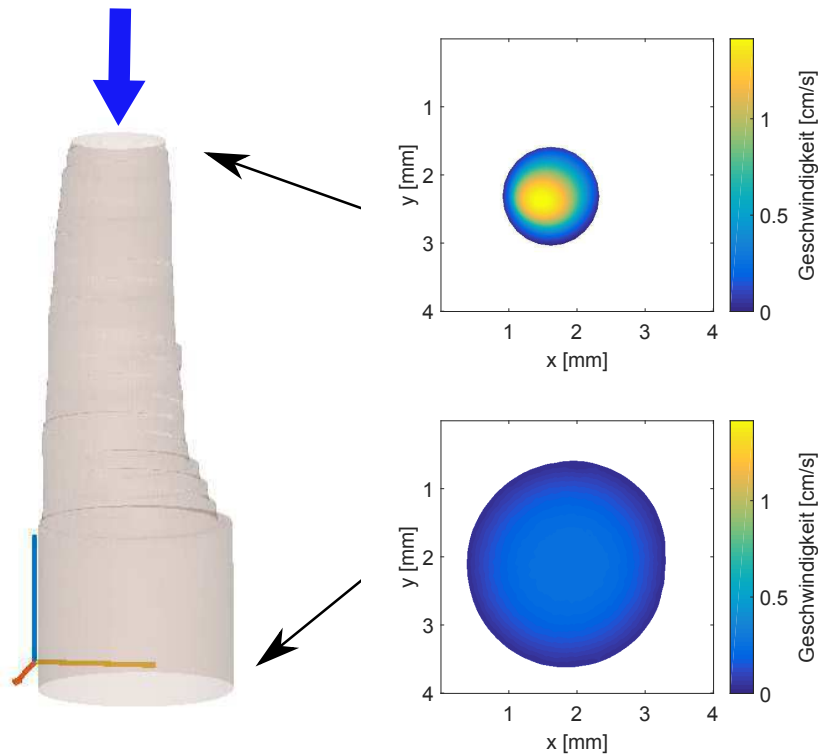
Positionen der Geschwindigkeitsmaxima jeder Schicht in Abhängigkeit ihrer Position in der Geometrie dargestellt. Es zeigt sich eine Verschiebung der Position zur Mitte der Verengung, bevor die Maximalpositionen nach der Stenose wieder der Geometriemitte sich annähern.

### 11.1.2. Stenose 2

Das zweite Stenosenmodell entspricht einer konzentrischen Verengung des Modells. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (21) hinterlegt. Der Grad der Verengung wurde zu 70 % bestimmt. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 8 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 29 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und der Schichtdicke, führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 8,7$  mm. In Abbildung (11.3) ist die aus den Messdaten rekonstruierte Geometrie des zweiten Stenosenmodells auf der linken Seite dargestellt. Die rechte Seite zeigt das zweidimensionale Geschwindigkeitsprofil der Schichten 1 und 28. Die obere Abbildung zeigt das Profil innerhalb der Stenose und die untere Abbildung zeigt das Geschwindigkeitsprofil zum Zeitpunkt der Normalisierung des Profils außerhalb der Veränderung. In beiden Abbildungen kann angenommen werden, dass ein parabelförmiges Profil vorliegt. Aus den Messdaten wurde die durchschnittliche Geschwindigkeit aller Schichten zu  $0,34 \pm 0,14$  cm/s bestimmt. Die maximale Geschwindigkeit tritt in der Schicht mit dem kleinsten Durchmesser auf und beträgt 1,49 cm/s. Abbildung (11.4) zeigt die Geschwindigkeitsmaxima (grüne Linie) innerhalb der rekonstruierten Geometrie. Die Position bleibt bis zur Mitte der aufgenommenen Geometrie nahezu konstant. Nach der Stenose strebt sich wieder dem Geometriezentrum zu.

### 11.1.3. Stenose 3

Das dritte Stenosenmodell weist eine starke einseitige Verengung auf. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (22) hinterlegt. Die Verengung weist einen Grad von 75 % auf. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 4 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 38 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und der Schichtdicke, führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 11,4$  mm. In Abbildung (11.5) ist auf der linken Seite die rekonstruierte Geometrie dargestellt und mit den zweidimensionalen Geschwindigkeitsprofilen der Schichten 9 und 37 auf der rechten Seite verknüpft. Die Pfeile



**Abbildung 11.3.:** Die aus den Messdaten rekonstruierte Geometrie des zweiten Stenosenmodells ist auf der linken Seite und auf der rechten Seite sind die dazugehörigen zweidimensionalen Geschwindigkeitsprofile der Schichten 1 und 28 dargestellt. Das obere Profil liegt innerhalb der Stenose und das untere Profil zeigt den normalisierten Fluss. Der blaue Pfeil zeigt die Fließrichtung an.

zeigen die Position der Profile innerhalb der Geometrie an. Die durchschnittliche Geschwindigkeit innerhalb des Modells wurde zu  $0,52 \pm 0,31$  cm/s bestimmt. Das Geschwindigkeitsmaximum ist in der ersten Schicht des Modells zu finden und beträgt  $1,65$  cm/s. In Abbildung (11.6) ist das Geschwindigkeitsmaximum jeder aufgenommenen Schicht des Modells in Abhängigkeit seiner Koordinaten in der 2D- Ebene aufgetragen. Die Maxima zeigen leichte Schwankungen innerhalb der stark ausgeprägten Stenose auf. Nach der Öffnung der Verengung streben die Positionen dem Zentrum der Geometrie entgegen, dass sie in den letzten Schichten auch erreichen.

#### 11.1.4. Stenose 4

Das vierte Stenosenmodell weist eine einseitige Verengung auf. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (23) hinterlegt. Der Grad der Stenose wurde zu 85% bestimmt. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 8 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 35 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und der Schichtdicke, führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 10,5$  mm. In Abbildung (11.7) ist die rekonstruierte Geometrie des Modells auf der linken Seite dargestellt. Auf der rechten Seite sind die Geschwindigkeitsprofile der Schichten 1 und 35 dargestellt. Die obere Abbildung zeigt das zweidimensionale Geschwindigkeitsprofil innerhalb der Stenose, während die untere Abbildung das Profil außerhalb der Veränderung zeigt. Die mittlere Geschwindigkeit aller Schichten des Modells ist  $0,43 \pm 0,35$  cm/s. Das Geschwindigkeitsmaximum beträgt  $2,30$  cm/s. In Abbildung (11.8) wird die rekonstruierte Geometrie mit den Positionen der Geschwindigkeitsmaxima (grüne



**Abbildung 11.4.:** Die rekonstruierte Geometrie des Stenosenmodells 2 ist grau dargestellt. Die grüne Linie zeigt die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten innerhalb der Geometrie an.

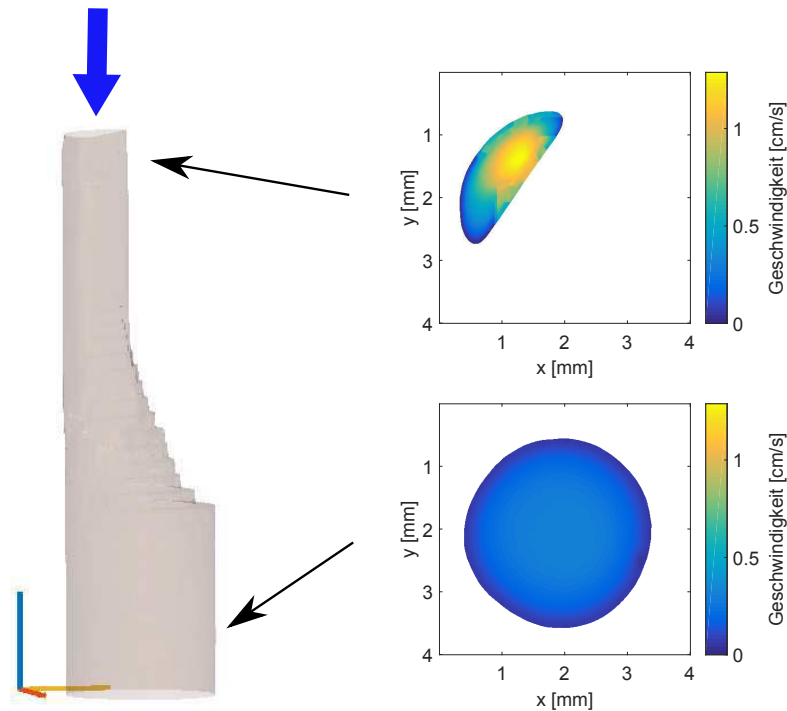
Linie) überlagert. Innerhalb der ersten Schichten sind die Positionen an die Stenose angepasst. Im Anschluss der Stenose bewegen Sie sich nahezu linear in Richtung der Geometriemitte.

#### 11.1.5. Stenose 5

Das fünfte Stenosenmodell besitzt eine beidseitige Verengung des Flussbereichs. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (24) hinterlegt. In diesem Modell liegt eine 75 % Verengung des Volumens vor. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 4 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 35 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und der Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 10,5$  mm. In Abbildung (11.9) ist die rekonstruierte Geometrie des Modells und die Geschwindigkeitsprofile der Schichten dargestellt. Die Geometrie ist auf der linken Seite zu finden und mittels Pfeilen mit den zweidimensionalen Geschwindigkeitsprofilen auf der rechten Seite verbunden. Die Profile zeigen zum einen das Profil innerhalb der Verengung (Schicht 1) und zum anderen das Profil außerhalb der Veränderung (Schicht 35). Die durchschnittliche Geschwindigkeit des Flusses über alle Schichten beträgt  $0,27 \pm 0,18$  cm/s. Die maximale Geschwindigkeit über den Messbereich beträgt 0,90 cm/s. Abbildung (11.10) zeigt die Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten als grüne Linie innerhalb der rekonstruierten Geometrie. Trotz der Verengung kommt es nahezu keiner Veränderung der Positionen im Zentrum der Geometrie.

#### 11.1.6. Stenose 6

Das sechste Stenosenmodell hat eine einseitige Verengung des Durchflussbereichs. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (25) hinterlegt. Die Verengung hat einen Grad von 15 %. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 8 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 37 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und der Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 11,1$  mm. In Abbildung (11.11) ist die rekonstruierte Geometrie auf der linken Seite dargestellt. Die rechte Seite zeigt das Flussprofil der Schichten 11 und 35, die über Pfeile mit der Geometrie verbunden sind. Die mittlere Geschwindigkeit über alle Schichten des Modells beträgt  $0,14 \pm 0,01$  cm/s. Die maximal aufgenommene Geschwindigkeit wurde zu 0,39 cm/s bestimmt. In Abbildung (11.12)



**Abbildung 11.5.:** Die aus den Messdaten rekonstruierte Geometrie des dritten Stenosenmodells ist auf der linken Seite und auf der rechten Seite sind die dazugehörigen zweidimensionalen Geschwindigkeitsprofile der Schichten 9 und 37 dargestellt. Das obere Profil liegt innerhalb der Stenose und das untere Profil zeigt das sich wieder normalisierende Flussprofil. Der blaue Pfeil zeigt die Fließrichtung an.

ist die rekonstruierte Geometrie in grau dargestellt und wird durch die Positionen der einzelnen Maxima (grüne Linie) ergänzt. Die Maximumposition passt sich innerhalb der Geometrie leicht der neuen Form an, bevor sie sich der ursprünglichen Position im Zentrum wieder annähert.

### 11.1.7. Stenose 7

In dem siebten Stenosenmodell liegt eine konzentrische Verengung vor. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (26) hinterlegt. Der Grad der Verengung wurde analog zum Verfahren aus Kapitel (7.2) durchgeführt und beträgt 45%. Die Messung wurde mit 6 Akquisitionen aufgenommen. Sie besteht aus 39 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und der Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 11,7$  mm. In Abbildung (11.13) ist die zuvor rekonstruierte Geometrie und zwei ausgewählte Geschwindigkeitsprofile (Schicht 10 und 35) dargestellt. Die zweidimensionalen Geschwindigkeitsprofile sind über die Pfeile mit ihrer dazugehörigen Position in der Geometrie verknüpft. Die mittlere Geschwindigkeit über alle Schichten der Messung beträgt  $0,14 \pm 0,03$  cm/s. Die maximal berechnete Geschwindigkeit über das gemessene Volumen beträgt 0,38 cm/s. In Abbildung (11.14) sind die Geschwindigkeitsmaxima in Abhängigkeit ihrer Position innerhalb der Geometrie aufgetragen. Die Positionen verschieben sich minimal im Stenosenbereich. Im Anschluss nähern sie sich der Zentrumposition wieder an. Dabei weist die Messung leichte Schwankungen der Position im unteren Teil auf.



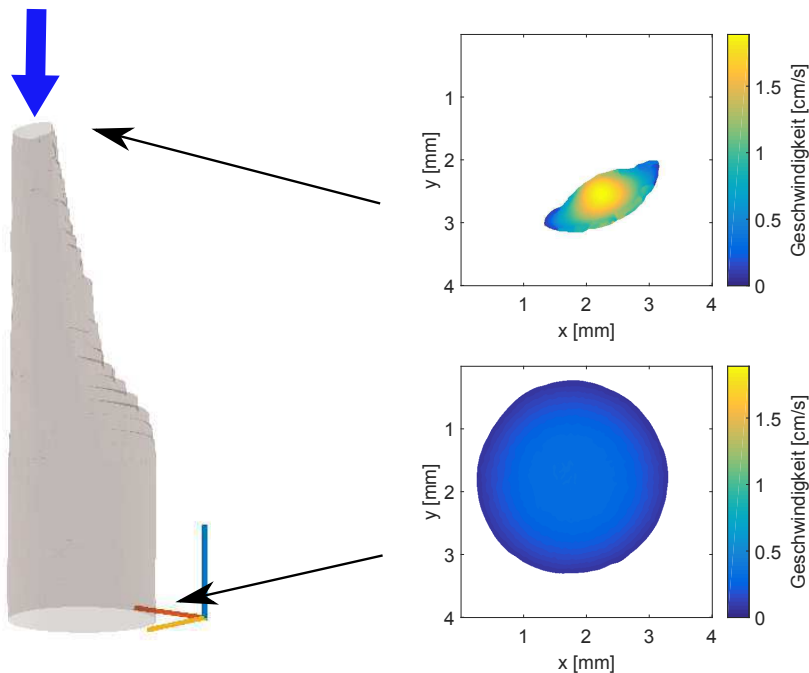
**Abbildung 11.6.:** Die rekonstruierte Geometrie des Stenosenmodells 3 ist grau dargestellt. Die grüne Linie zeigt die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten innerhalb der Geometrie an.

### 11.1.8. Stenose 8

Das achte Stenosenmodell weist eine beidseitige Verengung des Flussvolumens auf. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (27) hinterlegt. Der Grad der Stenose wurde mit dem Verfahren aus Kapitel (7.2) bestimmt und beträgt 65 %. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 8 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 25 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und der Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 7,5$  mm. In Abbildung (11.15) sind zwei Geschwindigkeitsprofile der Schichten 1 und 24 innerhalb der links abgebildeten Stenose gezeigt. Der Ort der Schichten der Beispielprofile sind durch die Pfeile gekennzeichnet. Die durchschnittliche Geschwindigkeit über alle aufgenommenen Schichten der Messung beträgt  $0,12 \pm 0,04$  cm/s. Die maximal aufgenommene Geschwindigkeit an der engsten Modellstelle beträgt 1,68 cm/s. In Abbildung (11.16) sind die Geschwindigkeitsmaxima innerhalb der rekonstruierten Geometrie aufgetragen. Angepasst an die Stenose sind die Positionen zuerst leicht links ausgerichtet. Die Positionen bewegen sich im Anschluss der Stenose nahezu linear in Richtung Zentrum der Geometrie.

### 11.1.9. Stenose 9

Bei dem neunten Stenosenmodell liegt eine starke einseitige Verengung des Durchflussvolumens vor. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (28) hinterlegt. Der Grad der Stenose beträgt für dieses Modell 80 % Verengung. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 8 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 37 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und der Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 11,1$  mm. In Abbildung (11.17) sind die zweidimensionale Geschwindigkeitsprofile der Schichten 1 und 35, sowie die rekonstruierte Geometrie des Modells dargestellt. Die Pfeile zeigen den Ort in der Geometrie für die Geschwindigkeitsprofile. Die mittlere Geschwindigkeit über alle Schichten beträgt in dieser Messung  $0,29 \pm 0,21$  cm/s. Die maximal bestimmte Geschwindigkeit für die aufgenommene Geometrie ist 1,26 cm/s. In Abbildung (11.18) sind die bestimmten Geschwindigkeitsmaxima jeder Schicht in Abhängigkeit ihrer Position innerhalb der Geometrie aufgetragen. Es zeigt sich eine starke Verschiebung innerhalb des Stenosenbereichs. Die Position bewegen sich im Anschluss in Richtung Mitte der Geometrie, dabei zeigt sich zudem leichte Schwankungen der Positionen innerhalb der Messreihe.



**Abbildung 11.7.:** Die aus den Messdaten rekonstruierte Geometrie des vierten Stenosenmodells ist auf der linken Seite dargestellt. Die dazugehörigen zweidimensionalen Geschwindigkeitsprofile der Schichten 1 und 35 sind auf der rechten Seite zu sehen. Das obere Profil liegt innerhalb der Stenose und das untere Profil zeigt den normalisierten Fluss. Der blaue Pfeil zeigt die Fließrichtung an.

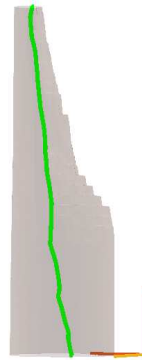
#### 11.1.10. Konzentration 1: 75 mg Xanthan

Das erste Gemisch wurde mit einer Konzentration von 75 mg Xanthan pro Liter Wasser angefertigt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (29) hinterlegt. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 4 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 40 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und die Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 12$  mm. Die durchschnittliche Geschwindigkeit aller Schichten der Messreihe beträgt  $0,24 \pm 0,15$  cm/s. Die maximal auftretende Geschwindigkeit der Messung beträgt 0,5 cm/s.

Zwei dreidimensionale Oberflächengrafiken der Geschwindigkeit, eine am Anfang (Schicht 1) und eine am Ende der Geometrie (Schicht 35), sind in Abbildungen (11.19a,11.19b) zur Visualisierung des Fließverhaltens dargestellt. In Abbildung (11.22a) ist der zweidimensionale Querschnitt durch die mittlere Schicht dargestellt. Je weiter die Xanthan-Konzentration steigt, desto größer wird das nicht-newtonsche Verhalten der Flüssigkeit.

#### 11.1.11. Konzentration 2: 100 mg Xanthan

Das zweite Gemisch wurde mit einer Konzentration von 100 mg Xanthan pro Liter Wasser angefertigt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (30) hinterlegt. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 8 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 31 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und die Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 9,3$  mm. Die mittlere Geschwindigkeit aller Schichten wurden zu  $0,34 \pm 0,05$  cm/s bestimmt. Die maximal aufgenommene Geschwindigkeit



**Abbildung 11.8.:** Die rekonstruierte Geometrie des Stenosenmodells 4 ist grau dargestellt. Die grüne Linie zeigt die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten innerhalb der Geometrie an.

beträgt  $1,32 \text{ cm/s}$ .

In Abbildungen (11.19c,11.19d) sind zwei dreidimensionale Geschwindigkeitsprofile der Messreihe an der Stenosenstelle (Schicht 1) und am Ende des aufgenommenen Modells (Schicht 30) gezeigt. In Abbildung (11.22b) ist der zweidimensionale Querschnitt durch die mittlere Schicht der Messung dargestellt. Aus der Form des Flusses können die nicht-newtonschen Eigenschaften näher bestimmt werden.

#### 11.1.12. Konzentration 3: 250 mg Xanthan

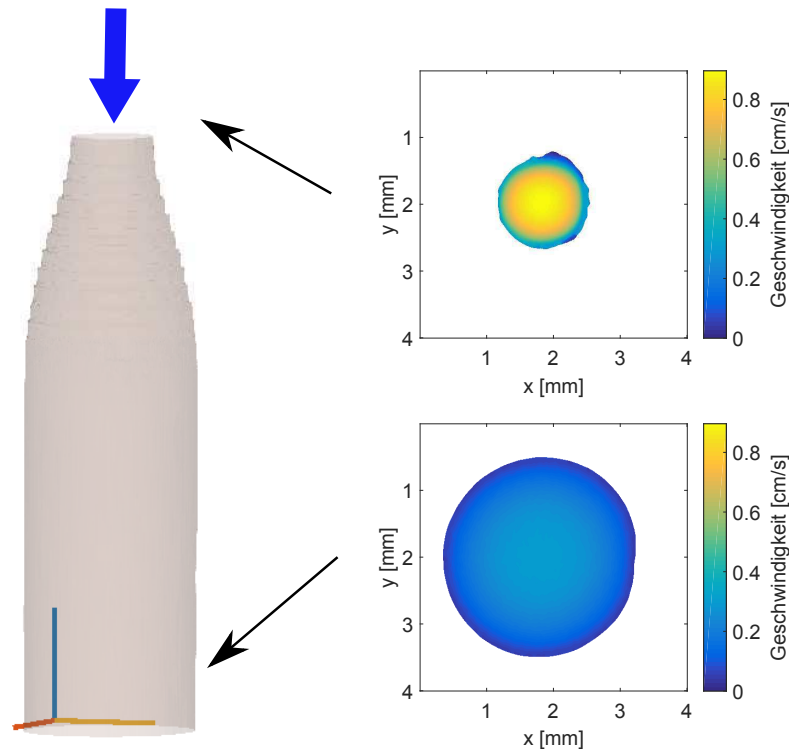
Das dritte Gemisch wurde mit einer Konzentration von 250 mg Xanthan pro Liter Wasser angefertigt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (31) hinterlegt. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 4 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 41 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und die Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 12,3 \text{ mm}$ . Aus den Messdaten lässt sich die mittlere Geschwindigkeit aller Schichten zu  $0,22 \pm 0,17 \text{ cm/s}$  bestimmen. Die höchste aufgenommene Geschwindigkeit der Messung beträgt  $0,76 \text{ cm/s}$ .

In den Abbildungen (11.19e,11.19f) sind die dreidimensionalen Geschwindigkeitsprofile exemplarisch für eine Schicht im Verlauf (Schicht 10) und eine am Ende des aufgenommenen Teils des Modells (Schicht 35) dargestellt. In Abbildung (11.22c) wird der zweidimensionale Querschnitt der mittleren Schicht der Messung dargestellt. Bei dieser Konzentration bildet sich langsam ein Plateau des Flusses aus.

#### 11.1.13. Konzentration 4: 400 mg Xanthan

Das vierte Gemisch wurde mit einer Konzentration von 400 mg Xanthan pro Liter Wasser angefertigt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (32) hinterlegt. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 8 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 41 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und die Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 12,3 \text{ mm}$ .

In den Abbildungen (11.20a,11.20b) sind die dreidimensionalen Geschwindigkeitsprofile für zwei Schichten dargestellt. Die eine Schicht liegt innerhalb des Stenosenbereichs (Nr.3) und die



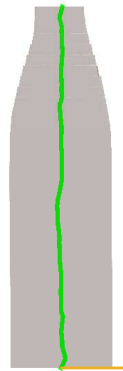
**Abbildung 11.9.:** Die aus den Messdaten rekonstruierte Geometrie des fünften Stenosenmodells ist auf der linken Seite dargestellt. Die dazugehörigen zweidimensionalen Geschwindigkeitsprofile für zwei Beispielschichten sind auf der rechten Seite zu sehen. Das obere Profil liegt innerhalb der Stenose (Schicht 1) und das untere Profil zeigt den normalisierten Fluss (Schicht 35). Der blaue Pfeil zeigt die Fließrichtung an.

andere (Nr.35) liegt am Ende des aufgenommenen Modellteils. Über die gesamten Schichten wurde die mittlere Geschwindigkeit zu  $0,23 \pm 0,12$  cm/s bestimmt. Die höchste aufgenommene Geschwindigkeit der Messung beträgt  $0,79$  cm/s. In Abbildung (11.22d) ist der 2D-Querschnitt durch die mittlere Schicht der Messung dargestellt. Es bildet sich das charakteristische Plateau für scherverdünnende Flüssigkeiten aus. Sie liegt im Bereich von  $[-0,4-0,4]$  des normierten Radius.

#### 11.1.14. Konzentration 5: 550 mg Xanthan

Das fünfte Gemisch wurde mit einer Konzentration von 550 mg Xanthan pro Liter Wasser angefertigt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (33) hinterlegt. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 8 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 41 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und die Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 12,3$  mm.

In den Abbildungen (11.20c,11.20d) sind die dreidimensionalen Geschwindigkeitsprofile für eine Schicht im Stenosenbereich (Schicht 3) und im Auslaufbereich des Modells (Schicht 35) dargestellt. Die mittlere Geschwindigkeit der Messreihe über alle Schichten beträgt  $0,22 \pm 0,12$  cm/s. Weiterhin konnte die maximal aufgenommene Geschwindigkeit zu  $0,76$  cm/s bestimmt werden. In Abbildung (11.22e) ist das 2D-Querschnittsprofil der mittleren Schicht der Messreihe dargestellt. Der Plateaubereich liegt im Bereich von  $[-0,5-0,5]$  des normierten Radius. Die Flanken bilden somit die andere Hälfte des Radius.



**Abbildung 11.10.:** Die rekonstruierte Geometrie des Stenosenmodells 5 ist grau dargestellt. Die grüne Linie zeigt die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten innerhalb der Geometrie an.

#### 11.1.15. Konzentration 6: 700 mg Xanthan

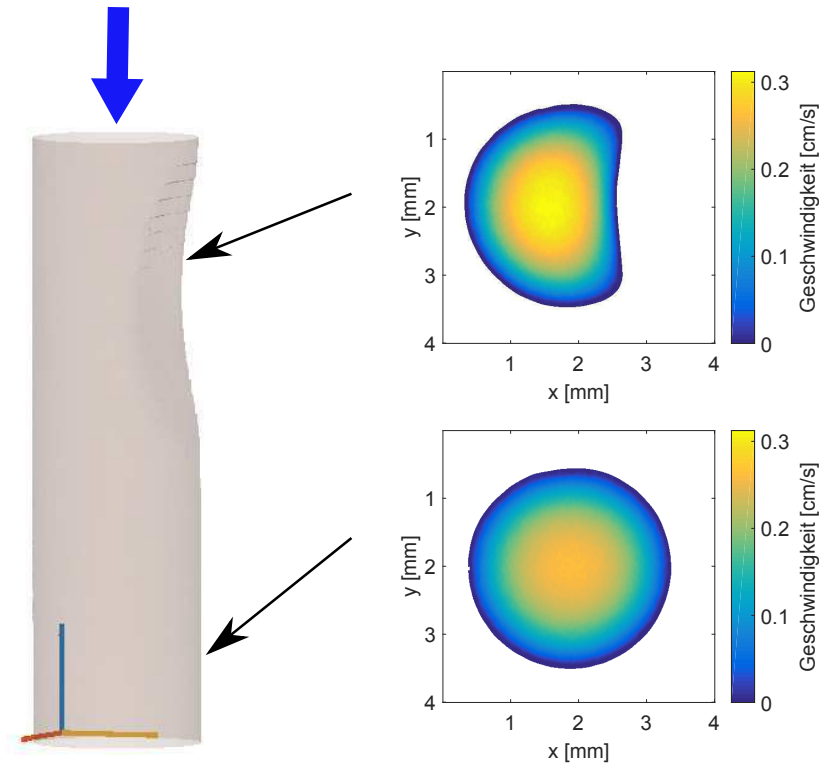
Das sechste Gemisch wurde mit einer Konzentration von 700 mg Xanthan pro Liter Wasser angefertigt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (34) hinterlegt. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 8 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 41 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und die Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 12,3$  mm.

In den Abbildungen (11.20e,11.20f) sind die dreidimensionalen Geschwindigkeitsprofile für eine Schicht im Stenosenbereich (Schicht 3) und eine Schicht im unteren aufgenommen Abschnitt des Modells (Schicht 35) dargestellt. Über die Gesamtanzahl der Schichten lässt sich die mittlere Geschwindigkeit zu  $0,12 \pm 0,06$  cm/s bestimmen. Die maximal aufgetretene Geschwindigkeit der Messung beträgt  $0,50$  cm/s. In Abbildung (11.22f) ist der Querschnitt des Geschwindigkeitsprofils der mittleren Schicht der Messung dargestellt. Der Trend des breiten Plateaus im Zentrum des Flussprofils wird fortgesetzt, das Plateau liegt etwa im Bereich zwischen  $[-0,6 - 0,6]$  des normierten Radius. Es zeigen sich stärkere Schwankungen des Flusses im Plateaubereich.

#### 11.1.16. Konzentration 7: 1000 mg Xanthan

Das siebte Gemisch wurde mit einer Konzentration von 1000 mg Xanthan pro Liter Wasser angefertigt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (35) hinterlegt. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 4 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 36 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und die Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 10,8$  mm.

In den Abbildungen (11.21a,11.21b) sind die dreidimensionalen Geschwindigkeitsprofile zweier Schichten der Messung dargestellt. Die erste Schicht liegt im Stenosenbereich (Schicht 1) und die zweite liegt am Ende der aufgenommenen Geometrie (Schicht 30). Aus den Messungen wurde die mittlere Geschwindigkeit aller Schichten zu  $0,10 \pm 0,03$  cm/s berechnet. Die höchste aufgenommene Geschwindigkeit beträgt  $0,26$  cm/s. In Abbildung (11.22g) ist der zweidimensionale Querschnitt durch das mittlere Geschwindigkeitsprofil gezeigt. Ähnlich wie bei der 700 mg Xanthan Mischung ist das Rauschen des Signals relativ hoch. Der Fluss bildet zudem das größte Plateau der gesamten Messreihe mit einer Breite von  $[-0,7 - 0,7]$  des normierten Radius. Damit



**Abbildung 11.11.:** Die aus den Messdaten rekonstruierte Geometrie des sechsten Stenosenmodells ist auf der linken Seite dargestellt. Die dazugehörigen zweidimensionalen Geschwindigkeitsprofile für die Schichten 11 und 35 sind auf der rechten Seite zu sehen. Das obere Profil liegt innerhalb der Stenose und das untere Profil zeigt den normalisierten Fluss. Der blaue Pfeil zeigt die Fließrichtung an.

liegen auch die stärksten ausgeprägten Flankenabfälle die im restlichen Bereich des Radius liegen auf.

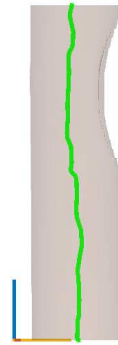
### 11.1.17. Geschwindigkeit 1: 0,1 L/h

Die erste Messung wurde mit einer konstanten Geschwindigkeit von 0,1 L/h im System durchgeführt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (36) hinterlegt. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 8 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 37 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und die Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 11,1$  mm.

In den Abbildungen (11.23a,11.23b) sind zwei Geschwindigkeitsprofile in drei Dimensionen dargestellt. Sie zeigen das Geschwindigkeitsprofil innerhalb der Stenose (Schicht 1) und am Ende des Ausflussbereichs (Schicht 30). Die mittlere Geschwindigkeit über alle Schichten der Messung beträgt  $0,08 \pm 0,01$  cm/s und die maximale Geschwindigkeit 0,18 cm/s. In Abbildung (11.26a) ist das zweidimensionale Geschwindigkeitsprofil der mittleren Schicht dargestellt. Es zeigt sich ein kleiner Plateaubereich bei etwa  $[-0,4 - 0,4]$  des normierten Radius.

### 11.1.18. Geschwindigkeit 2: 0,2 L/h

Die zweite Messung wurde mit einer konstanten Geschwindigkeit von 0,2 L/h im System durchgeführt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (37) hinterlegt. Zur Erhöhung



**Abbildung 11.12.:** Die rekonstruierte Geometrie des Stenosenmodells 6 ist grau dargestellt. Die grüne Linie zeigt die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten innerhalb der Geometrie an.

des  $SNR$  wurde die Messung mit 8 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 27 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das  $FOV$  und die Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 8,1$  mm.

In den Abbildungen (11.23c,11.23d) ist das dreidimensionale Geschwindigkeitsprofil für zwei Beispielschichten gezeigt. Die eine Schicht (Schicht 1) liegt innerhalb des Stenosenbereichs, während die zweite Schicht (Schicht 25) außerhalb des Stenosenbereichs liegt. Die mittlere Geschwindigkeit über die gesamte Messung beträgt  $0,09 \pm 0,04$  cm/s. Die höchste aufgenommene Geschwindigkeit beträgt  $0,30$  cm/s. In Abbildung (11.26b) ist das zweidimensionale Geschwindigkeitsprofil der Messung dargestellt. Das Profil ist verrauschter als bei der  $0,1$  L/h Messung.

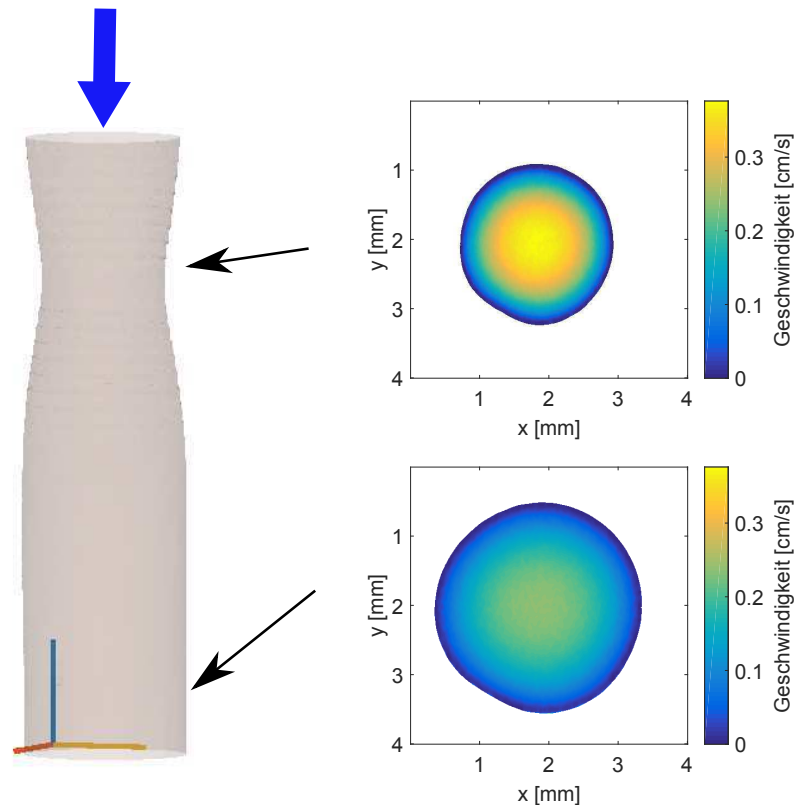
### 11.1.19. Geschwindigkeit 3: $0,3$ L/h

Die dritte Messung wurde mit einer konstanten Geschwindigkeit von  $0,3$  L/h im System durchgeführt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (38) hinterlegt. Zur Erhöhung des  $SNR$  wurde die Messung mit 6 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 43 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das  $FOV$  und die Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 12,9$  mm.

In den Abbildungen (11.23e,11.23f) sind die beiden Geschwindigkeitsprofile für je eine Schicht im (Schicht 1) und eine Schicht außerhalb (Schicht 40) des Stenosenbereichs zu sehen. Sie zeigen das Geschwindigkeitsprofil in allen drei Raumrichtungen. Aus den Messdaten wurde die mittlere Geschwindigkeit zu  $0,04 \pm 0,15$  cm/s und die maximal aufgenommene Geschwindigkeit zu  $0,29$  cm/s bestimmt. In Abbildung (11.26c) ist das zweidimensionale Geschwindigkeitsprofil der mittleren Schicht dargestellt. Es ist ebenfalls im Bereich des Plateaus verrauscht. Das Plateau liegt wieder im Bereich von etwa  $[-0,4 - 0,4]$  des normierten Radius.

### 11.1.20. Geschwindigkeit 4: $0,5$ L/h

Die vierte Messung wurde mit einer konstanten Geschwindigkeit von  $0,5$  L/h im System durchgeführt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (39) hinterlegt. Zur Erhöhung des  $SNR$  wurde die Messung mit 6 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 41 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das  $FOV$  und die



**Abbildung 11.13.:** Die aus den Messdaten rekonstruierte Geometrie des siebten Stenosenmodells ist auf der linken Seite dargestellt. Die dazugehörigen zweidimensionalen Geschwindigkeitsprofile für zwei Beispielschichten sind auf der rechten Seite zu sehen. Das obere Profil liegt innerhalb der Stenose (Schicht 10) und das untere Profil zeigt den normalisierten Fluss (Schicht 35). Der blaue Pfeil zeigt die Fließrichtung an.

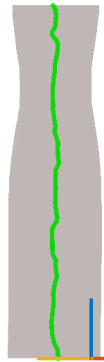
Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 12,3 \text{ mm}$ .

In den Abbildungen (11.24a,11.24b) sind die dreidimensionalen Geschwindigkeitsprofile für zwei exemplarische Schichten gezeigt. Das eine Profil gehört zur Schicht innerhalb der Stenose (Schicht 1) und das andere Profil liegt am Ende des aufgenommenen Bereich und damit weit entfernt von der Stenose (Schicht 35). Die durchschnittliche Geschwindigkeit der Messung beträgt  $0,06 \pm 0,04 \text{ cm/s}$ . Die höchste gemessene Geschwindigkeit wurde zu  $0,34 \text{ cm/s}$  bestimmt. In Abbildung (11.26d) ist das Geschwindigkeitsprofil gegen den normierten Radius aufgetragen. Im Bereich des Plateaus sind die Schwankungen des Profils größer als im restlichen Teil des Profils.

### 11.1.21. Geschwindigkeit 5: $0,75 \text{ L/h}$

Die fünfte Messung wurde mit einer konstanten Geschwindigkeit von  $0,75 \text{ L/h}$  im System durchgeführt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (40) hinterlegt. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 6 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 37 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und die Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 11,1 \text{ mm}$ .

In den Abbildungen (11.24c,11.24d) sind exemplarisch zwei dreidimensionale Geschwindigkeitsprofile dargestellt. Die eine Schicht (Schicht 1) liegt im Stenosenbereich und die andere (Schicht 35) außerhalb. Aus den Messdaten wurde die mittlere Geschwindigkeit der Messung zu  $0,05 \pm 0,03 \text{ cm/s}$  bestimmt. Zudem liegt die höchste gemessene Geschwindigkeit bei  $0,27 \text{ cm/s}$ . In



**Abbildung 11.14.:** Die rekonstruierte Geometrie des Stenosenmodells 7 ist grau dargestellt. Die grüne Linie zeigt die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten innerhalb der Geometrie an.

Abbildung (11.26e) wird das mittlere Geschwindigkeitsprofil in zwei Dimensionen dargestellt. Die Schwankungen im Plateaubereich sind weiter gestiegen. Das Profil ähnelt jedoch den anderen Messungen.

### 11.1.22. Geschwindigkeit 6: 0,97 L/h

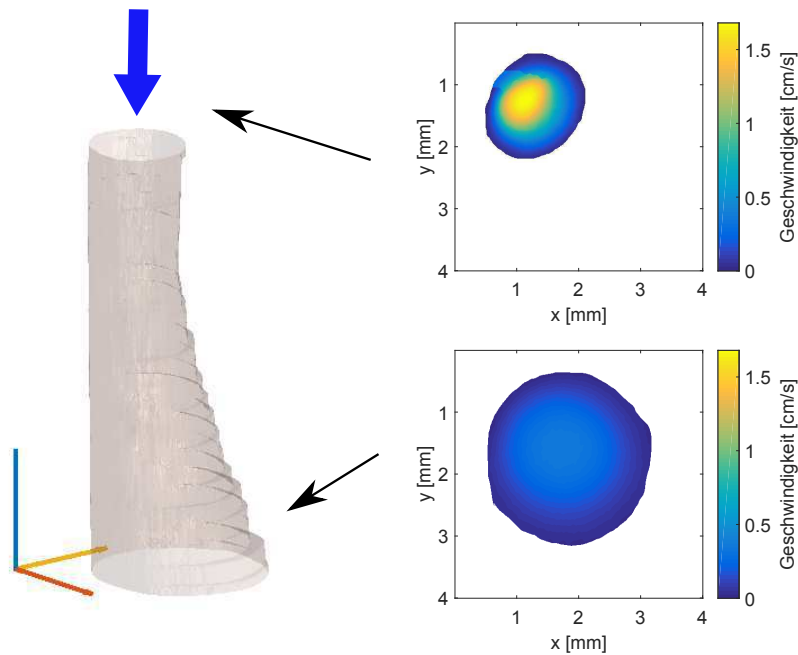
Die sechste Messung wurde mit einer konstanten Geschwindigkeit von 0,97 L/h im System durchgeführt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (41) hinterlegt. Zur Erhöhung des  $SNR$  wurde die Messung mit 6 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 43 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das  $FOV$  und die Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 12,9$  mm.

In den Abbildungen (11.24e11.24f) sind die Geschwindigkeitsprofile zweier Schichten eingetragen. Sie zeigen eine Schicht im Stenosenbereich (Schicht 3) und eine Schicht im unteren Bereich der Stenose (Schicht 30). Die berechnete mittlere Geschwindigkeit der Messung beträgt  $0,22 \pm 0,05$  cm/s. Die höchste gemessene Geschwindigkeit liegt bei 0,77 cm/s. Das Geschwindigkeitsprofil der mittleren Schicht der Messung ist in Abbildung (11.26f) dargestellt. Sie zeigt im Vergleich zu den anderen Messungen wenig Schwankungen im Profil. Zudem weist sie ein symmetrisches Verhalten der Flanken auf.

### 11.1.23. Geschwindigkeit 7: 1,3 L/h

Die siebte Messung wurde mit einer konstanten Geschwindigkeit von 1,3 L/h im System durchgeführt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (42) hinterlegt. Zur Erhöhung des  $SNR$  wurde die Messung mit 4 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 41 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das  $FOV$  und die Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 12,3$  mm.

In den Abbildungen (11.25a11.25b) sind die dreidimensionalen Geschwindigkeitsprofile der beiden Exemplarschichten für innerhalb der Stenose (Schicht 1) und außerhalb des Stenosenbereichs (Schicht 35) dargestellt. Die mittlere Geschwindigkeit der Messung beträgt  $0,19 \pm 0,01$  cm/s. Zusätzlich wurde die maximal aufgetretene Geschwindigkeit zu 0,93 cm/s bestimmt. In Abbildung



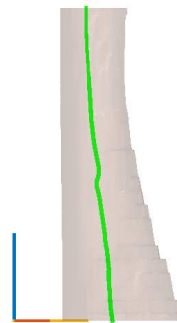
**Abbildung 11.15.:** Die aus den Messdaten rekonstruierte Geometrie des achtstufigen Stenosenmodells ist auf der linken Seite dargestellt. Die dazugehörigen zweidimensionalen Geschwindigkeitsprofile für die Schichten 1 und 24 sind auf der rechten Seite zu sehen. Das obere Profil liegt innerhalb der Stenose und das untere Profil zeigt den normalisierten Fluss. Der blaue Pfeil zeigt die Fließrichtung an.

(11.27a) wird das zweidimensionale Geschwindigkeitsprofil der Messung gezeigt. Die Flanken sind flacher als bei den Messungen zuvor.

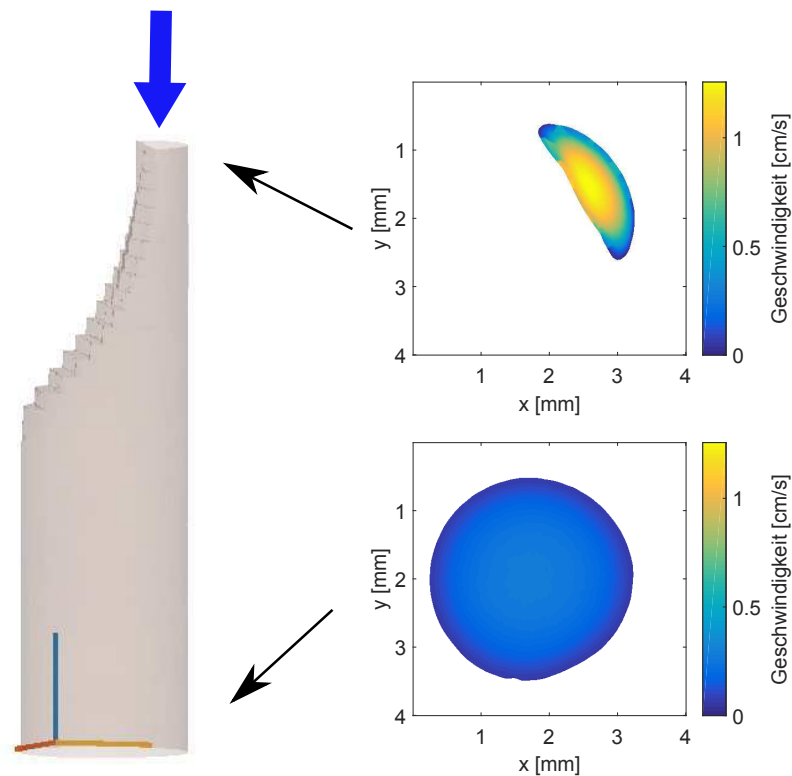
#### 11.1.24. Geschwindigkeit 8: 1,67 L/h

Die achte Messung wurde mit einer konstanten Geschwindigkeit von 1,67 L/h im System durchgeführt. Die dazugehörigen Messdaten sind unter dem Link (43) hinterlegt. Zur Erhöhung des *SNR* wurde die Messung mit 4 Akquisitionen aufgenommen. Die Messung besteht aus 47 Einzelschichten und mit den in Kapitel (11.1) eingeführten Größen für das *FOV* und die Schichtdicke führt dies zu einem Gesamtvolumen von  $4 \times 4 \times 14,1$  mm.

In den Abbildungen (11.25c,11.25d) sind die dreidimensionalen Geschwindigkeitsprofile der Messung dargestellt. Die Schichten liegen innerhalb der Stenose (Schicht 3) und außerhalb der Stenose (Schicht 35). Aus den Messdaten konnte die mittlere Geschwindigkeit über alle Schichten zu  $0,12 \pm 0,07$  cm/s berechnet werden. Die in dieser Messung maximal auftretende Geschwindigkeit beträgt 0,65 cm/s. Das zweidimensionale Geschwindigkeitsprofil der mittleren Schicht der Messung zeigt asymmetrische Flankenanstiege in der linken Abbildung (11.27b).



**Abbildung 11.16.:** Die rekonstruierte Geometrie des Stenosenmodells 8 ist grau dargestellt. Die grüne Linie zeigt die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten innerhalb der Geometrie an.

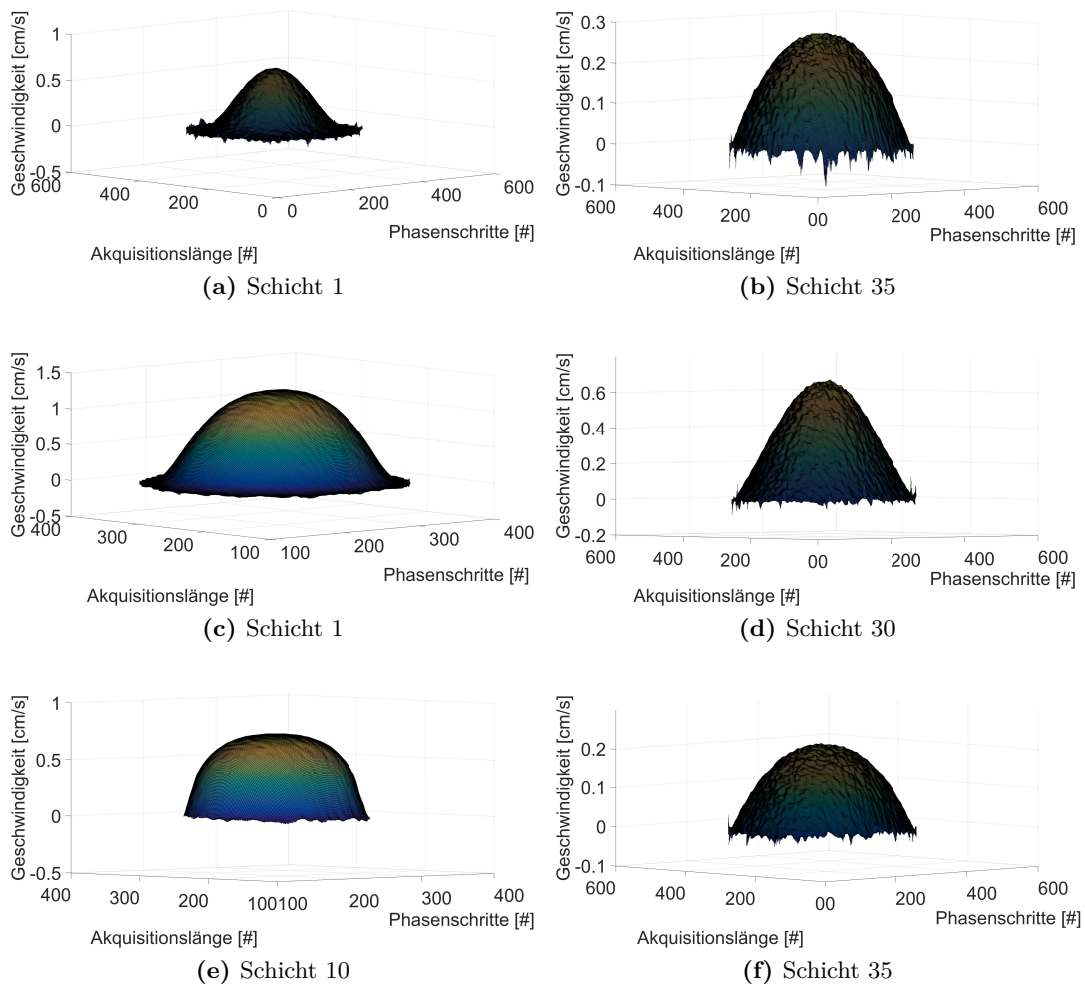


**Abbildung 11.17.:** Die aus den Messdaten rekonstruierte Geometrie des neunten Stenosenmodells ist auf der linken Seite dargestellt. Die dazugehörigen zweidimensionalen Geschwindigkeitsprofile für die Schichten 1 und 35 sind auf der rechten Seite zu sehen. Das obere Profil liegt innerhalb der Stenose und das untere Profil zeigt den normalisierten Fluss. Der blaue Pfeil zeigt die Fließrichtung an.

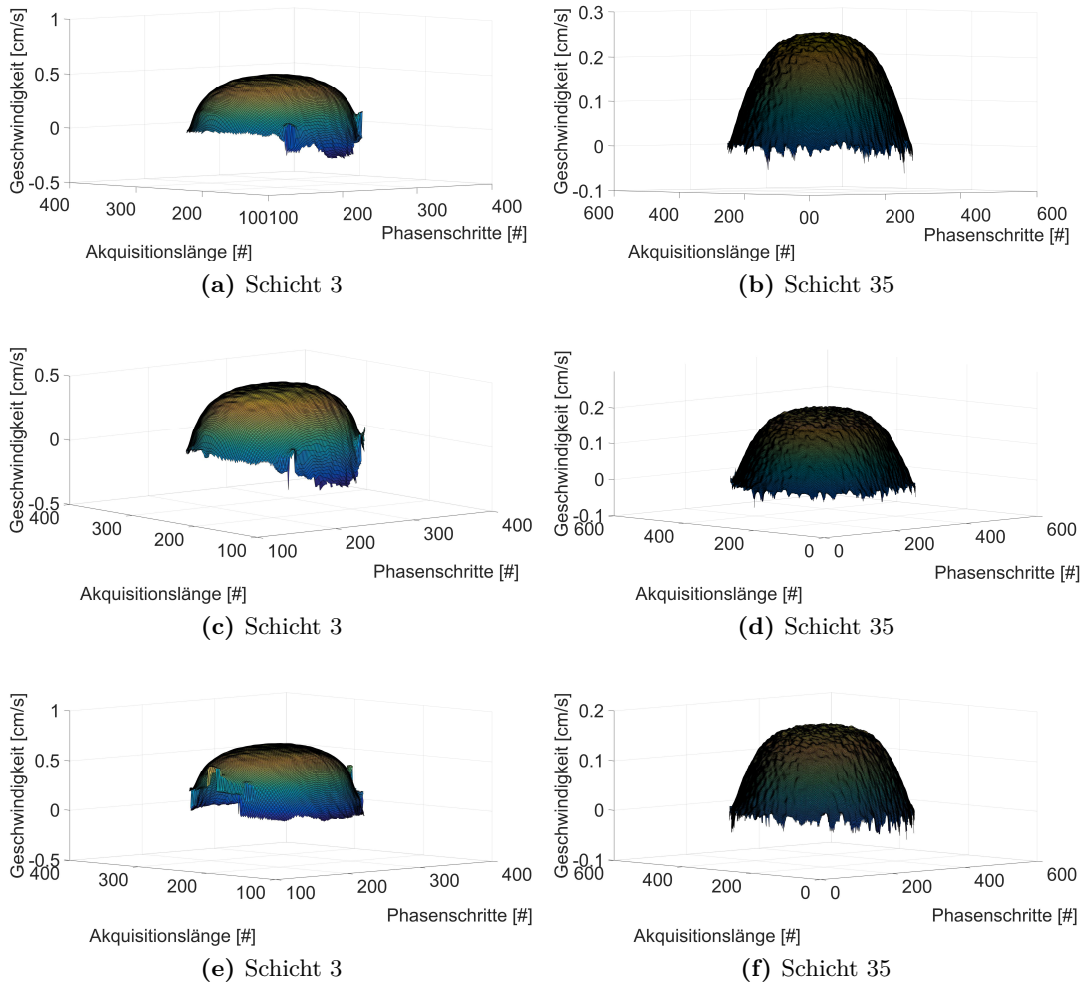
## 11. Nicht-Newton'sche Flüssigkeiten



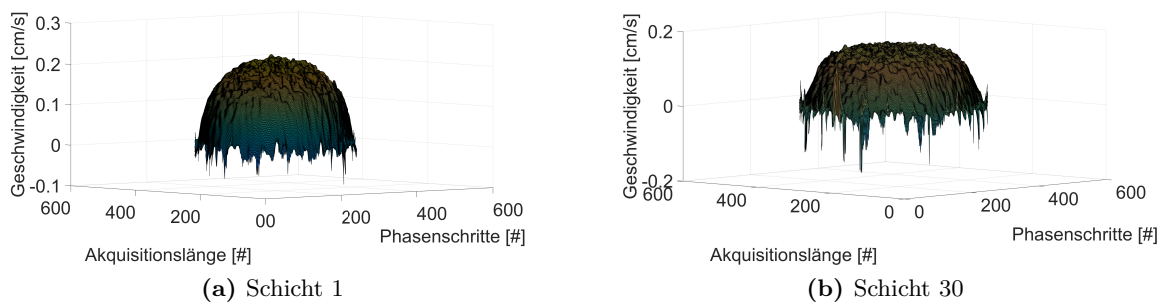
**Abbildung 11.18.:** Die rekonstruierte Geometrie des Stenosenmodells 9 ist grau dargestellt. Die grüne Linie zeigt die Positionen der Geschwindigkeitsmaxima der einzelnen Schichten innerhalb der Geometrie an.



**Abbildung 11.19.:** Dreidimensionale Darstellung des Geschwindigkeitsprofils im Bereich der Stenose und dem Ende des Modells der Konzentrationsmessung 75 mg (obere Reihe), 100 mg (mittlere Reihe) und 250 mg (untere Reihe) pro Liter.



**Abbildung 11.20.:** Dreidimensionale Darstellung des Geschwindigkeitsprofils im Bereich der Stenose und dem Ende des Modells der Konzentrationsmessung 400 mg (obere Reihe), 550 mg (mittlere Reihe) und 700 mg (untere Reihe) pro Liter.



**Abbildung 11.21.:** Dreidimensionale Darstellung des Geschwindigkeitsprofils im Bereich der Stenose und dem Ende des Modells der Konzentrationsmessung 1000 mg pro Liter .

11. Nicht-Newton'sche Flüssigkeiten

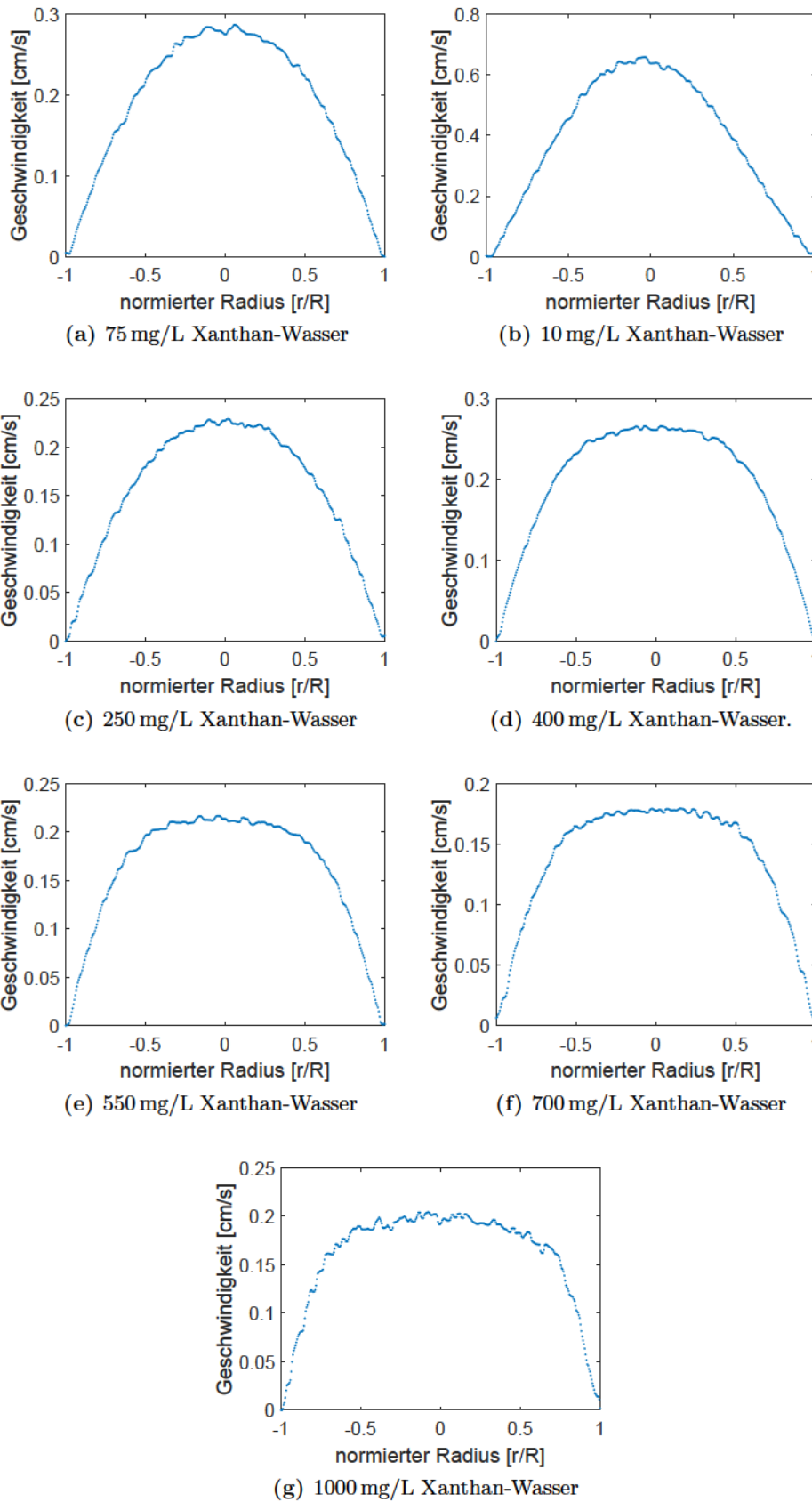
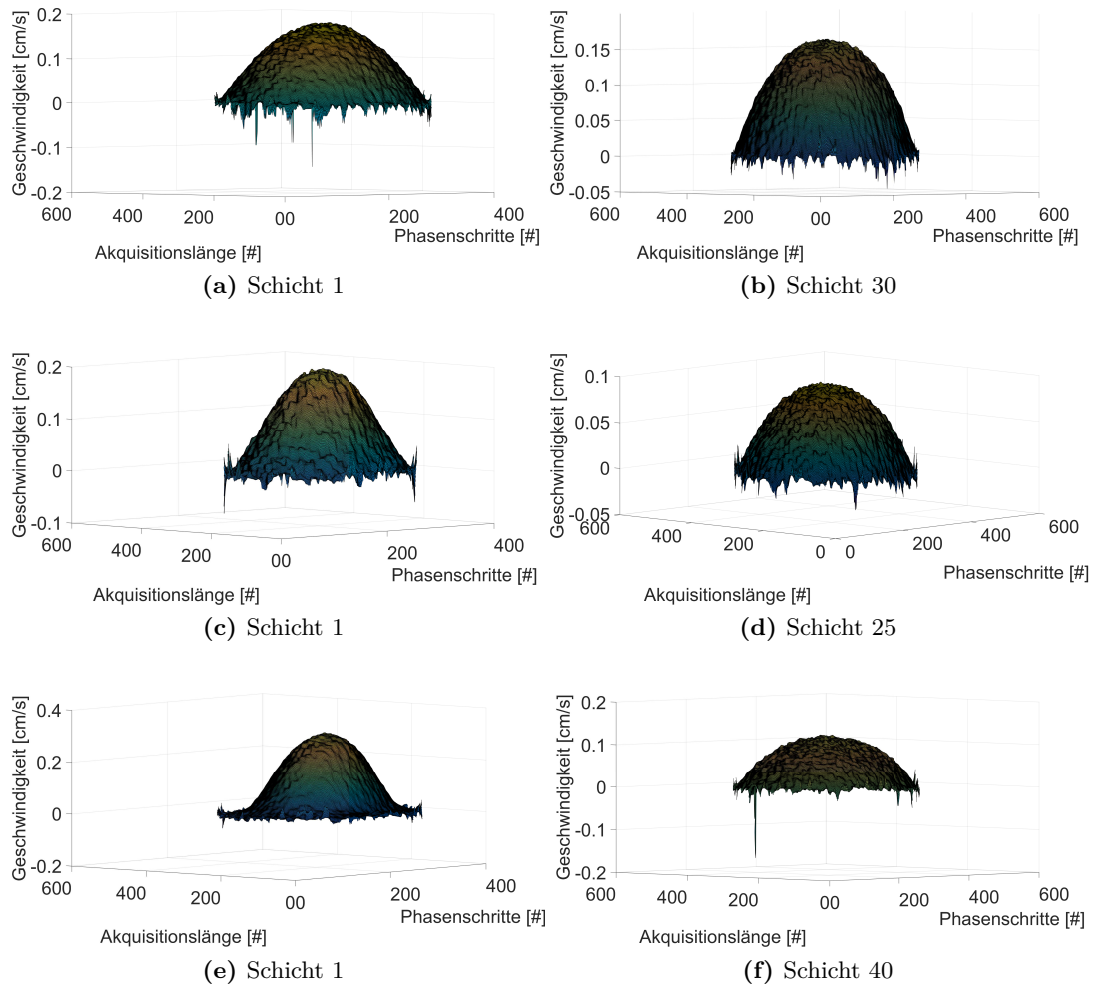
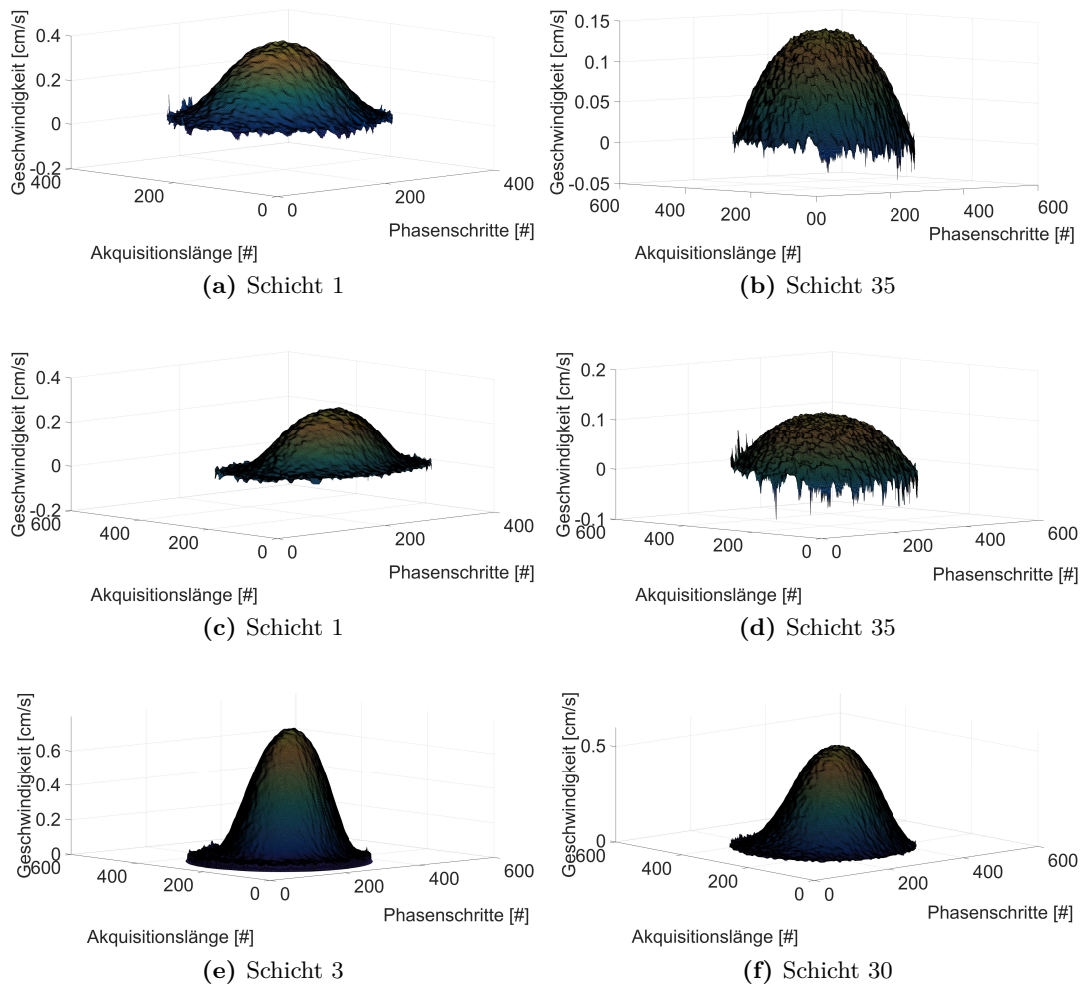


Abbildung 11.22.: Darstellung der 2D-Querschnitte durch das normierte Geschwindigkeitsprofil gegen den normierten Radius der Konzentrationsmessung von 75 mg - 1000 mg Xanthan pro Liter Wasser dargestellt.

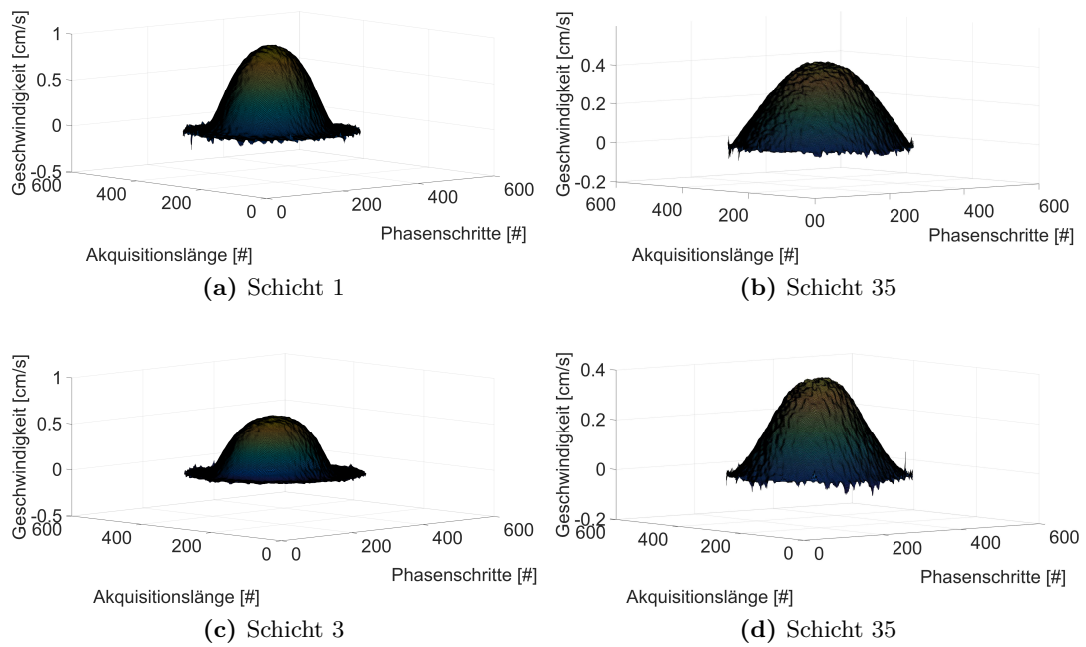


**Abbildung 11.23.:** Dreidimensionale Darstellung des Geschwindigkeitsprofils im Bereich der Stenose und dem Ende des Modells für die Messung bei einer Flussgeschwindigkeit von 0,1 L/h (obere Reihe), 0,2 L/h (mittlere Reihe) und 0,3 L/h (untere Reihe). .

11. Nicht-Newton'sche Flüssigkeiten



**Abbildung 11.24.:** Dreidimensionale Darstellung des Geschwindigkeitsprofils im Bereich der Stenose und dem Ende des Modells für die Messung bei einer Flussgeschwindigkeit von 0,5 L/h (obere Reihe), 0,75 L/h (mittlere Reihe) und 0,97 L/h (untere Reihe).



**Abbildung 11.25.:** Dreidimensionale Darstellung des Geschwindigkeitsprofils im Bereich der Stenose und dem Ende des Modells für die Messung bei einer Flussgeschwindigkeit von 1,3 L/h (obere Reihe) und 1,67 L/h (untere Reihe). .

11. Nicht-Newton'sche Flüssigkeiten

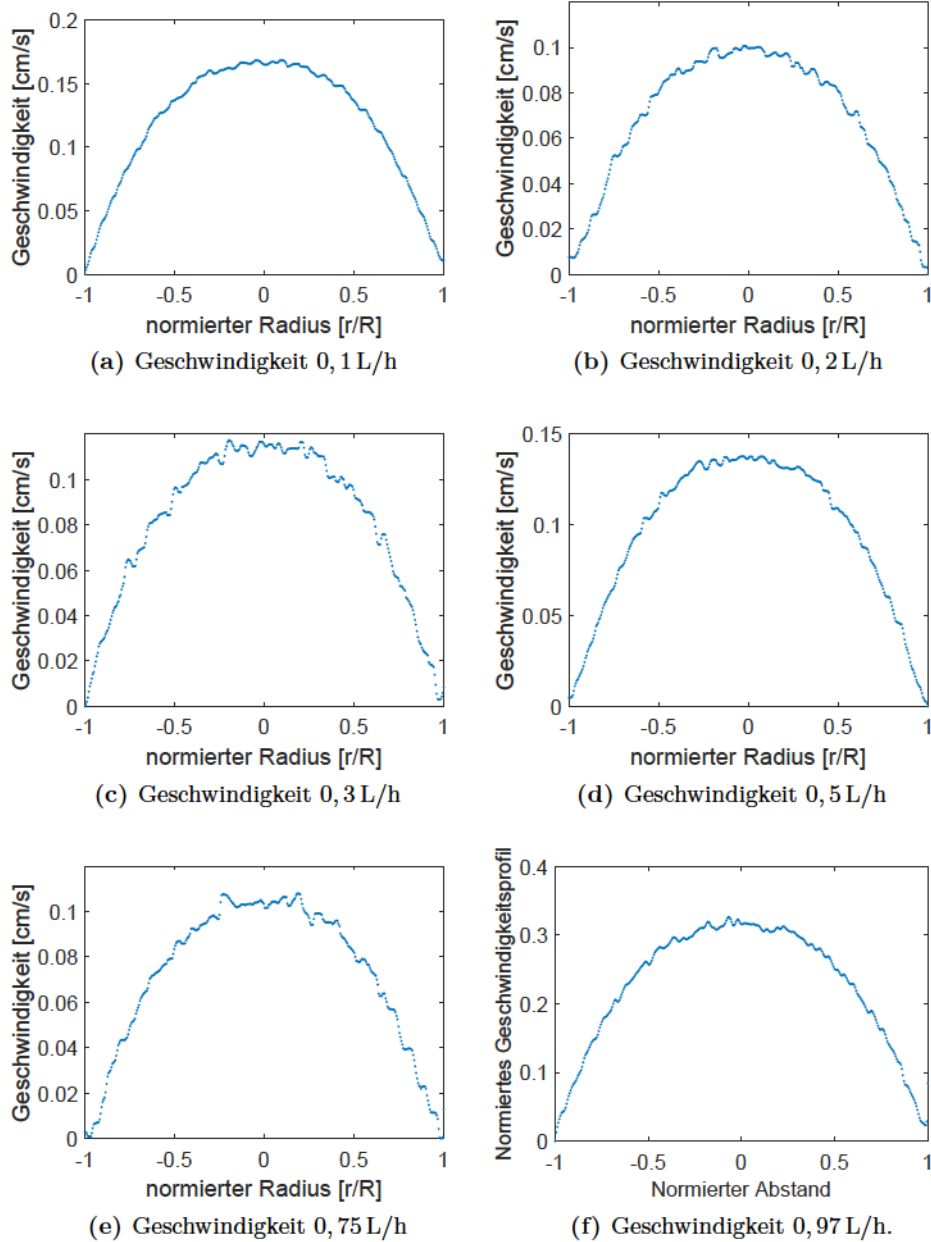
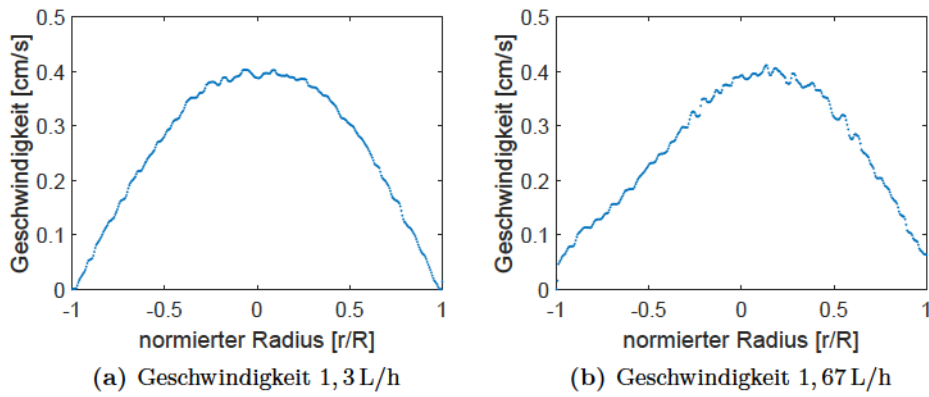


Abbildung 11.26.: Darstellung der 2D-Querschnitte des normierten Geschwindigkeitsprofils gegen den normierten Radius der Geschwindigkeitsmessungen bei einer Flussmessung von 0,1 L/h - 0,97 L/h dargestellt.



**Abbildung 11.27.:** Darstellung der 2D-Querschnitt des normierten Geschwindigkeitsprofils gegen den normierten Radius der Geschwindigkeitsmessungen bei einer Flussgeschwindigkeit von 1,3 L/h und 1,67 L/h dargestellt.



## 12. Distanzbestimmung der Sichtbarkeit einer Störung im Strömungsprofil

In diesem Kapitel werden die unterschiedlichen Modellsysteme, Aneurysma- und Stenosenmodelle unter dem Einfluss einer konstanten Strömung untersucht. Diese werden mit dem theoretischen Profil einer Potenzflüssigkeit verglichen, um Aussagen über die Länge der Sichtbarkeit der Strömungsänderung bei einer Störung des normalen Flusses treffen zu können.

### 12.1. Berechnung der Normalisierungsdistanz

Ein wichtiger Parameter für die Simulation, aber auch für ein tieferes Verständnis der Auswirkungen einer Gefäßveränderung, ist die Distanz bei der sich die Flüssigkeit wieder einem ungestörten Profil angenähert hat. Dabei sollte die Distanz unabhängig der Form der Veränderung und durch das Potenzgesetz beschrieben werden können. Das reale Strömungsprofil in einem runden Gefäß unterscheidet sich nach einer Störung im Gefäßmodell deutlich zum theoretisch berechneten Strömungsprofil einer laminaren Strömung. Um den Unterschied zu quantifizieren und daraus die charakteristische Länge der Sichtbarkeit der Störung im Profil zu bestimmen wird die Funktion

$$r_{rms} = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{i=1}^N (v_{exp} - v_{theo})^2} \quad (12.1)$$

eingeführt. Hierbei entspricht  $v_{exp}$  dem Geschwindigkeitsprofil der aufgenommenen Messung,  $v_{theo}$  ist das theoretisch bestimmte Profil für ein Potenzfluid und  $N$  gibt die Anzahl der aufgenommenen Messpunkte an. Das Geschwindigkeitsprofil der Messung wird dazu für jede Schicht extrahiert, um dies mit dem theoretischen Profil der Gleichung (9.7) zu vergleichen. Der Fluss gleicht die Störungen nach einer kurzen Distanz, hier Normalisierungsdistanz genannt, aus und nähert sich dem idealen Profil eines Potenzfluids wieder an. Diese Distanz ist abhängig von der Stärke der Störung, von der Flüssigkeitsart, der Flussgeschwindigkeit und dem Stenosengrad. Die Umsetzung ist im Anhang unter (C) zu finden. Das Auswerteprogramm ist unter dem Link (7) zu finden.

### 12.2. Normalisierungsdistanz für newtonsche Flüssigkeit

Als Flüssigkeit für die Messungen mit newtonscher Flüssigkeit wurde Wasser gewählt. Es besitzt einen Exponenten im Potenzgesetz von  $n = 1$  und eine Viskosität von 1 mPas. Zur Bestimmung der Normalisierungsdistanz wird ein einfacher exponentieller Abfall über die Gleichung

$$f(x) = a \cdot \exp(-b \cdot x) + d \quad (12.2)$$

als Fitfunktion angenommen. Der Parameter  $a$  gibt den Schnittpunkt mit der y-Achse, hier die Abweichung der Profile, an. Eine mögliche Verschiebung der Funktion um die x-Achse

## 12. Distanzbestimmung der Sichtbarkeit einer Störung im Strömungsprofil

wird durch den Parameter  $d$  ausgeglichen. Der entscheidende Parameter ist jedoch die inverse Normalisierungsdistanz  $b$ . Die Fitfunktion wird für alle folgenden Messreihen verwendet.

### 12.2.1. Exzentrisches Stenosenmodell 1

Zur Bestimmung der Normalisierungsdistanz für das erste exzentrische Stenosenmodell (Stenose Nr. 6) besteht der Datensatz aus 104 Einzelschichten. Die Details zur Messreihe sind im Kapitel (10.3) beschrieben. Die Messdaten sind unter dem Link (14) zu finden. Das Stenosenmodell weist einen Grad von 20% auf. Aus dem Abfall der Abweichung in Abbildung (12.1) konnte eine

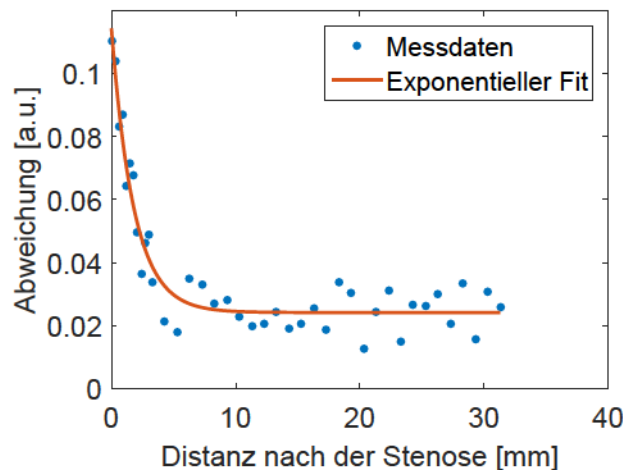


Abbildung 12.1.: Darstellung der Normalisierungsdistanz für das exzentrische Modell 1

Normalisierungslänge mit Hilfe der Ausgleichsrechnung aus Gleichung (12.2) von  $1,81 \pm 0,46$  mm bestimmt werden.

### 12.2.2. Exzentrisches Stenosenmodell 2

Bei dem zweiten exzentrischen Modell (Stenose Nr. 1) besteht die Distanzmessung aus einem Datensatz von 64 Einzelschichten. Weitere Informationen zur Messung sind im Kapitel (10.4) beschrieben. Die Messdaten sind unter dem Link (15) abgelegt. Das Stenosenmodell weist einen Grad von 50% auf. Aus dem Abfall der Abweichung in Abbildung (12.2) konnte über die Gleichung (12.2) die Normalisierungslänge von  $3,58 \pm 0,49$  mm bestimmt werden.

### 12.2.3. Exzentrisches Stenosenmodell 3

Zur Analyse der Normalisierungsdistanz des dritten Stenosenmodells (Stenose Nr. 9) besteht der Datensatz aus 54 Einzelschichten. Zusätzliche Informationen zur Messreihe sind im Kapitel (10.5) aufgeführt. Die Messdaten sind unter dem Link (16) zu finden. Das Stenosenmodell weist einen Grad von 80% auf. In dem Datensatz der Abweichung, das in Abbildung (12.3) dargestellt ist, zeigt sich keine eindeutige Sättigung des Flussprofils zum idealen Profil hin. Es kann so nur eine Abschätzung der Normalisierungslänge von  $16,5 \pm 0,3$  mm bestimmt werden. Sie gibt den Zeitpunkt an, indem die maximale Abweichung um den Wert von  $1/e$  abgenommen hat. Zur Überprüfung wurde ein Fit durch die x-Achse vorgenommen. Für die Normalisierungsdistanz gilt so  $22,4 \pm 3,7$  mm.

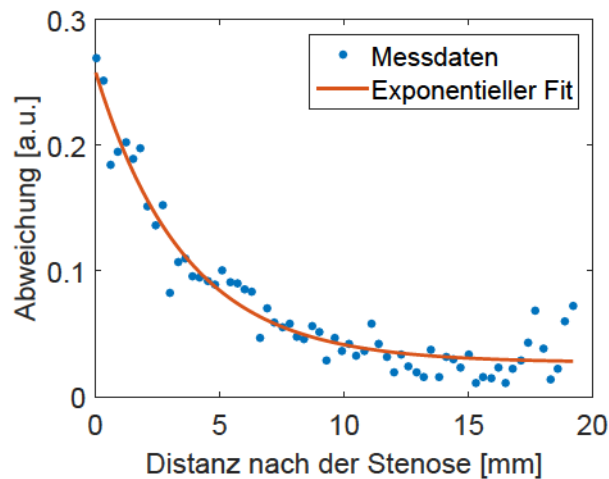


Abbildung 12.2.: Darstellung der Normalisierungsdistanz für das exzentrische Modell 2

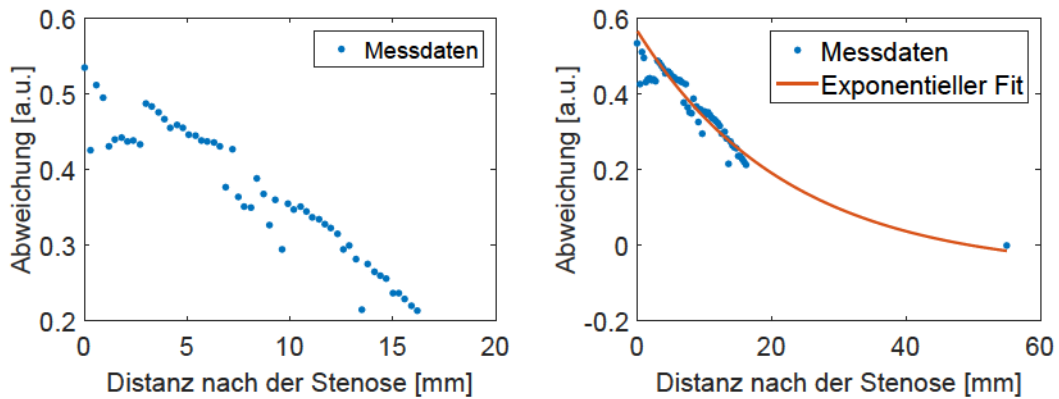


Abbildung 12.3.: Darstellung der Normalisierungsdistanz für das exzentrische Modell 3, die Sättigung der Abweichung tritt nicht im aufgenommenen Bereich ein.

#### 12.2.4. Konzentrisches Stenosenmodell 1

Zur Analyse der Normalisierungsdistanz besteht der Datensatz des ersten konzentrischen Modells (Stenose Nr. 7) aus 39 Einzelschichten. Die Parameter der Messreihe sind im Kapitel (10.6) dargestellt. Die Messdaten sind unter dem Link (17) hinterlegt. Das Stenosenmodell weist einen Grad von 45% auf. Aus dem Abfall der Abweichung in Abbildung (12.4) konnte per Ausgleichsrechnung mit der Gleichung (12.2) eine Normalisierungslänge von  $5,08 \pm 3,25$  mm bestimmt werden.

#### 12.2.5. Konzentrisches Stenosenmodell 2

Für das zweite konzentrische Stenosenmodell (Stenose Nr. 5) besteht der Datensatz aus 22 Einzelschichten. Weitere Daten der Messreihe sind im Kapitel (10.7) zu finden. Die Messdaten sind unter dem Link (18) zu finden. Stenosenmodell weist einen Grad von 75% auf. Aus dem Abfall der Abweichung in Abbildung (12.5) mittels Fit der Gleichung (12.2) konnte eine Normalisierungslänge von  $2,24 \pm 1,55$  mm bestimmt werden.

## 12. Distanzbestimmung der Sichtbarkeit einer Störung im Strömungsprofil

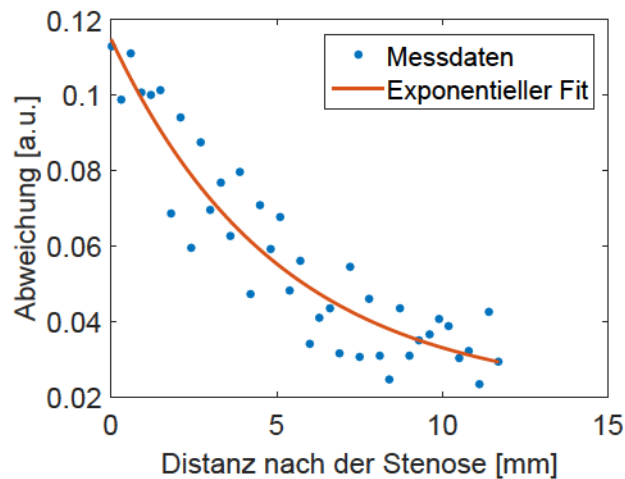


Abbildung 12.4.: Darstellung der Normalisierungsdistanz für das konzentrische Modell 1

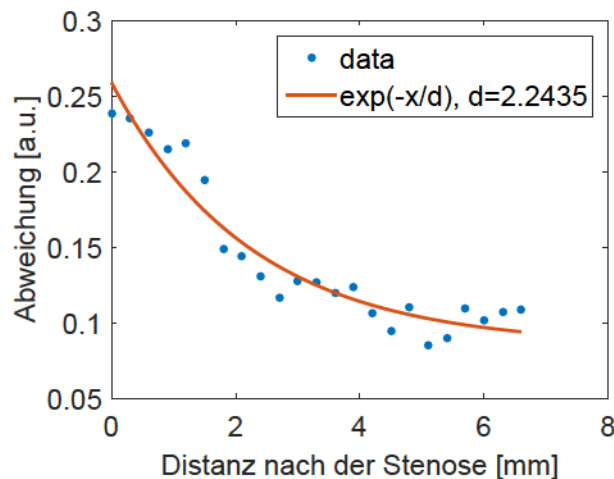


Abbildung 12.5.: Darstellung der Normalisierungsdistanz für das konzentrische Modell 2

## 12.3. Normalisierungsdistanz für nicht-newtonsche Flüssigkeit

### 12.3.1. Stenosengradabhängigkeit der Distanz

Für die Stenosengradabhängigkeit wurde die Xanthan-Mischung verwendet, die bei der Betrachtung als Potenzflüssigkeit einen Exponenten von  $n = 0,64$  aufweist. Zudem hat sie eine Viskosität von  $\eta = 5,8 \text{ mPas}$  im Viskositätsbereich bis  $100 \text{ s}^{-1}$ . Die Messung wurde mit der Phasenkontrastmethode aufgenommen und währenddessen betrug die Flussgeschwindigkeit  $0,5 \text{ L/h}$ . Die Messdaten sind hinterlegt in den Links ([25](#),[26](#),[20](#),[24](#),[22](#),[28](#),[23](#)). Das dazugehörige Programm ist unter dem Link ([8](#)) zu finden.

Angepasst an die Messdaten wird ein exponentieller Verlauf der Normalisierungslänge angenommen. Wie intuitiv zu erwarten ist, wird bei höherem Stenosengrad die Strecke bis zur Normalisierung des Flusses länger. Es zeigt sich jedoch ebenfalls, dass im Rahmen der hier aufgenommenen Modelle, nahezu keinerlei Unterschiede bei der Länge zwischen exzentrischen und konzentrischen Modellen besteht. Es ist zu beachten, dass für die 85% Grad Messung eine deutlich höhere Distanz erreicht wird. Zur möglichen Beschreibung des Verlaufes der Normalisierungslänge wur-

de eine exponentielle Ausgleichsrechnung durchgeführt, um so einen Zusammenhang zwischen Stenosengrad und Normalisierungslänge zu erfassen. Sie wird in zwei Bereiche unterteilt. Der erste Bereich beinhaltet alle Messungen, außer der letzten und der zweite Bereiche beinhaltet die gesamte Messreihe. Die Ausgleichsrechnung beträgt somit

$$L(\text{Grad}) = (4,49 \pm 4,38) \cdot \exp((-0,91 \pm 0,55/\text{Grad}) \tag{12.3}$$

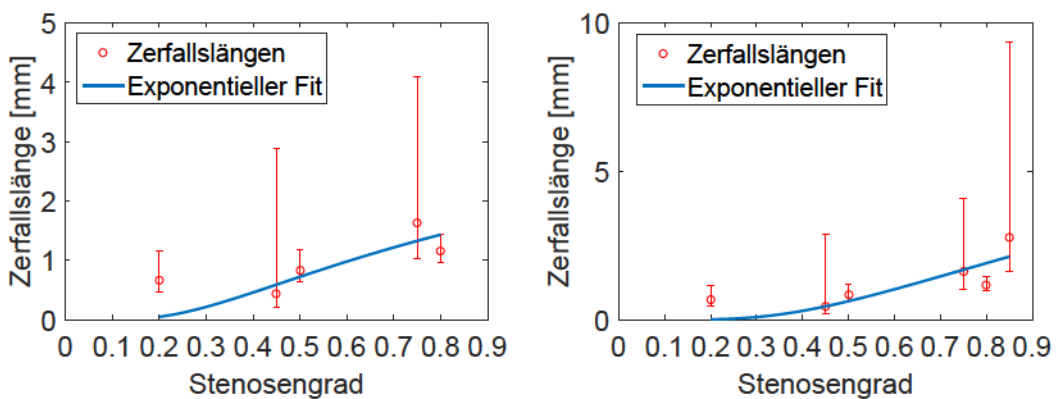
$$L(\text{Grad}_{\text{ges}}) = (13,10 \pm 11,42) \cdot \exp((-1,54 \pm 1,35/\text{Grad}_{\text{ges}}) \tag{12.4}$$

Zur allgemeinen Übersicht werden die resultierenden Ergebnisse in Tabelle (12.1) aufgetragen.

Stenosengrad	Exz./Konz.	Norm.- Länge [mm]	Fehler [mm]
0		0	0
0,2	Exz.	0,66	0,50
0,45	Konz.	0,43	0,23
0,50	Exz.	0,83	0,36
0,75	Konz.	1,49	0,42
0,75	Exz.	1,63	0,61
0,80	Exz.	1,16	0,28
0,85	Exz.	2,76	1,14

**Tabelle 12.1.:** Übersicht der Normalisierungslänge in Abhängigkeit des Stenosengrades und dessen Fehler. Die Messung des größten Stenosengrades ist abgetrennt, da dieser stark von den anderen Distanzen abweicht. Dies wird im Weiteren berücksichtigt.

In Abbildung (12.6) sind die resultierenden Ergebnisse der Messreihe inklusive der durchgeführten Ausgleichsrechnung dargestellt. Es ist zu beachten, dass die Ausgleichsrechnung empirisch



**Abbildung 12.6.:** Darstellung der Normalisierungsdistanz in Abhängigkeit des Stenosengrades bei fester Flüssigkeit und Geschwindigkeit.

bestimmt worden ist und daher noch weiter geprüft bzw. auf ein Modell basierend ausgewählt werden müsste, um allgemein gültige Aussagen treffen zu können. So dient sie als gute Orientierung um eine Abschätzung des Verlaufs zu ermöglichen.

### 12.3.2. Viskositätsabhängigkeit der Distanz

Zur Bestimmung der Viskositätsabhängigkeit der Normalisierungsdistanz wurden die Xanthan-Wasser-Mischungen aus Kapitel (9.3.2) verwendet. Die Messdaten sind hinterlegt in den Links (29,31,32,34,35). Sie wurden dazu in dem konzentrischen Stenosenmodell mit einem Stenosengrad von 70% gemessen. Bei der Stenosengradabhängigkeit wurde nur der Exponent des Potenzgesetzes bestimmt. Um die Viskosität zu bestimmen wurde die Scherrate mit Hilfe der Gleichung (9.8) berechnet um aus diesem die gesuchte Viskosität zu berechnen. Es ist zu beachten, dass dazu stets der Maximalwert der Scherrate am Rand des Gefäßes angenommen wird. Dies ist möglich da dieser immer im Viskositätsbereich, der durch das Potenzgesetz gegeben ist, gelegen ist.

Aus den Messreihen kann ein exponentieller Verlauf zwischen der Viskosität/dem inversen Exponenten und der Zerfallslänge bestimmt werden. Es zeigt sich, dass je viskoser die Flüssigkeit desto kürzer wird die Normalisierungsdistanz. Anschaulich bedeutet dies, dass der Widerstand gegenüber den Scherkräften zunimmt.

Es ergeben sich somit die folgenden Gleichungen der Ausgleichsrechnung

$$L(n_{inv}) = (0,08 \pm 0,09) \cdot \exp((3,58 \pm 2,45)/n_{inv}) \quad (12.5)$$

$$L(\eta) = (0,32 \pm 0,23) \cdot \exp((3,22 \pm 2,31) \frac{1}{\text{mPas}} / \eta)$$

In Tabelle (12.2) sind die resultierenden Größen aufgeführt.

Konz. [mg/L]	n	Scherrate [1/s]	Vis [mPas]	Norm.-Länge [mm]	Fehler [mm]
0	1	64	1,00	7,80	0,30
75	0,94	65	1,61	2,35	0,58
250	0,76	70	2,86	1,13	0,20
400	0,51	79	6,64	0,51	0,10
700	0,43	86	10,22	0,74	0,44
1000	0,32	86	10,39	0	0

**Tabelle 12.2.:** Übersicht der Normalisierungslänge in Abhängigkeit der unterschiedlich viskosen Xanthanmischungen und der Fehler der Länge.

In Abbildung (12.7) sind die bestimmten Zerfallslängen gegen die Viskosität bzw. den inversen Exponenten des Potenzgesetzes aufgetragen. Zudem sind die Ausgleichsrechnungen markiert.

### 12.3.3. Flussgeschwindigkeitsabhängigkeit der Distanz

Zur Bestimmung der Normalisierungslänge bei unterschiedlichen Flussgeschwindigkeiten wurden diese variiert. Die genutzte Flüssigkeit war die 250 mg Xanthan auf 1 L Wasser im konzentrischen Modell mit einem Stenosengrad von 70%. Die Messdaten sind hinterlegt in den Links (36,37,38,39,40,41,42,43). Bei der Bestimmung der Flüssigkeit als Potenzfluid ist der Exponent im Potenzgesetz  $n = 0,64$ . Zudem hat sie eine Viskosität von  $\eta = 5,8 \text{ mPas}$  im Viskositätsbereich bis  $100 \text{ s}^{-1}$ .

Im Gegensatz zu den Abhängigkeiten zuvor, scheint ein quadratischer Zusammenhang zwischen der Flussgeschwindigkeit und der Normalisierungsdistanz zu bestehen. Es ist auch zu beobachten,

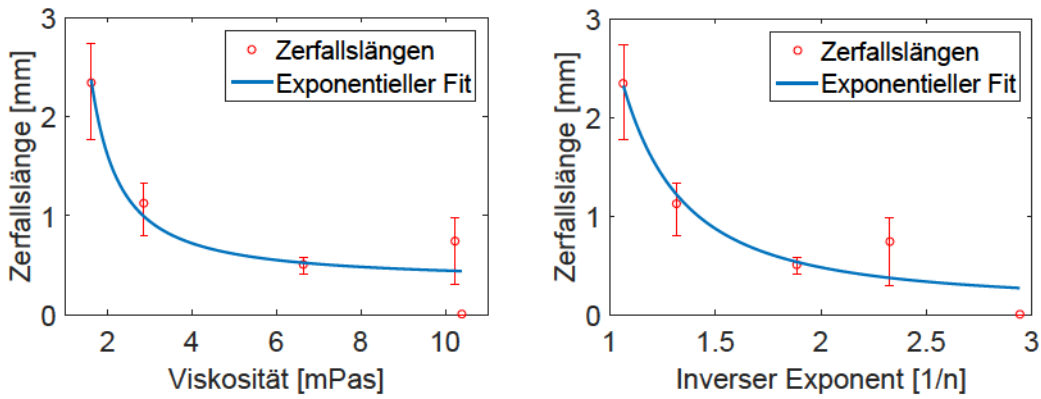


Abbildung 12.7.: Darstellung der Normalisierungsdistanz in Abhängigkeit der Viskosität (links) und dem inversen Exponenten (rechts).

dass analog zur Messreihe der Distanz in Abhängigkeit der Stenose, die letzten beiden Geschwindigkeiten stärker von den zuvor bestimmten Distanzen abweichen. Dazu wurden zwei Ausgleichsrechnungen durchgeführt. Die erste beinhaltet die Messreihen außer 1,3 L/h und 1,67 L/h alle anderen und bei der zweiten Ausgleichsrechnung werden diese ebenfalls berücksichtigt. Aus der quadratischen Ausgleichsrechnung ergibt sich folgender Zusammenhang für die beiden Fälle:

$$L(Grad) = ((1,18 \pm 1,65)/L^2/h^2) \cdot Grad^2 + ((-2,91 \pm 2,54)/L/h) \cdot Grad \quad (12.6)$$

$$L(Grad_{ges}) = ((2,43 \pm 1,10)/L^2/h^2) \cdot Grad_{ges}^2 + ((-2,10 \pm 1,51)/L/h) \cdot Grad_{ges} \quad (12.7)$$

Die resultierenden Ergebnisse der Messung sind in Tabelle (12.3) dargestellt.

Flussrate [L/h]	Norm.-Länge [mm]	Fehler [mm]
0	0	0
0,10	0	0
0,20	0,94	0,48
0,30	1,70	0,62
0,50	1,13	0,80
0,75	2,73	1,57
0,97	4,10	0,81
1,30	7,2	0,3
1,67	10,2	0,3

Tabelle 12.3.: Übersicht der Normalisierungslänge in Abhängigkeit der Flussgeschwindigkeit und dessen Fehler.

In Abbildung (12.8) sind die bestimmten Normalisierungsdistanzen in Abhängigkeit der Flüssigkeitsgeschwindigkeit und die ausgeführte Ausgleichsrechnung aufgetragen.

12. Distanzbestimmung der Sichtbarkeit einer Störung im Strömungsprofil

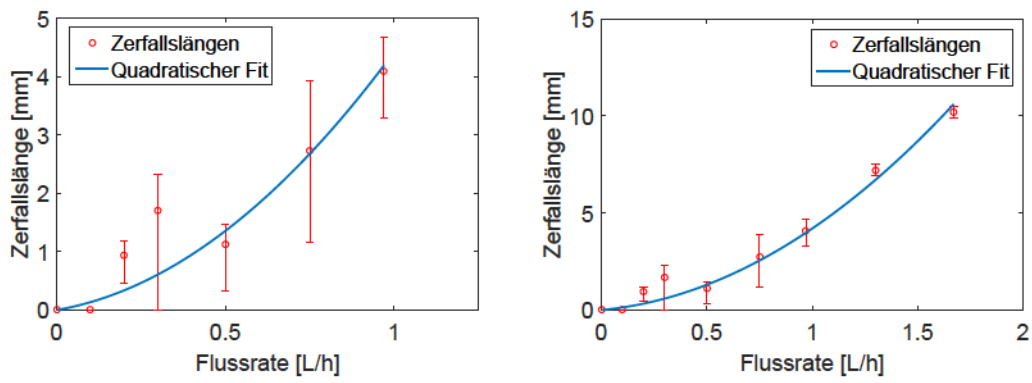


Abbildung 12.8.: Darstellung der charakteristischen Länge in Abhängigkeit der externen Flussgeschwindigkeit.

## 13. Wandscherspannung

In diesem Kapitel wird eine wesentliche Charakterisierungseigenschaft von Gefäßen beschrieben. Diese wird aus dem jeweiligen Geschwindigkeitsprofil abgeleitet und als Wandscherspannung (WSS) bezeichnet. Dabei setzt sich der Begriff aus mehreren Teilen zusammen. In der Mechanik wird unter dem Begriff Spannung die Einwirkung einer Kraft pro Fläche des Körpers und der damit einhergehenden möglichen Deformation bezeichnet. Abhängig von der Richtung der Kraft wird dabei zwischen senkrecht und tangential wirkenden Kräften unterschieden. In dieser Arbeit werden die tangential zur Fläche wirkenden Kräfte, die Schub- oder Scherspannungen, näher betrachtet. Für die Gefäßwand bedeutet dies, dass die einzelnen Schichten des Gefäßes verschoben werden. Am stärksten wirkt die Kraft direkt an der Wand des Durchflusses, der Intima. Die Stärke der Kraft ist abhängig von der Richtung und Geschwindigkeit des Flusses unmittelbar an der Wand. Durch die Strömung der Flüssigkeit und der Gefäßwand kommt es zu Reibungen und zu einer Reorientierung der Gefäßwand auf kleinstem Niveau [131, 132]. Eine Einführung in die Eigenschaften der WSS wurde von Papaioannou et al. veröffentlicht. Sie beschreiben die unterschiedlichen Aspekte der Scherspannung [133].

Es konnte bereits gezeigt werden, dass die Wandscherspannung [134, 135, 136] ein guter Indikator für eine krankhafte Veränderung des Gewebes, sowie ein Hinweis auf Schwachstellen des Gewebes bzw. für Verkalkungen liefert [137]. Ältere Studien konnten zeigen, dass das Auftreten von reduzierten Wandscherspannungen zu unbeständigen Strömungsbedingungen führte. Neben der Änderung des Fließverhaltens stehen aber auch direkt krankhafte Veränderungen des Gefäßes, wie Aneurysmen oder zusätzliche Gefäßerkrankungen wie Stenosen, mit der WSS in Verbindung [134, 135, 136, 138, 139]. Niedrige WSS scheint bei der prinzipiellen Entstehung eines Aneurysmas, als auch bei einem erhöhten Rupturrisiko eine Rolle zu spielen [135, 140, 9, 10]. Neuere Studien [141, 142] konnten ebenfalls zeigen, dass eine erhöhte Wandscherspannung ebenfalls negative Effekte und Einflüsse auf das Gefäß und das laminare Strömungsverhalten aufweist. Aus diesem Grund wird versucht eine einheitliche Theorie der WSS, die die beiden Arten zusammenfasst, zu finden [76, 143].

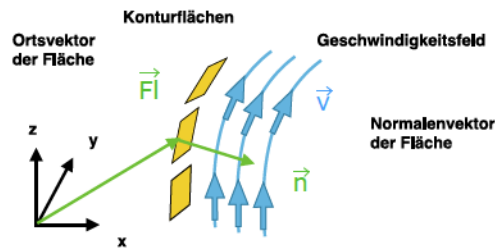
Die in dieser Arbeit hauptsächlich verwendete Pulssequenz, die Phasenkontrast-MRT, diente, wie bereits in diversen Arbeiten gezeigt werden konnte, als gute Methode zur Bestimmung der WSS [144, 145, 146, 147]. Sie bietet zusätzlich zur Invasivität bei der Aufnahme, auch eine direkte Möglichkeit orts aufgelöst das Geschwindigkeitsprofil aufzunehmen und aus dem gleichen Datensatz die dazugehörige Geometrie zu bestimmen. Die Kombination ermöglicht so eine detaillierte Berechnung der WSS auf mikroskopischer Ebene. Soulis et al. konnten in ihren Simulationen für sieben nicht-newtonsche und ein newtonsches Flüssigkeitsmodell das Verhalten in Koronalarterien bestimmen [148]. Es konnte gezeigt werden, dass bei Vergabelung in der Geometrie niedrige WSS-Werte an den äußeren Wänden auftreten.

### 13.1. Bestimmungsverfahren der WSS

Um die Wandscherspannung (WSS) zu bestimmen, wird die durch die Strömung auf die Wände wirkende Kraft benötigt. Das Geschwindigkeitsprofil  $\vec{v}(x, y, z)$  wird genutzt, um wandnah die

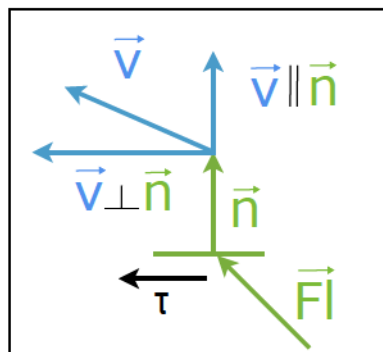
### 13. Wandscherspannung

Kräfte zu berechnen. Das 3-dimensionale Geschwindigkeitsprofil wird aus der Phasenkontrastmessung bestimmt. Um die relevante Scherspannung an der Gefäßwand zu bestimmen, wird aus den Messdaten die Geometrie erfasst und in einzelne Flächen, sogenannte Isoflächen, unterteilt. Die Wandschicht mit direktem Kontakt zur Flüssigkeit wird Intima genannt. Mit Hilfe von Matlab kann im Anschluss jeweils ein Normalenvektor  $\vec{n}$  pro erstellter Isofläche am Ort  $\vec{F}l$  erzeugt werden. Der Normalenvektor zeigt ins Innere des Gefäßes. Eine schematische Darstellung der Berechnung ist in Abbildung (13.1) abgebildet. Zur genauen Bestimmung der Scherspannung wird



(a)

#### 2D Skizze



(b)

**Abbildung 13.1.:** Schematische Darstellung der Berechnung der Wandscherspannung basierend auf Bildern von [4].

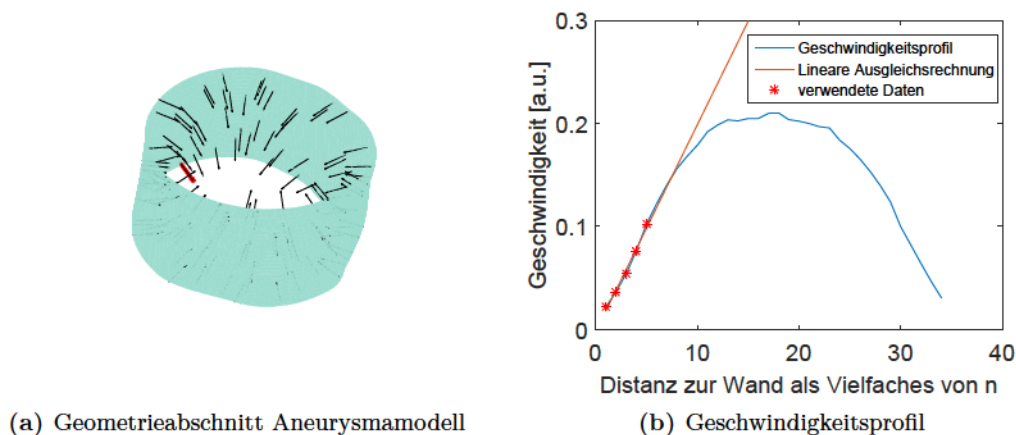
die Scherrate entlang der dazugehörigen Normalenvektoren benötigt. Für newtonsche Flüssigkeiten gilt ein linearer Zusammenhang zwischen der Scherrate und der Scherspannung mit einem festen Proportionalitätsfaktor und wurde bereits in Kapitel (9.1) beschrieben. Dieser ist eine flüssigkeitsspezifische Größe und für Wasser bereits bekannt. Die berechnete Scherrate ermöglicht im nächsten Schritt die WSS zu bestimmen. Dazu muss die Geschwindigkeitskomponente parallel zur Gefäßwand bestimmt werden, also senkrecht zum zuvor erstellten Normalenvektor. In Abbildung (13.1) ist der Vorgang im unteren Teil dargestellt. Sie wird in der Abbildung als  $\vec{v} \perp \vec{n}$  bezeichnet und kann über den folgenden Zusammenhang bestimmt werden

$$\vec{v} \perp \vec{n} = \vec{v} - (\vec{v} \parallel \vec{n}). \quad (13.1)$$

Hier gilt nun analog, dass  $\vec{v} \parallel \vec{n}$  der Anteil parallel zum Normalenvektor ist. Sie lässt sich dabei über die Gleichung

$$\vec{v} \parallel \vec{n} = \frac{\vec{v} \cdot \vec{n}}{|\vec{n}|^2} \cdot \vec{n} \quad (13.2)$$

als Projektion des jeweiligen Geschwindigkeitsvektors auf den dazugehörigen Normalenvektor verstehen. Zur Fehlerminimierung bei der Bestimmung der Scherspannung über die Scherrate wird die Spannung über einen ausgewählten Teil der jeweiligen Normalenvektoren der Messreihe berechnet. Dadurch wird die Fehleranfälligkeit bezüglich der potentiellen Ungenauigkeiten der Messdaten und der durch die Berechnung entstehende Diskretisierung entgegen gewirkt. Bei der theoretischen Betrachtung der Scherrate wird sie über einen infinitesimal kleinen Bereich direkt an der Wand berechnet. Im experimentellen Ablauf ist dies jedoch so nicht möglich und führt ebenfalls zu einer potentiellen Verfälschung der WSS, durch die eingeschränkte örtliche Aufnahme der Geometrie bzw. der Geschwindigkeit. Zusätzlich konnte gezeigt werden, dass bei der Annahme die Flüssigkeit sei eine newtonsche Flüssigkeit, dies dazu führt, dass die berechnete WSS im Vergleich zur realen WSS zu hoch ist [145, 149]. Trotz dieses Sachverhalts wird für die weitere Berechnung die Gleichung (9.1) genutzt. Die exakte Berechnung wird mit Matlab vollzogen, indem die Geschwindigkeit am Rand der Wand entlang der zuvor bestimmten Normalenvektoren der einzelnen Contourelemente bestimmt wird. Das dazugehörige Programm ist unter dem Link (9) gespeichert. Dabei ist die Strecke der zu betrachteten Geschwindigkeit stets ein Vielfaches des Normalenvektors und sollte so gewählt werden, dass sie den linearen Bereich der Geschwindigkeit beinhaltet. Eine beispielhafte Darstellung der verwendeten Norma-



**Abbildung 13.2.:** Schematische Darstellung der Berechnung des Geschwindigkeitsprofils entlang eines Normalenvektors. Auf der linken Seite ist der untere Teil der Aneurysmageometrie mit einem Teil der genutzten Normalenvektoren dargestellt. Auf der rechten Seite ist das Geschwindigkeitsprofil entlang des gewählten Normalenvektors in Abhängigkeit der ausgewählten Distanz aufgetragen. Die Sterne zeigen die verwendeten Messpunkte. Für diesen Bereich wurde eine lineare Ausgleichsrechnung durchgeführt.

lenvektoren bei gegebener Geometrie ist in der linken Seite der Abbildung (13.2) dargestellt. Dabei ist die Isokontur als grünlicher Hintergrund dargestellt und die dazugehörigen Normalenvektoren sind als schwarze Pfeile eingezeichnet. Auf der rechten Seite der Abbildung ist das Geschwindigkeitsprofil in Abhängigkeit zum Wandabstand als Vielfaches des Normalenvektors  $n$  gezeigt. Die rot markierten Punkte sind diejenigen Punkte, die auf dem Vielfachen des Normalenvektors liegen und sollten den linearen Bereich der Geschwindigkeit nicht verlassen.

### 13. Wandscherspannung

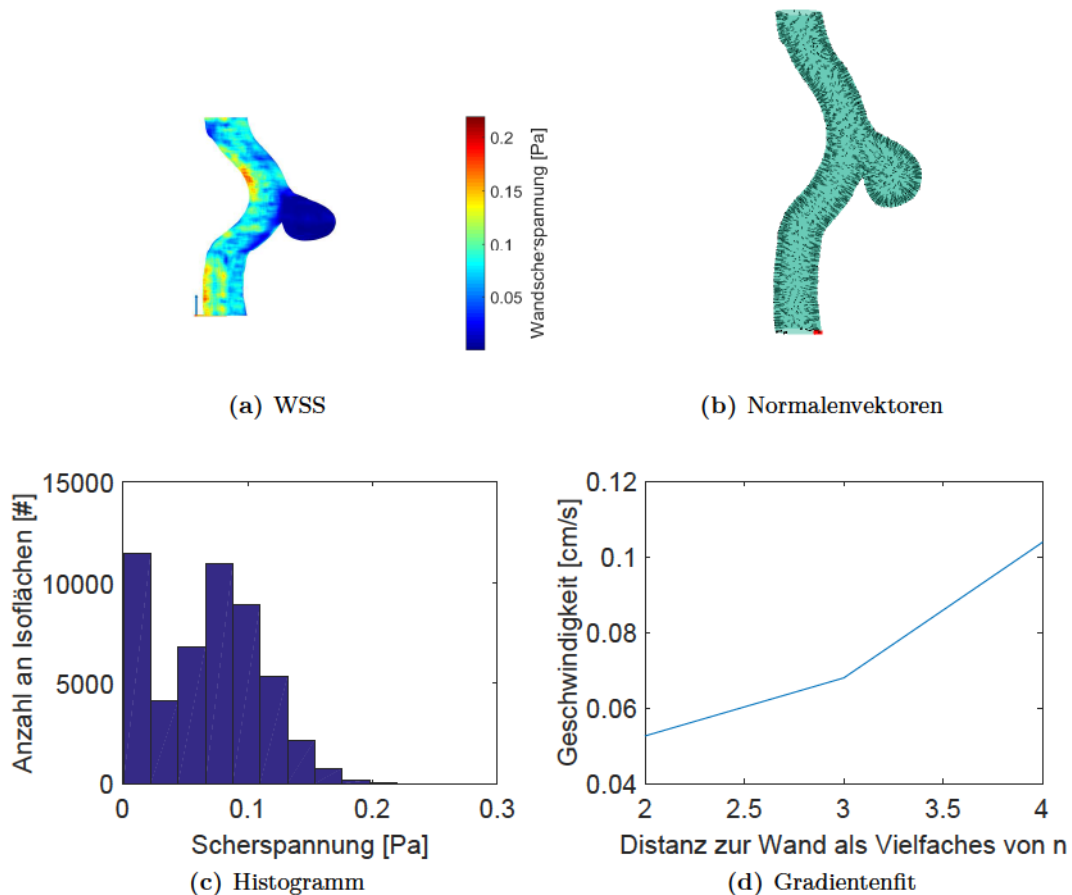
Die grüne Linie zeigt die durchgeführte lineare Regression zur Scherratenbestimmung. Nach der linearen Regression kann die Steigung und die dynamische Viskosität der Probe genutzt werden, um die Wandscherspannung zu berechnen. Es ist dabei zu beachten, dass durch Vereinfachung in Form der linearen Regression die Werte der WSS einen zusätzlichen Fehler beinhalten [150]. Die WSS wird in Abhängigkeit ihrer Stärke auf die Isokonturen farblich aufgetragen. Zur Fehlerminimierung wird zudem ein Mittelwertfilter über die acht nächsten Nachbarn gemittelt.

## 13.2. Generisches Aneurysmamodell

Für die WSS-Berechnung wurde aus den zuvor bestimmten Geschwindigkeitsfeldern die Geometrie rekonstruiert. Die Details zur Messung sind im Abschnitt (10.8) dargestellt, die Messdaten sind unter dem Link (19) gespeichert. Zur Vermeidung von potentiellen Artefakten wurde die Geometrie mit einem Glättungskern von  $[9, 9, 9]$  bearbeitet. Es sind 53310 Isoflächen mit Normalenvektoren erzeugt worden, für die die WSS berechnet wird. Die rekonstruierte Geometrie und eine exemplarische Anzahl an Normalenvektoren ist in Abbildung (13.3b) dargestellt. Für die Berechnung der WSS entlang der Normalenvektoren wurden eine Länge von 4 Gitterpunkte gewählt, dies entspricht einer realen Distanz von  $281 \mu\text{m}$ . Der Verlauf für den Beispielnormalenvektor (rot, am unteren Ende der Geometrie) ist in Abbildung (13.3d) gegeben. Aus den Ergebnissen kann so die WSS für das Aneurysmamodell berechnet werden und sind in Abbildung (13.3a) visualisiert. Es zeigt sich, dass im Aneurysmabereich nur eine sehr geringe WSS zu beobachten ist. Es gibt zwei Maximabereiche, am Anfang des Knicks und am Ende des Knicks. An diesen Punkten trifft das Wasser auf die Wand, was zu einer Erhöhung der Wandscherspannung führt. Zudem führt dies dazu, dass die WSS-Werte für die gegenüberliegenden Wand der Knicke im Vergleich zur umliegenden Wand reduziert sind. In Abbildung (13.3c) ist ein Histogramm aller auftretenden WSS-Werte zu finden, es zeigt sich, dass das Maximum der Verteilung im Bereich  $0,13 < \text{WSS} < 0,26 \text{ Pa}$  liegt. Insgesamt liegen 77% der Werte unterhalb  $< 0,26 \text{ Pa}$ .

## 13.3. Exzentrisches Stenosenmodell 1

In diesem Abschnitt wird das erste exzentrische Stenosenmodell aus Kapitel (10.3) auf die Wandscherspannung untersucht. Die Daten sind unter dem Link (14) gespeichert. Aus dem zuvor erzeugten dreidimensionalen Geschwindigkeitsfeld wurde die Wandscherspannung zur rekonstruierten Geometrie berechnet. Für die Berechnung wurde über den Normalenvektor am Rand der Geometrie über 15 Gitterpunkte gemittelt, dies entspricht einer realen Distanz von  $117 \mu\text{m}$ . Das Ergebnis ist in Abbildung (13.4d) gezeigt. Die Geometrie wurde mit einem Glättungsalgorithmus bearbeitet um sicherzustellen, dass die möglichen Artefakte bei der Normalenberechnung minimiert werden. Es wurde ein  $[9, 9, 9]$ -Kernel zur Glättung verwendet. Dazu wurden insgesamt 93232 Isoflächen, sowie deren zugehörige Normalenvektoren erzeugt. Das Resultat der rekonstruierten Geometrie und exemplarischer Anzahl von Normalenvektoren ist in Abbildung (13.4b) visualisiert. Die berechnete WSS für die Geometrie ist in Abbildung (13.4a) visualisiert. Die Abbildung zeigt eine Erhöhung der WSS auf der Stenosenenseite und direkt gegenüber. In Abbildung (13.4c) sind alle berechneten WSS der Geometrie in einem Histogramm aufgetragen. Es ist zu sehen, dass die niedrigen  $\text{WSS} < 0,29 \text{ Pa}$  bereits einen Anteil von 59% aufweisen und der Anteil der höheren Werten stark abfällt.

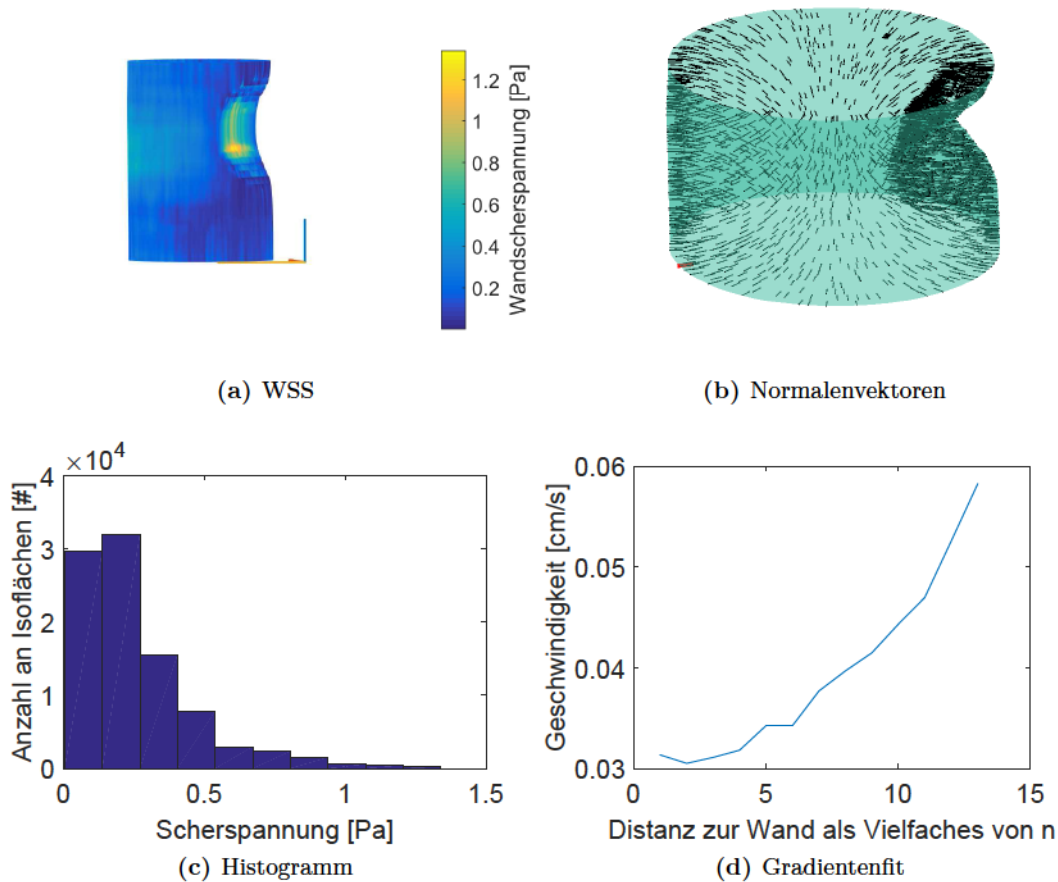


**Abbildung 13.3.:** Darstellung der WSS Ergebnisse für das generisch erzeugte Aneurysmamodell. Links oben ist die rekonstruierte Geometrie und die berechneten Werte für die WSS gezeigt. Rechts oben zeigt die rekonstruierte Geometrie und ein Teil der verwendeten Normalenvektoren. Links unten zeigt das Histogramm über die gesamte Geometrie. Rechts unten zeigt das Flussverhalten für den Beispielnormalenvektor.

## 13.4. Exzentrisches Stenosenmodell 2

Im Weiteren wird das exzentrische Stenosenmodell 2 aus Kapitel (10.4) auf Wandscherspannung untersucht. Die Daten sind unter dem Link (15) gespeichert. Aus dem bereits bestimmten Geschwindigkeitsfeld wird für die rekonstruierte Geometrie die WSS bestimmt. Dazu wurde die Geometrie zuerst mit einem Glättungskern der Dimension  $[9, 9, 9]$  bearbeitet. Dies dient dazu, mögliche scharfe Kanten in der Geometrie zu minimieren, die sonst eine Verfälschung der Normalenvektoren bedingen könnten. Die Geometrie wurde so aus 189696 einzelnen Isoflächen rekonstruiert. Damit wird die WSS ebenfalls für so viele Flächen berechnet. Das Ergebnis ist in Abbildung (13.5b) zu finden. Für die eigentliche Berechnung wird über 15 Gitterpunkte des Normalenvektors der Gradient ausgelesen, dies entspricht  $117 \mu\text{m}$ . Das Ergebnis für ein Beispielnormalenvektor (unteres Ende der Geometrie) ist in Abbildung (13.5d) aufgetragen. In Abbildung (13.5a) ist die Geometrie mit den berechneten WSS-Werten gezeigt. Wie zu erwarten, befindet sich das Maximum der WSS-Werte direkt an der engsten Stelle der Stenose. Eine weitere leichte Erhöhung befindet sich schräg gegenüber der Engstelle. Ein Histogramm aller WSS-Werte ist in Abbildung (13.5c) dargestellt. Es zeigt sich, dass 85 % der Werte unterhalb  $< 0,70 \text{ Pa}$  liegen

### 13. Wandscherspannung

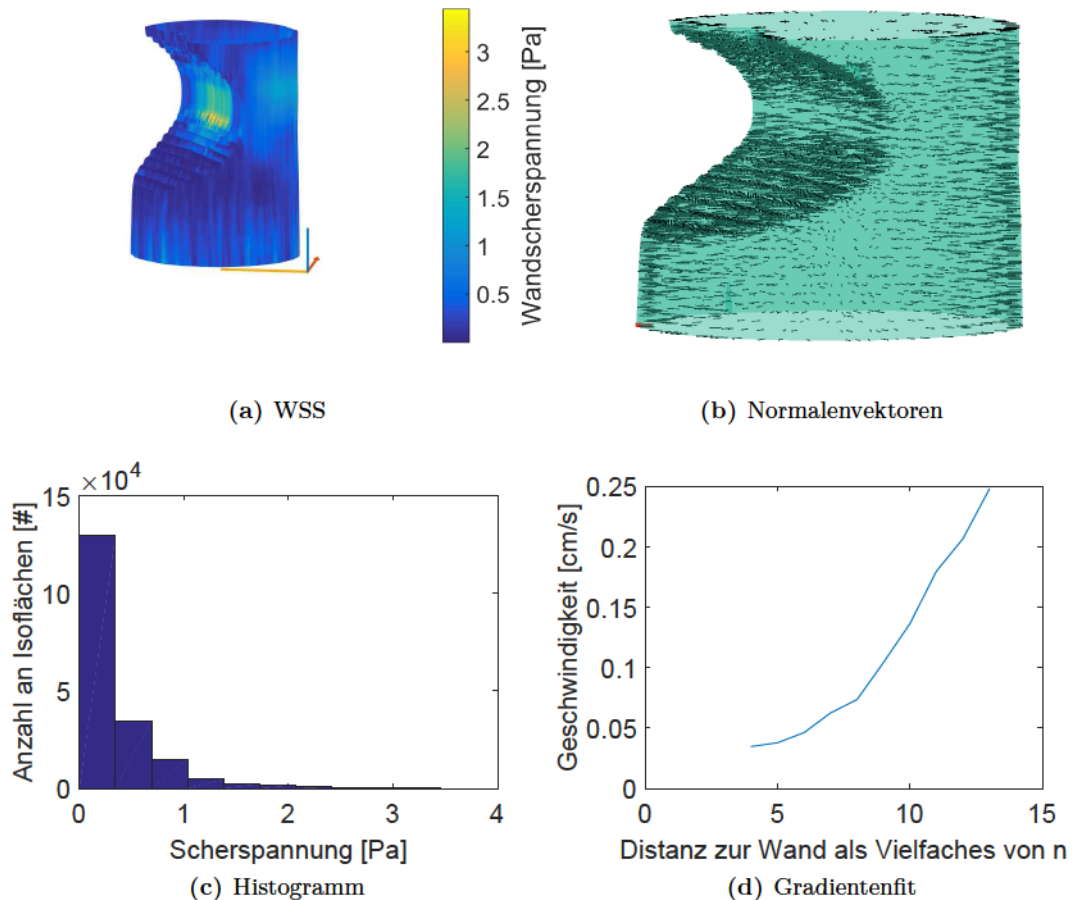


**Abbildung 13.4.:** Darstellung der WSS Ergebnisse für das exzentrische Stenosenmodell 1. Links oben ist die rekonstruierte Geometrie und die berechneten Werte für die WSS gezeigt. Rechts oben zeigt die rekonstruierte Geometrie und ein Teil der verwendeten Normalenvektoren, sowie den Beispielnormalenvektor in rot. Links unten zeigt das Histogramm über die gesamte Geometrie. Rechts unten zeigt das Flussverhalten für den Beispielnormalenvektor.

und bereits 68 % unterhalb von  $< 0,35$  Pa. Bei dieser Geometrie fallen die Werte im Histogramm schneller ab als im ersten exzentrischen Modell.

### 13.5. Exzentrisches Stenosenmodell 3

In diesem Abschnitt wird das Stenosenmodell 3 aus Kapitel (10.5) auf seine Wandeigenschaften untersucht. Die Daten sind unter dem Link (16) gespeichert. Aus dem bereits bestimmten Geschwindigkeitsfeld wird die WSS bestimmt. Dazu wird die Geometrie mittels  $[9, 9, 9]$ -Kern geglättet und rekonstruiert um mögliche Artefakte der Normalenvektoren zu minimieren. Die Geometrie wurde aus insgesamt 215677 einzelnen Isoflächen rekonstruiert, für jede dieser Fläche wird die WSS bestimmt. Die rekonstruierte Geometrie inklusive exemplarischer Normalenvektoren ist in Abbildung (13.6b) dargestellt. Zur Bestimmung der Strömung wird über 15 Gitterpunkte am Rand der Geometrie der Fluss bestimmt, dies entspricht  $117 \mu\text{m}$ . Das Resultat für ein ausgewählten Normalenvektor ist in Abbildung (13.6d) gezeigt. Die Geometrie und die zuvor berechneten Wandscherspannungen sind in Abbildung (13.6a) zusammen aufgetragen.



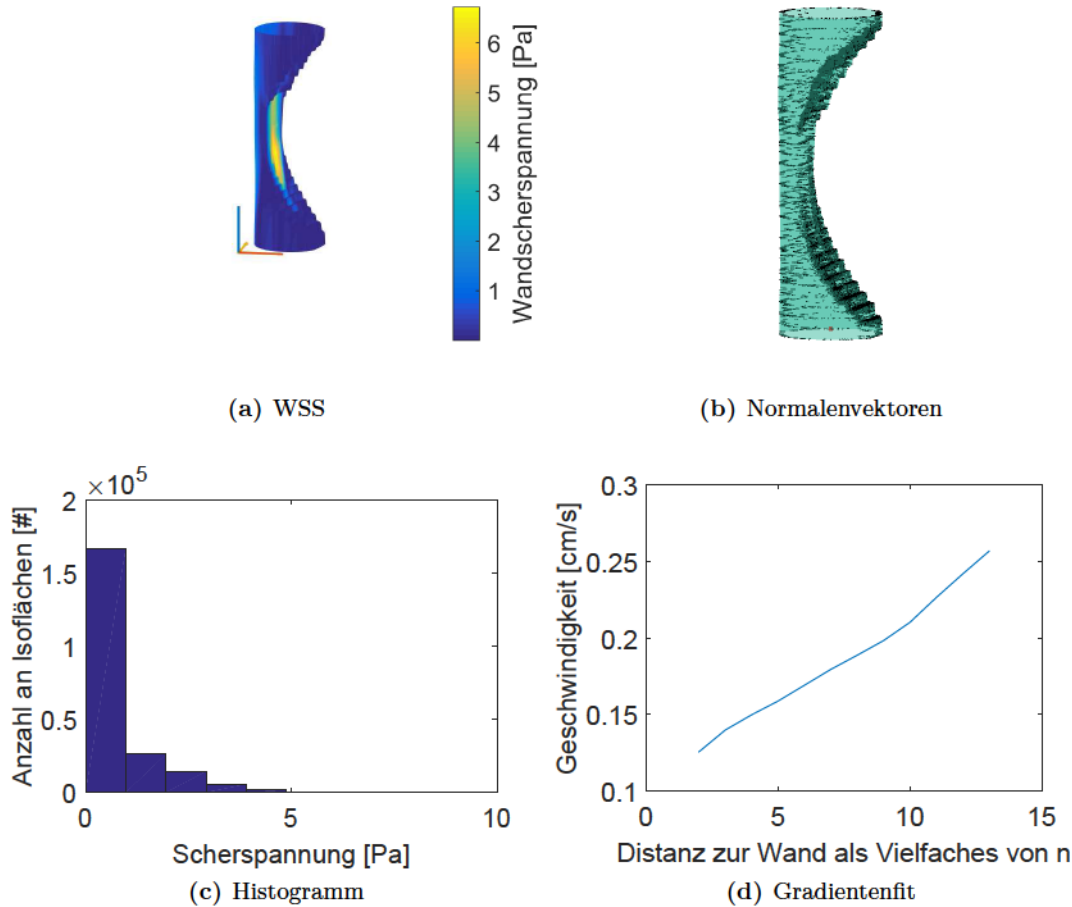
**Abbildung 13.5.:** Darstellung der WSS Ergebnisse für das exzentrische Stenosenmodell 2. Links oben ist die rekonstruierte Geometrie und die berechneten Werte für die WSS gezeigt. Rechts oben zeigt die rekonstruierte Geometrie und ein Teil der verwendeten Normalenvektoren, sowie der Beispielnormalenvektor in rot. Links unten zeigt das Histogramm über die gesamte Geometrie. Rechts unten zeigt das Flussverhalten für den Beispielnormalenvektor.

Der Grad der Stenose ist größer, sodass auch die WSS nochmals ansteigen. Die Maxima sind an der engsten Stelle der Stenose und schräg versetzt unterhalb auf der gegenüberliegenden Wand. Direkt hinter der Stenose sind die Werte geringer. Ein Histogramm der gesamten WSS-Werte ist in [Abbildung \(13.6c\)](#) zusammen gestellt. Es zeigt sich, dass sie ein größeres Spektrum aufweisen. Für den Bereich  $< 0,84$  Pa ist der Anteil der Werte bei 75 %, für den Bereich  $< 1,69$  Pa bereits bei 87 %.

## 13.6. Konzentrisches Stenosenmodell 1

Im Verlauf des Abschnittes wird das erste, konzentrische Stenosenmodell aus [Kapitel \(10.6\)](#) auf seine Eigenschaften bezüglich der Wandscherspannung untersucht. Die Daten sind unter dem Link [\(17\)](#) gespeichert. Dazu wird das zuvor bestimmte Geschwindigkeitsfeld verwendet. Aus den Messdaten wird die Geometrie rekonstruiert. Zur Minimierung möglicher Artefakte wird ein Glättungskern von  $[9,9,9]$  angewendet. Es ergeben sich insgesamt 135440 einzelne Isoflächen, für die die WSS berechnet wird. Die rekonstruierte Geometrie inklusive exempla-

### 13. Wandscherspannung

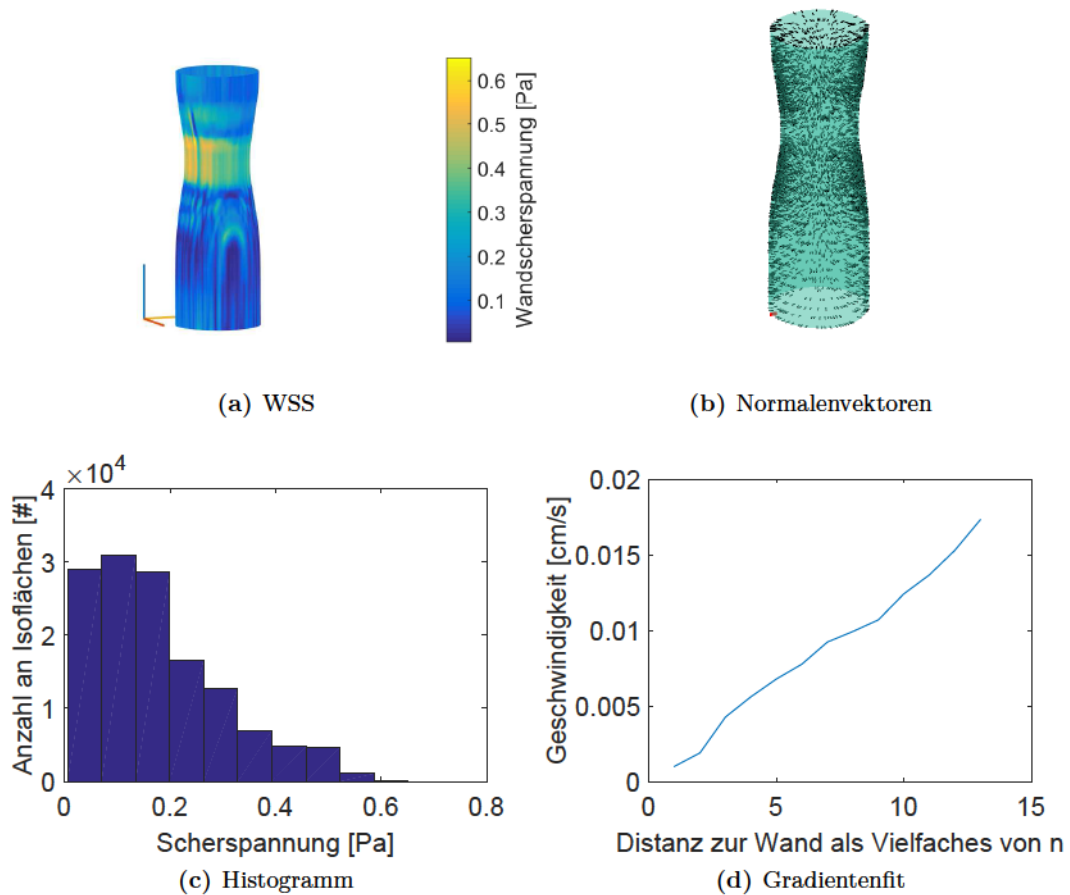


**Abbildung 13.6.:** Darstellung der WSS Ergebnisse für das exzentrische Stenosenmodell 3. Links oben ist die rekonstruierte Geometrie und die berechneten Werte für die WSS gezeigt. Rechts oben zeigt die rekonstruierte Geometrie und ein Teil der verwendeten Normalenvektoren, sowie der Beispielnormalenvektor in rot. Links unten zeigt das Histogramm über die gesamte Geometrie. Rechts unten zeigt das Flussverhalten für den Beispielnormalenvektor.

rischer Normalenvektoren ist in [Abbildung \(13.7b\)](#) dargestellt. Für die eigentliche Berechnung wurde der Normalenvektor über eine Distanz von 15 Gitterpunkte bestimmt. Dies entspricht einer realen Distanz von  $117\ \mu\text{m}$ . Das Ergebnis ist für den Beispielnormalenvektor (unteres Ende der Geometrie) in [Abbildung \(13.7d\)](#) aufgetragen. Aus den so bestimmten Daten kann im Weiteren die WSS berechnet werden. Sie ist zusammen mit der Geometrie in [Abbildung \(13.7a\)](#) visualisiert. Die einzelnen Werte der WSS sind in einem Histogramm in [Abbildung \(13.7c\)](#) zusammen gefasst. Daraus ist erkennbar, dass 63% der Werte unterhalb  $< 0,35\ \text{Pa}$  liegen und bereits 81% unterhalb von  $< 0,51\ \text{Pa}$ .

### 13.7. Konzentrisches Stenosenmodell 2

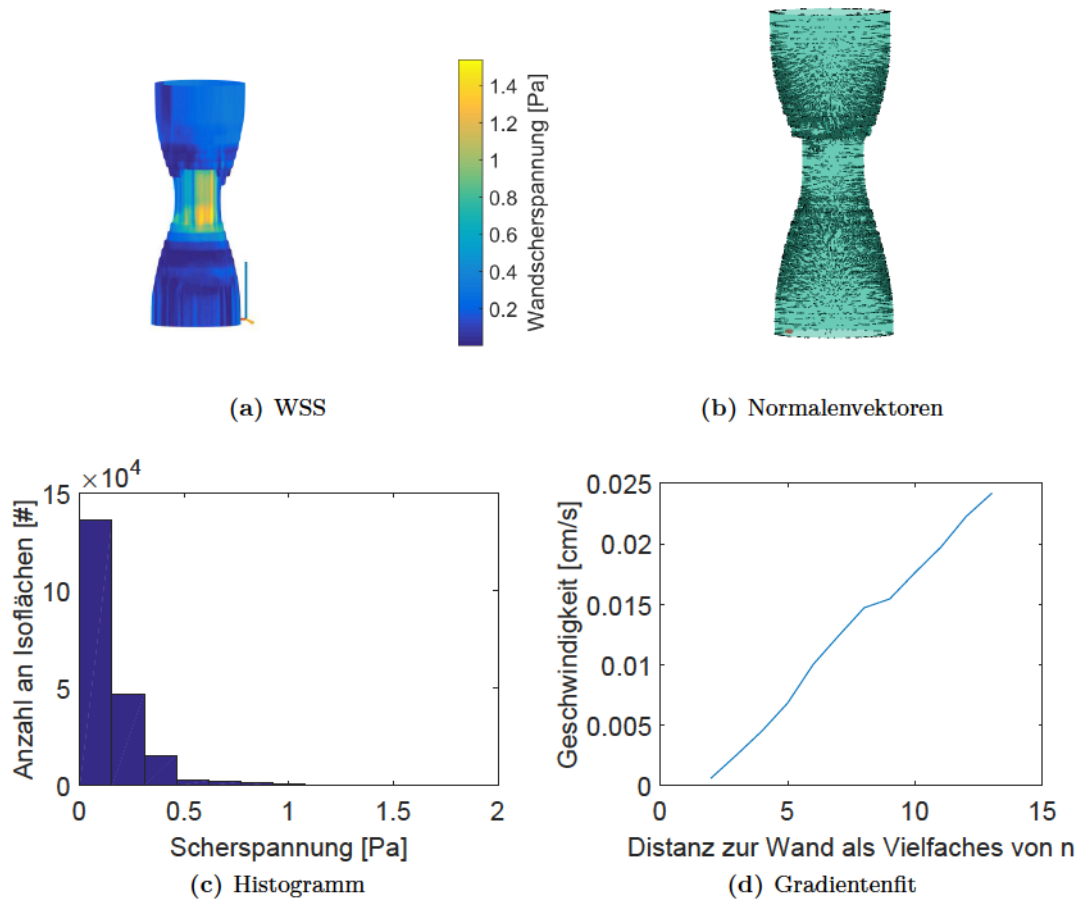
Als letztes Modell wird das zweite konzentrische Stenosenmodell auf seine Eigenschaften der WSS untersucht, das Modell ist im Kapitel [\(10.7\)](#) näher beschrieben. Die Daten sind unter dem Link [\(18\)](#) gespeichert. Aus dem Geschwindigkeitsfeld werden die weiteren Berechnungen durchgeführt. Zuerst wird mittels  $[9, 9, 9]$  Glättungskern die Geometrie aus dem Feld rekonstru-



**Abbildung 13.7.:** Darstellung der WSS Ergebnisse für das konzentrische Stenosenmodell 1. Links oben ist die rekonstruierte Geometrie und die berechneten Werte für die WSS gezeigt. Rechts oben zeigt die rekonstruierte Geometrie und ein Teil der verwendeten Normalenvektoren, sowie der Beispielnormalenvektor in rot. Links unten zeigt das Histogramm über die gesamte Geometrie. Rechts unten zeigt das Flussverhalten für den Beispielnormalenvektor.

iert. Für dieses Modell ergeben sich so 207260 einzelne Isoflächen, die die gesamte Geometrie zusammensetzen. Das Resultat der Rekonstruktion mit exemplarischen Normalenvektoren ist in Abbildung (13.8b) dargestellt. Zur Berechnung der WSS wird der Fluss entlang  $117 \mu\text{m}$  verwendet. Der Fluss entlang des roten Normalenvektors (unteres Ende der Geometrie) ist exemplarisch in Abbildung (13.8d) aufgetragen. Insgesamt ergibt sich die WSS für die gegebene Geometrie in Abbildung (13.8a). Es zeigt sich eine Erhöhung der WSS-Werte an der Verengung des Modells. Die einzelnen Werte der WSS sind in dem Histogramm aus Abbildung (13.8c) zusammen gestellt. Es zeigt sich, dass der Anteil der Werte unterhalb von  $< 0,64 \text{ Pa}$  bei 78 % liegen und für  $< 1,28 \text{ Pa}$  bereits bei 91 %.

### 13. Wandscherspannung



**Abbildung 13.8.:** Darstellung der WSS Ergebnisse für das konzentrische Stenosenmodell 2. Links oben ist die rekonstruierte Geometrie und die berechneten Werte für die WSS gezeigt. Rechts oben zeigt die rekonstruierte Geometrie und ein Teil der verwendeten Normalenvektoren, sowie der Beispielnormalenvektor in rot. Links unten zeigt das Histogramm über die gesamte Geometrie. Rechts unten zeigt das Flussverhalten für den Beispielnormalenvektor.

## 14. Zusammenfassung und Überblick

Es konnte in dieser Arbeit gezeigt werden, dass die MRI nicht nur geeignet ist, das allgemeine Strömungsverhalten in Gefäßmodellen darzustellen, sondern zeigt auch, dass die Annahme einer nicht-newtonschen Flüssigkeit als Potenzfluid bei Störungen im System sinnvoll ist. Weiterhin ist die MRI auch sehr gut geeignet, als ein komplementäres Verfahren zur Elektronenmikroskopie bei der Analyse von Gewebeproben mit Gefäßerkrankungen. Es konnte zudem eine detaillierte Analyse der Länge der Sichtbarkeit einer Störung im Flussprofil bei einer Veränderung des Gefäßes vollzogen werden. Die Untersuchungen wurden mit dem Ziel der Ausweitung der bereits gefundenen Erkenntnisse zwischen den experimentellen Daten und den dazugehörigen Simulationen als Teil der Kooperation zwischen dem Informatik Lehrstuhl 7, der experimentelle Physik 3 und dem Krankenhaus Bergmannsheil, durchgeführt. Um patientenspezifische Strömungsanalysen bei Gefäßveränderungen durchzuführen und durch die Modellierung eine Risikoabschätzung vornehmen zu können. Zusätzlich könnte gezielt eine bestimmte, an den einzelnen Patienten angepasste, Behandlungsmethode bzw. Therapie ausgewählt werden.

Die präparierten Gewebeproben von Dr. Schmitz konnten erfolgreich hochauflösend aufgenommen werden und ermöglichen so Kalzifizierungen, potentiell in vivo, zu visualisieren und mit anderen Proben zu vergleichen. Zusätzlich konnte ein Programm erstellt werden, das die Berechnung der inneren freien Fläche im Gewebe ermöglicht. Dies könnte dazu genutzt werden um mögliche Veränderungen der Gewebestruktur über einen bestimmten Zeitraum, aber auch initial zum Messzeitpunkt sichtbar zu machen. In Hinsicht auf klinische Anwendungen würde die automatisierte Bestimmung der freien Fläche, auch bereits bei niedriger Auflösung ermöglichen eine Karte für veränderte Gebiete zu erzeugen und somit eine gezielte Analyse der Risikogebiete. Zusätzlich kann die zeitliche Veränderung der Kalzifizierung erfasst werden.

Für das Strömungsverhalten wurden zuerst Messungen mit Wasser als newtonsche Flüssigkeit vorgenommen. Als Annäherung an die physiologisch relevanten Begebenheiten wurden die Messungen durch verschiedene Xanthan-Wasser-Lösungen, welche zu den nicht-newtonschen Flüssigkeiten zählen, erweitert, um sie als Blutersatzlösung zu verwenden. Die Lösungen wurden mit Hilfe eines Rheometers analysiert und mit dem Verhalten von Schweineblut verglichen.

Xanthan wurde bereits mehrfach als gut geeignetes Mittel zur Bluts substitution verwendet. Dies konnte von uns überprüft werden und bildet die Basis für die weiteren Untersuchungen an den erstellten 3D-Druckmodellen verschiedener Stenosegrade. Dazu wurden verschiedene Xanthan-Mischungen mit einer Xanthanmenge zwischen 75 mg und 1200 mg pro Liter Wasser hergestellt und mittels Rheometer, als auch mittels der Time-of-Flight-Methode der MRI auf seine Eigenschaften als Potenzfluid untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass in dem relevanten Scherbereich der Messungen (50-60 1/s) die Xanthan-Mischung ein gutes Substitut für Blut ist. Nach der Auswahl der Blutersatzlösungen wurden mit zwei Flussbildgebungssequenzen, der Time-of-Flight-Methode und der Phasenkontrastsequenz, die 3D-Strömungsprofile an verschiedene komplexe Stenosen- und Aneurysmamodelle für newtonsche und nicht-newtonsche Flüssigkeiten gemessen. Die Gefäße haben als Gefäßbahn einen runden Durchmesser, die eine theoretische Berechnung der Flussprofile ermöglicht. Diese Berechnung diente dazu, die Abweichung zwischen dem theoretisch berechneten Profil und dem gemessenen Profil zu bestimmen. Es konnte eine empirische Vorhersage in Abhängigkeit der jeweils untersuchten Größen getroffen werden, sodass für die weitere Risikoabschätzung und Simulation des Flusses diese verwendet

## 14. Zusammenfassung und Überblick

und einzelfallbasiert angewendet werden können.

Neben den bereits von Dr. Daniel Edelhoff erstellten Aneurysmamodellen wurden neue Stenosenmodelle entwickelt, die eine einseitige bzw. beidseitige Verengung aufweisen und eine weitere häufig auftretende Gefäßveränderung im menschlichen Körper. Das 3D-Geschwindigkeitsfeld dieser neuen Modelle konnte mit einer newtonschen Flüssigkeit (Wasser) als auch den hergestellten Xanthan-Mischungen sehr gut aufgenommen werden und ermöglichen so eine detaillierte Darstellung der räumlichen Entwicklung der Verschiebung des Geschwindigkeitsfeldes nach einer Veränderung, in dieser Messreihe die Verengung der Stenose. Je größer die Xanthan-Menge pro Liter Wasser gewählt wurde, konnte eine Verschiebung des newtonschen Geschwindigkeitsprofil zu einem immer stärker abgeflachten Plateau mit stark ausgeprägten Flanken beobachtet werden. Dadurch kann die Flüssigkeit näher beschrieben werden und verdeutlicht zudem, wie sich die zuvor aufgenommenen Messungen mit Wasser deutlich von den hier verwendeten Xanthan-Mischungen unterscheiden.

Um Aussagen über die möglichen Auswirkungen auf das Strömungsverhalten nach einer krankhaften Veränderung im Körper treffen zu können, werden aus den zuvor mittels Phasenkontrastmessungen aufgenommenen Daten die Geschwindigkeitsfelder bestimmt. Im Anschluss werden die Abweichungen des Flussprofils zwischen dem theoretischen Potenzgesetz und den Messdaten bestimmt, um zu überprüfen nach welcher Distanz das Strömungsverhalten sich wieder seinem Normalzustand, vor der Veränderung, angenähert hat. Weiterhin ermöglicht es eine potentielle Richtlinie, wie weit eine Simulation des Flussverhaltens in Abhängigkeit der Veränderung durchgeführt werden sollte. Diese Distanzbestimmung wurde für drei Kategorien durchgeführt. Zum einen wurde die Abhängigkeit unterschiedlicher Stenosegrade untersucht. Zudem wurde die Flussgeschwindigkeit variiert und zuletzt wurde die Konzentrationsabhängigkeit betrachtet. Es konnte ein exponentieller bzw. quadratischer Zusammenhang der untersuchten Größen empirisch festgestellt werden.

Zuletzt wurden die Stenosenmodelle und ein Aneurysmamodell auf ihre Eigenschaft der Wandspannung untersucht. Dies ist ein wichtiges Kriterium um die Veränderungen der Gefäßwand, wie Aneurysmen, besser zu verstehen als auch ein Rupturrisiko für die Bereiche mit abweichenden WSS abzuschätzen. Es konnte gezeigt werden, dass im Allgemeinen es zu stark erhöhten Werten an den Stenosenverengungen kommt, bzw. ebenfalls an der gegenüberliegenden Wand. Diese Stellen sind potentiell stark gefährdete Punkte im Gewebe, die ein erhöhtes Durchbruchrisiko aufweisen. Weiterhin sind diese Stellen anfällig für die Bildung von Aneurysmen. Im Aneurysmamodell konnte gezeigt werden, dass sich nur ein sehr geringer Anteil der Flüssigkeit im Aneurysmasack befindet. Dies könnte ein Anzeichen für eine potentiell sich bildende Thrombose bzw. Verhärtung der Wände sein. Weiterhin weisen die Stellen an denen die Flüssigkeit auftritt erhöhte WSS-Werte auf.

Zur Ausweitung der bereits gefundenen Erkenntnisse mit dem Ziel eine realitätsnähere Abbildung der Vorgänge im menschlichen Körper zu schaffen, könnten die 3D-Modelle verbessert und ergänzt werden. Dazu könnte die Innenseite der Modelle detaillierter beschichtet werden um so dem inneren echter Gefäße zu entsprechen. Dabei wäre eine Beschichtung optimal, die sich dem Fließverhalten auf kurze Zeit anpasst. Zudem könnten die Modelle noch hoch aufgelöster erzeugt werden. Zusätzlich sind auch andere Materialien, die eine sich anpassende Wand erzeugen, denkbar. Ein weiterer Punkt wäre zudem Messungen mit den Xanthan-Mischungen für die Aneurysmamodelle aus Dr. Daniel Edelhoffs Arbeit durchzuführen, um diese dann mit den Untersuchungen mit Wasser zu vergleichen. Abschließend können die in dieser Arbeit gefundenen Ergebnisse verwendet werden um die Simulationen der Kooperation mit dem Informatiklehrstuhl 7 zu ergänzen.

# A. Anhang Erläuterung der Funktionsweise der Auswerteprogramme (Matlab)

In diesem Kapitel werden die verwendeten Auswerteprogramme, die im Rahmen dieser Dissertation genutzt und entwickelt wurden, erläutert. Dazu zählt die Rekonstruktion von MRT-Bildern, als auch die Auswertung von Phasenkontrast-Messungen. Alle in dieser Form verwendeten Dateien, Klassen und Funktionen sind auf dem Lehrstuhlserver hinterlegt und können dort eingesehen werden.

Die grundlegenden Programme wurden von Dr. Daniel Edelhoff [4] und Dr. Stefan Henning [151] in ihren Arbeiten erstellt. Diese wurden in meiner Arbeit weiter entwickelt. Der Ausgangspunkt für die jeweilige Auswertung ist eine Übersichtsdatei, in der die einzelnen Funktionen und Klassen aufgerufen werden. Die Basis jeglicher Auswertung ist in der Klasse *Image2* zu finden, sie dient zugleich als Universalklasse und wird selbst oder als Teil in einer ihrer Funktionen stets benötigt. Sie ermöglicht in einer Methode die Auslese der kodierten Rohdaten, die auf dem Infinity Plus Spectrometer aufgenommen worden sind und ihrer Verarbeitung. Die Funktion ermöglicht zudem weitere Rohdatenauslesungen für diverse andere Systeme und Hersteller [152]. Die Hauptmethoden der Klasse sollen im Weiteren näher beschrieben werden. Dazu ist der Parameterruf *obj* ein grundlegender, denn er beschreibt ein Objekt der aufgerufenen Klasse. Dies ermöglicht die Speicherung der Ausgabeparameter als Objekt in die Klasse. Für die erste Initialisierung des Objekts wird nicht der spätere Klassenname verwendet, sondern der Name der Klasse an sich, also *Image2*. Im Anschluss wird jedoch stets der neue Klassenname genutzt. Im Rahmen dieses Anhangs werden nur die wichtigsten Methoden der Klasse erläutert.

## A.1. Klasse Image2

Die Klasse *Image2* bildet die Basis jeglicher Auslese und Prozessierung der Messdaten und beinhaltet zudem diverse Methoden um die Rohdaten des Varian Spektrometers auszulesen und als auslesbare Matrizen zu speichern. Zur Auswertung von reinen Bilddateien, bei denen der Frequenzraum kartesisch abgetastet worden ist, wird die Methode *GenImage* verwendet. Diese wandelt die Rohdaten in eine zweidimensionale Matrix mit Signalamplituden um. Zur Auswertung der 3D-Fourieraufnahmen wird die Methode *GenReal3D* aufgerufen.

### A.1.1. GenImage

Die Methode *GenImage* ist wie folgt aufgebaut:

$$\text{obj} = \text{GenImage}(\text{obj}, \text{filename}, \text{Zero}, \text{Base}, \text{Cut})$$

Die Eingabeparameter sind *obj*, *filename*, *Zero*, *Base* und *Cut*. Dabei wird durch *obj* ein Objekt der Klasse *Image2* erzeugt, dies wird dann als Ausgabeparameter in dem Workspace gespeichert. Unter *filename* wird der Speicherpfad der auszulesenden Rohdaten als String eingetragen. Die nächsten beiden Parameter können die Werte 0 und 1 annehmen. Eine 1 entspricht

## A. Anhang Erläuterung der Funktionsweise der Auswerteprogramme (Matlab)

einem aktiven zero-filling/Basislinienkorrektur. Bei der Übergabe einer 0, wird das zero-filling bzw. die Basislinienkorrektur nicht ausgeführt. Zuletzt wird die Schnittmaske eingegeben, dabei kann der Wert zwischen 0 und 1 gewählt werden. Eine 0 entspricht keiner Schnittmaske und eine 1 bedeutet, das jegliches Signal entfernt wird. Eine "normale CutMask" liegt zwischen 0,1 und 0,25, dies entspricht 15 % bzw. 25 % des maximalen Signals innerhalb der Schicht.

Die *Image2*-Klasse beinhaltet durch diese Methode die folgenden Eigenschaften:

- A. **Data**: Pro Schicht werden in diesem Parameter die Signalamplituden der absoluten Bildwerte in einem 2D-Array gespeichert. Je nachdem ob das zero-filling und die Basislinienkorrektur gewählt wurde, wurden die Operationen durchgeführt. Im Anschluss wurde eine 2D-FastFourierTransformation auf den k-Raum durchgeführt und durch eine Sinebell-Funktion apodisiert.
- B. **Phase**: In diesem Parameter wird die Rohphase der Messung als 2D-Array gespeichert. Sie ist gegeben als Winkel zwischen Real und Imaginärteil des Signals.
- C. **Echo**: Unter diesem Parameter werden die Frequenzrohdaten im k-Raum als komplexes 2D-Array gespeichert.
- D. **Normalized**: Normiert die zuvor unter Data gespeicherten Signalamplituden als 2D-Array, dabei wird auf das maximale Signal pro Schicht normiert.
- E. **CutMask**: In diesem Parameter wird ein 2D-Array in Abhängigkeit des Parameters *Cut* gespeichert. Er hat die gleichen Dimensionen der Daten aus *Data*. Es kommen jedoch nur Nullen und Einsen vor. Der Pixelwert wird auf Null gesetzt, falls das Signal kleiner als *Cut*·Maximalsignal der Schicht ist. Umgekehrt wird der Wert auf eins gesetzt.
- F. **Param**: In diesem Eintrag werden die wichtigsten ausgelesenen Parameter der Messung eingetragen. Dazu zählen unter anderem die Messparameter *frequency*, *echotime*, *repetitionstime*, *phasessteps*,  $\delta$ ,  $\Delta$ , *FOV* und *grad<sub>x,y,z</sub>*.
- G. Zusätzlich werden noch weitere Eigenschaften gespeichert, die in den meisten Fällen aber nicht die gleiche Relevanz wie die zuvor erwähnten Eigenschaften haben. Darunter zählen das SNR, die mittlere Signalamplitude etc., auf deren Berechnung im weiteren Verlauf der Beschreibung nicht näher eingegangen wird.

Die so erzeugten Eigenschaften können nun weiter aufgerufen und verarbeitet werden. Zur Visualisierung der oben beschriebenen Eigenschaften können die Funktionen *showCut(obj)*, *showPhase(obj, cut)*, *showNorm(obj, cut)*, *showEcho(obj)* und *show(obj, cut)* genutzt werden. *Cut* kann 1 oder 0 sein, bei einer 1 wird die CutMask mit der gewünschten Eigenschaft multipliziert. Eine bildliche Darstellung der genannten Methoden ist in Abbildung (A.1) gezeigt.

### A.1.2. GenUnwrap

Die Methode *GenUnwrap* ist wie folgt aufgebaut:

$$\text{obj} = \text{GenUnwrap}(\text{obj}).$$

Sie ist die wichtigste Methode der Klasse für die Auswertung von Phasenkontrastmessungen. Sie ermöglicht die Faltungsartefakte der Phase in einem  $2\pi$ -Rahmen zurückzurechnen. Der zugrundeliegende Algorithmus wurde von Cussack und Papadakis [153] entwickelt. Die Methode wird dabei für jede Schicht einzeln durchgeführt, da sie eine sehr lange Laufzeit aufweist. Nach

erfolgreicher Durchführung wird die Eigenschaft *UnwrapPhase* mit der entfalteten Phase als 2D-Array gefüllt [154]. Die Methode ist nicht fehlerfrei, jedoch liefert sie eine sehr gute Erfolgsrate von etwa 95%. In Abbildung (A.2) wird die entfaltete Phase gegenüber der ursprünglichen Phase gezeigt. Am häufigsten treten Fehler bei Übergängen zwischen zwei Bereichen auf, z.B. bei Schichten in denen die Aneurysmabereiche liegen. Sollten die voreingestellten Parameter der Methode Fehler erzeugen, können diese variiert werden um bessere Threshvalues zu setzen, die im Anschluss die Fehlerquelle reduzieren bzw. beheben können.

### A.1.3. GenUnwrap2

Die Methode *GenUnwrap2* ist wie folgt aufgebaut:

$$\text{obj} = \text{GenUnwrap2}(\text{obj}).$$

Sie ist ebenfalls eine Methode zur Kompensation von Phasensprüngen und erlaubt so die Erstellung eines entfalteten Phasenbildes. Sie basiert auf dem Goldstein Algorithmus [155]. Dieser wird auch von Matlab unterstützt. Ebenso wie *GenUnwrap* ist die Methode sehr zeitintensiv und wird für jede Schicht einzeln ausgeführt. Im Vergleich zur Methode des ersten Unwrapping liefert diese eine höhere Fehlerrate, als auch eine längere Auswertzeit. Aus diesen Gründen sollte Sie nur als Alternative verwendet werden, wenn *GenUnwrap* Fehler produziert. In Abbildung (A.3) sind die beiden Methoden nebeneinander gestellt.

## A.2. Klasse *VectorField*

Die Klasse *VectorField* wurde als Klasse zur weiteren Verarbeitung von Flussmessungen, insbesondere Geschwindigkeitsvektorfeldern implementiert. Dazu werden ähnlich wie in der Hauptklasse *Image2* mehrere Eigenschaften der Klasse erzeugt. In dieser Klasse stehen diverse Funktionen zur Analyse der Messdaten zur Verfügung. Diese reichen von der Rekonstruktion der Geometrie, zur Darstellung der Geschwindigkeiten als Vektoren bis hin zur Berechnung der Wandscherspannung. Im folgenden werden die wichtigsten Methoden näher dargelegt.

### A.2.1. *VectorField*

Die Methode *VectorField* ist wie folgt aufgebaut:

$$\text{obj} = \text{VectorField}(\text{DataX}, \text{DataY}, \text{DataZ}, \text{Param}).$$

Durch die Eingabe der einzelnen Strömungsgeschwindigkeitsdaten in die drei Raumrichtungen mit den dazugehörigen Parametern wird das Vektorfeld initialisiert. Im Detail bedeutet dies, dass die erzeugten Geschwindigkeitsfelder durch die Funktion *FitAll* in die Komponenten x,y, und z aufgeteilt und einzeln als Parameter übergeben werden. Der Eingabeparameter *Param* entspricht der bereits in der Klasse *Image2*-Klasse gespeicherten Parametern, die dort unter *obj.Param* gespeichert worden sind. Für die weitere Berechnungen sind besonders die *FOV* und die Schichtdicke relevant. Wenn der Parameter *Param* leer übergeben wird, nimmt das Programm eine äquidistante Gittergröße für ein Voxel von  $1\text{ mm}^3$  an. Dies wird auch vollzogen, falls die Parameter nicht ausgelesen werden können. Aus diesem Grund sollte bei dem initialen Aufruf darauf geachtet werden, dass die Parameter entweder eingelesen werden können bzw. diese manuell auf die richtigen Größe des *FOV* und dem Verhältnis der Raumrichtungen gesetzt

## A. Anhang Erläuterung der Funktionsweise der Auswerteprogramme (Matlab)

werden. Der erste Aufruf der Methode führt zur Speicherung der folgenden Eigenschaften in die Klasse:

- A. *DataX*, *DataY* und *DataZ* entsprechen den Geschwindigkeitsprofilen der gleichnamigen Eingabeparametern und werden so in der Klasse gespeichert.
- B. *Divergence*, *MeanDiv* und *StdDiv* beinhalten die über die Matlab interne Funktion *divergence* berechneten Werte der einzelnen Divergenzen (*Divergence*), dem Mittelwert (*MeanDiv*) und die Standardabweichung (*StdDiv*). Dadurch wird ein skalares Feld erzeugt mit dem ein Vektorfeld auf Quellen überprüft werden kann.
- C. *Curl*, *MeanRot* und *StdRot* entsprechen den gleichen Größen für die Rotation wie bei der Divergenz des Vektorfeldes.
- D. *Shape* beinhaltet die Geometriedaten in einer 3D-Matrix, die der Dimension der einzelnen Schichten und die Anzahl der Schichten entspricht. Dabei wird jeder Wert der Pixel auf eins gesetzt, bei dem die Geometrie der Probe vorliegt und alle Pixel außerhalb der Geometrie werden auf Null gesetzt.
- E. *Param* entspricht den im Vektorfeld gespeicherten Messparametern, die bereits in der Klasse *Image2* angelegt wurden.

### A.2.2. ShowGeo

Die Methode *ShowGeo* ist wie folgt aufgebaut:

$$\textit>ShowGeo}(\textit{obj}, \textit{smo}, \textit{resizefac})$$

und ermöglicht eine Darstellung der Geometrie aus den zuvor gespeicherten Vektorfeldern. Dabei wird das zuvor initialisierte *obj* der Vektorklasse, *smo* als Array mit der Größe des Glättungskerns für die matlabinterne Funktion *smooth3* und *resizefac* als Vergrößerungsfaktor der Arrays aufgerufen. Zur Visualisierung ist eine Geometrie mit zwei unterschiedlichen Glättungskernen in Abbildung (A.4) dargestellt. Ein höherer Kern führt zu einer stärkeren Glättung, kann jedoch bei einem zu groß gewähltem Kern zu künstlichen Lücken in der Geometrie führen.

### A.2.3. ShowQuiver

Die Methode *ShowQuiver* ist wie folgt aufgebaut:

$$\textit>ShowQuiver}(\textit{obj}, \textit{direc}, \textit{slice}, \textit{underlay}, \textit{means}).$$

Die Methode ermöglicht die Darstellung eines zweidimensionalen Ausschnittes des erzeugten Vektorfeldes. Dabei ist *obj* wieder die Vektorklasse und *direc* gibt die dargestellte Ebene des Vektorfeldes an (1=x, 2=y, 3=z). Mit dem Eingabeparameter *slice* wird die Schicht in der z-Ebene ausgewählt. Für die Auswahl der dargestellten Geschwindigkeitskomponente wird der Parameter *underlay* genutzt, dieser stellt ähnlich wie *direc* die Richtung der Komponente dar. Die Richtung wird mit der Eingabe 1=x, 2=y, 3=z und 4=dem Absolutwert der Geschwindigkeit vorgenommen. Der Anteil der Vektoren kann über den Faktor *means* bestimmt werden, dabei wird die Gesamtanzahl der Vektoren durch *means* geteilt und die übrigen Vektoren werden eingefügt. Eine beispielhafte Darstellung ist im linken Teil der Abbildung (A.5a) zu sehen.

### A.2.4. TrackMaxFlow

Die Methode *TrackMaxFlow* ist wie folgt aufgebaut:

$$obj = \text{TrackMaxFlow}(obj, direc).$$

Sie ermöglicht eine Visualisierung des Ortes der maximalen Geschwindigkeit pro Schicht in der vollständigen Geometrie. Das Geschwindigkeitsmaximum der einzelnen Schichten wird bestimmt und die einzelnen Maxima werden untereinander mit einer Linie in z-Richtung verbunden. Analog kann zu den anderen Methoden die Geschwindigkeitskomponente über die Eingabe des Parameters *direc* mit 1 bis 4 ausgewählt werden. Die x-Komponente entspricht dabei der 1, die y-Komponente der 2, die z-Komponente der 3 und der Absolutwert kann mit der 4 gewählt werden. Eine Beispiel für eine resultierende Grafik ist in Abbildung (A.5b) zu finden.

### A.2.5. FitToPowerLaw

Die Methode *FitToPowerLaw* ist wie folgt aufgebaut:

$$obj = \text{FitToPowerLaw}(obj).$$

Die Methode liefert eine Möglichkeit kreisförmige oder sehr ähnliche Querschnitte der x-y-Ebene zu analysieren. Dazu wird eine analytische Lösung für die Geschwindigkeit anhand Gleichung

$$v(x, y) = v_0 \left[ 1 - \left( \frac{\sqrt{x^2 + y^2}}{\frac{1}{2}(a + b)} \right)^{\frac{(n+1)}{n}} \right]$$

berechnet. Zur weiteren Analyse wird eine Ellipse an die Strömungsdaten angepasst und aus den resultierenden Parametern, wie den Halbachsen und dem Zentrum der Ellipse, ein Strömungsprofil simuliert, das einen Wert von  $\eta = 0,5$  besitzt. Zum Vergleich der Abweichung zwischen dem gemessenen und dem theoretischen Profil wird die Differenz gebildet. Die Differenz, die Strömungsprofile, die Ellipsenparameter und die Exponenten werden unter Analytisch gespeichert. Zusätzlich wird das theoretische Hagen-Poiseuille Profil mit den bestimmten Ellipsenparametern bestimmt

$$v_z(x, y) = v_0 \cdot \left( 1 - \frac{x^2}{a^2} - \frac{y^2}{b^2} \right). \quad (\text{A.1})$$

### A.2.6. Calc3DWSS

Die Methode *Calc3DWSS* ist wie folgt aufgebaut:

$$obj = \text{Calc3DWSS}(obj, distance, store, smooth).$$

Diese Methode dient zur Berechnung der Wandscherspannungen (engl.: wall shear stress) in dem gespeicherten Vektorfeld. Dabei entspricht *obj* dem Namen der Vektorklasse, *distance* gibt an über wie viele Normalenvektoren die Berechnung erfolgt. Auf dieser Länge wird die lineare Regression durchgeführt, die Einheit ist in Gittereinheiten des Vektorfeldes angegeben. Mit dem Eingabeparameter *store* können die Ergebnisse und Bilder der Auswertung der Methode

## A. Anhang Erläuterung der Funktionsweise der Auswerteprogramme (Matlab)

gespeichert werden. Hier entspricht eine 0 keiner Speicherung und eine 1 einer Speicherung der Daten. Der letzte Eingabeparameter *smooth* gibt den Glättungskern, analog zur Methode *ShowGeo*, für die Berechnung des WSS an. Die bereits beschriebenen Normalen auf den jeweiligen Wandabschnitten werden über die Funktion *isonormals* bestimmt. Diese hat den Orts- und Normalenvektor der Fläche als Ausgabeparameter, der weiter verarbeitet wird um die Scherrate entlang der Normalenvektoren zu berechnen. Zur Fehlerminimierung durch Rauschen wird ein Mittelwert der nächsten acht benachbarten Wandflächen gebildet. Die Speicherung der Ergebnisse der Wandscherspannung in Abhängigkeit der Wandflächen wird in dem Parameter *WSS3D* vollzogen, während die restlichen Informationen wie der Ort der Flächen, als auch die Normalenvektoren in dem Parameter *WSSFace* gespeichert sind. Weiterhin ist dort auch die Geschwindigkeitskomponente parallel zur Wand entlang des Normalenvektors gespeichert.

### A.3. Exemplarische Übersicht der Auswerteschritte bei der Analyse eines Phasenkontrast-Datensatzes

Vor der eigentlichen Messung kann mit Hilfe des Skriptes *MacroWriter* ein Skript erstellt werden, dass eine automatische Erstellung des Messprotokolls für das Spektrometer ermöglicht. Dies kann vom Spektrometer als unix-Format eingelesen und per FTP auf den Spektrometer Rechner transferiert werden. Das Protokoll kann unter anderem die verschiedenen Aufrufe der Schichten, die Gradientenstärken und den Abstand der Triggerpulse enthalten.

Nach der Aufnahme können die Daten über die oben beschriebenen Klassen und Methoden ausgelesen werden. Es wurde ein Übersichtsfile erstellt, indem die einzelnen Aufrufe vollzogen werden. Der erste Aufruf wird über die Funktion *GenerateAndSort* realisiert. In diesem können 2D- als auch 3D-Datensätze ausgelesen werden.

#### A.3.1. GenerateAndSort

Die Methode *GenerateAndSort* ist wie folgt aufgebaut:

$$[Data, Sort] = GenerateAndSort(fileID).$$

Die Methode benötigt als Eingabeparameter den Speicherpfad der auszulesenden Daten. Der Pfad darf jedoch keine Doppeleinträge haben und nur Ordner mit Messdaten einer bestimmten Messung beinhalten. Die eingelesenen Rohdaten werden wie im Kapitel (A.1) beschrieben als *Image2* Klassenobjekt erzeugt, dabei wird je nach Einstellung eine Basislinienkorrektur als auch ein zero-filling durchgeführt, falls die passenden Parameter mit 1 gewählt werden. Das entfaltete Phasenbild der einzelnen Schichten wird ebenso gespeichert, wie die erstellte Liste der ausgelesenen Gradientenstärken und der aktuellen Frequenz (*frequ*, *gdiffx*, *gdiffy* und *gdifffz*). Sollten mehrere Larmorfrequenzen gespeichert worden sein, werden diese mit dem Parameter *tau* nummeriert und ebenfalls abgespeichert. Die Liste ermöglicht eine genaue Zuordnung der eingelesenen Rohdaten zu den real gemessenen Schichten, da die Reihenfolge der Einlese nicht zwangsläufig die gleiche ist, wie bei der realen Schichtnummerierung. Die Listen können über den Ausgabeparameter *Sort* ausgelesen und passend weiter verarbeitet werden. Die Rohdaten werden im Ausgabeparameter *Data* gespeichert. Zu den fest gespeicherten Größen werden in der Kommandozeile noch diverse Parameter ausgegeben, die Teile des Datensatzes sind.

### A.3.2. Zuordnung und lineare Regression

Die weiteren Schritte zur Bestimmung der Geschwindigkeiten der Messungen werden in der Methode *FitAll* durchgeführt. Nach der Einlese werden die entfalteten Phasenbilder den zugehörigen Schichten zugeteilt. Die einzelnen Kodierungsschritte und die Referenzmessung der jeweiligen Schicht werden zusammengefasst, um daraus die Geschwindigkeiten zu berechnen. Die zuvor erstellte Liste *Sort* wird dazu genutzt um die Zuordnung zu finden.

### A.3.3. FitAll

Die Methode *FitAll* ist wie folgt aufgebaut:

$$[Flow, Error] = FitAll(Data, Sort).$$

Die Methode nutzt die zuvor in *Sort* gespeicherten Daten, um die beschriebene lineare Regression für alle Gradientenkodierungen durchzuführen und daraus den Mittelwert zu bestimmen. Diese Methode wird im Anschluss an *GenerateAndSort* aufgerufen, da die Ausgabeparameter dieser Methode zugleich auch die Eingabeparameter für *FitAll* sind. Die Dimension der Ausgabeparameter richtet sich nach der Größe von *Data*. Die ersten beiden Dimensionen beinhalten die räumlichen Informationen der Geschwindigkeiten in der x-y-Ebene. Die dritte Dimension beinhaltet die Geschwindigkeitskomponenten in den Koordinatenrichtungen (x=1, y=2 und z=3). Falls mehrere z-Koordinaten, also *tau* größer als 1 ist, werden diese Informationen in der vierten Dimension gespeichert. Ebenfalls optional ist die fünfte Dimension, indem die unterschiedlichen Wartezeiten nach dem Triggerpuls gespeichert werden. In der Berechnung wird zuerst die Zuordnung der Daten der einzelnen Schichten vollzogen. Dann wird die Phasendifferenz zwischen der Referenzmessung und den einzelnen Gradientenkodierungen bestimmt und die Vorfaktoren zwischen der Phasendifferenz und der Geschwindigkeit gespeichert. Die Zeitparameter  $\Delta$  und  $\delta$  werden aus den Parametern der *Data*-Klasse ausgelesen. Im Anschluss wird eine Ausgleichsrechnung für das jeweilige 2D-Bild durchgeführt. Die Berechnung funktioniert relativ schnell, innerhalb von 30 Sekunden können die Geschwindigkeiten von 400 Bilder berechnet werden.

### A.3.4. FitAll2

Die Methode *FitAll2* ist wie folgt aufgebaut:

$$[Flow, Flow2, zdata, x, y, y2] = FitAll(Data, Sort, dPh).$$

Die Methode funktioniert analog zur Methode *FitAll* (A.3.3). Sie beinhaltet als zusätzlichen Parameter die Phasendifferenz zwischen der Referenzphase und den in der Messung aufgenommenen Gradientenstärken. Dies ermöglicht eine detaillierte Analyse der Phasendifferenzen zur Kontrolle der Geschwindigkeitsberechnung.

### A.3.5. Optionale Korrekturerkennung und Behebung

Die Berechnung der Geschwindigkeiten kann Fehler aufweisen. Dabei sind zwei Fälle am Häufigsten vorhanden. Beide Fälle können bei der Berechnung der Geschwindigkeiten zu einem künstlichen Offset führen:

## A. Anhang Erläuterung der Funktionsweise der Auswertprogramme (Matlab)

- A. Die Referenzphase an sich weist bereits ein Phasenoffset im Vergleich zu den Gradientenkodierungen auf. Dies führt durch die Differenzbildung zu einem Offset der Geschwindigkeit.
- B. Es liegt ein Phasensprung von  $2\pi$  zwischen benachbarten Schichten vor. Bei der Entfaltung der Phase in den einzelnen Bildern entsteht der Offset. Dadurch entsteht ebenfalls ein Offset in der Geschwindigkeit.

Diese Offsets können im Anschluss korrigiert werden. Sollte ein Phasensprung zwischen benachbarten Schichten vorliegen, kann mit der Methode Phasenkorrektur (A.3.5) dieser automatisch bestimmt und korrigiert werden.

### A.3.6. Phasecorrection

Das Programm *Phasecorrection* verschiebt die potentiell zueinander verschobenen Phasen der einzelnen Schichten. Wie im obigen Kapitel beschrieben, können Phasensprünge zwischen benachbarten Schichten auftreten. Zur Korrektur wird die Phase am Rand der gemessenen Geometrie bestimmt und mit den benachbarten Schichten verglichen. Sollten Sprünge vorhanden sein, werden sie korrigiert. Als erster Schritt werden zwei Schnittmasken erstellt. Die Schnittmaske *CutM4* beinhaltet alle Punkte innerhalb der Geometrie und die Schnittmaske *CutMt4* setzt sich aus der Differenz der Contour der Geometrie und dessen Erweiterung um eine Pixeleinheit zusammen. Daraus wird die mittlere Phase bestimmt um einen Richtwert für die Automatisierung der Verschiebung zu bekommen. Sollte die Phase innerhalb einer Schicht um das  $2\pi$  zum Mittelwert abweichen wird die Phase der Schicht passend korrigiert. Dieser Schritt wird mehrfach wiederholt um Mehrfachsprünge zu beheben. Am Ende des Programms wird die das Ergebnis visualisiert um zu überprüfen, ob das Programm noch nicht alle Sprünge korrigiert hat.

A.3. Exemplarische Übersicht der Auswerteschritte bei der Analyse eines Phasenkontrast-Datensatzes

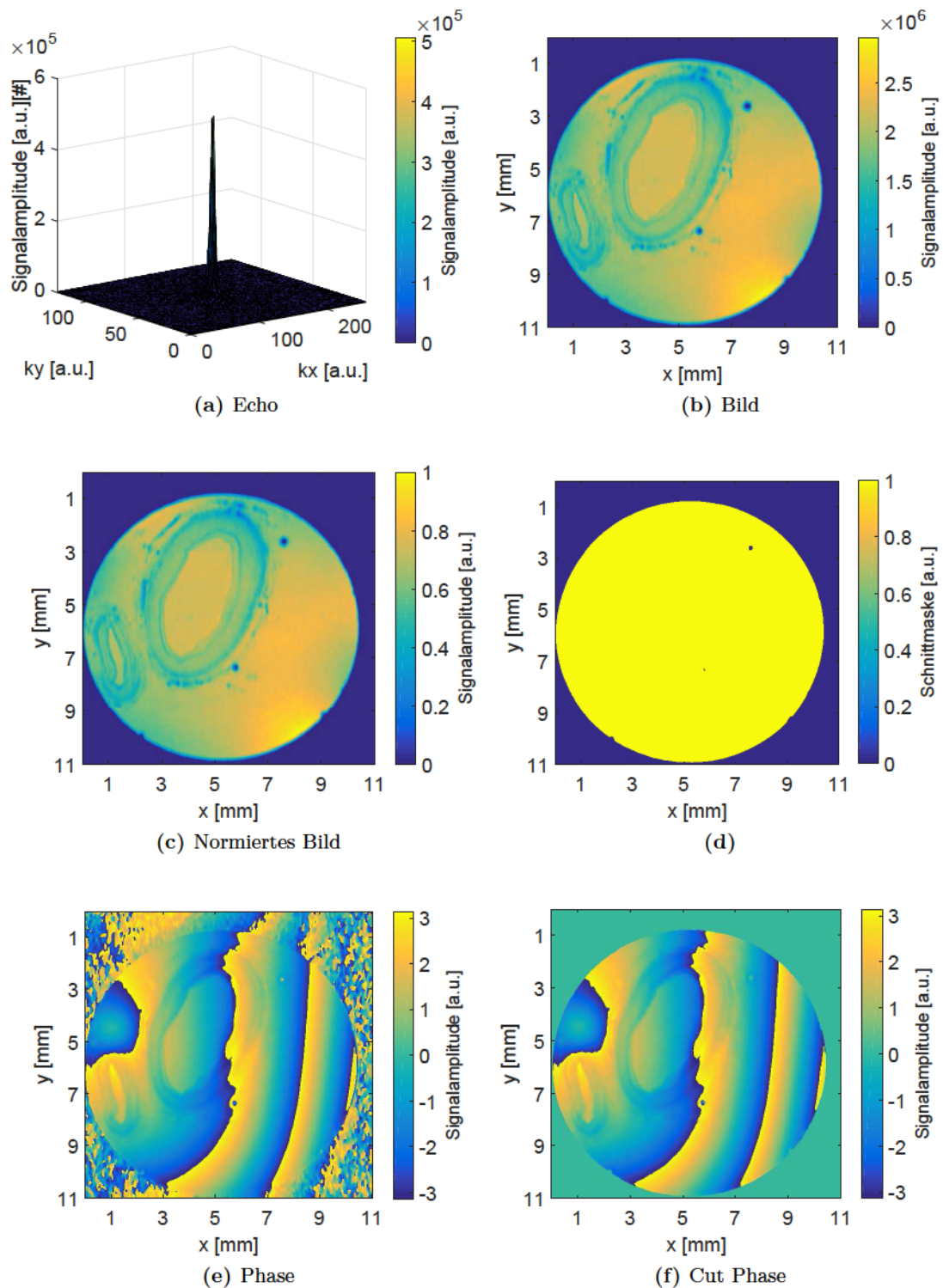


Abbildung A.1.: Übersicht der einzelnen Resultate der Image 2 Klasse. Links oben ist das Echo der ausgewählten Schicht gezeigt. Links oben zeigt das rekonstruierte Bild. In der Mitte wird das normierte rekonstruierte Bild dargestellt. Mitte rechts zeigt, die Schnittmaske für die Schicht. Unten links zeigt die dazugehörige Phase. Rechts unten zeigt die Phase der Schicht überlagert mit der Schnittmaske.

A. Anhang Erläuterung der Funktionsweise der Auswertprogramme (Matlab)

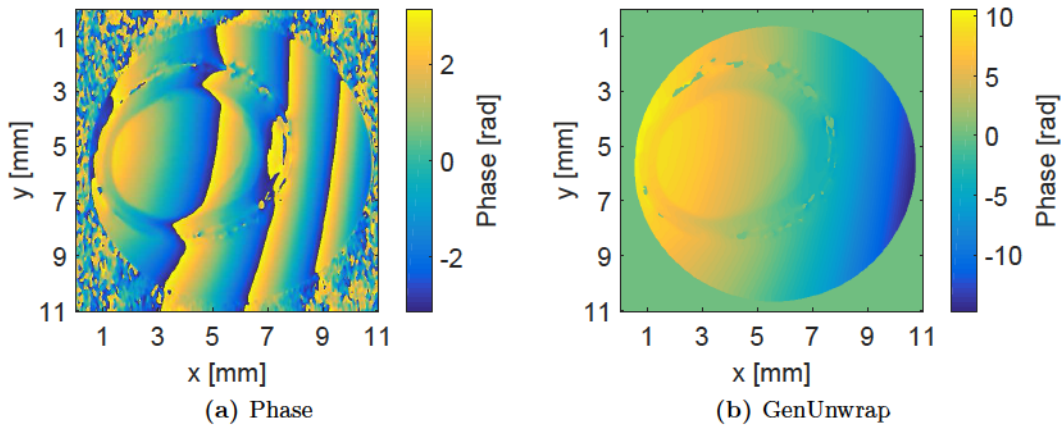


Abbildung A.2.: Resultierende Phasenbilder ohne Unwrapping (links) und mit GenUnwrap (rechts).

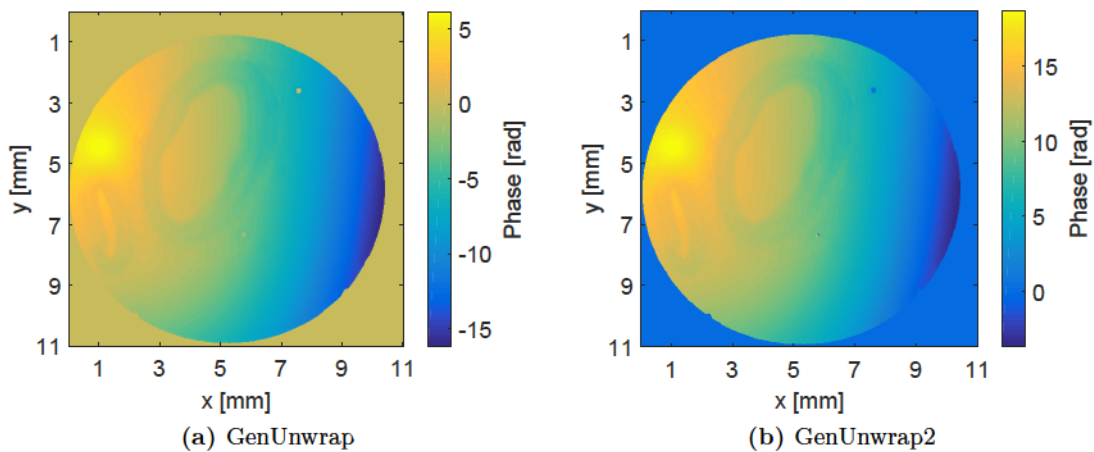


Abbildung A.3.: Resultierende Phasenbilder durch die Methoden GenUnwrap (links) und GenUnwrap2 (rechts)

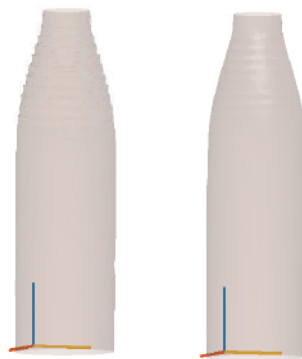


Abbildung A.4.: Darstellung der rekonstruierten Geometrie durch die Methode ShowGeo. Links wurde ein Glättungskern der Größe [3,3,3] verwendet, rechts von der Größe [11,11,11].

A.3. Exemplarische Übersicht der Auswerteschritte bei der Analyse eines Phasenkontrast-Datensatzes

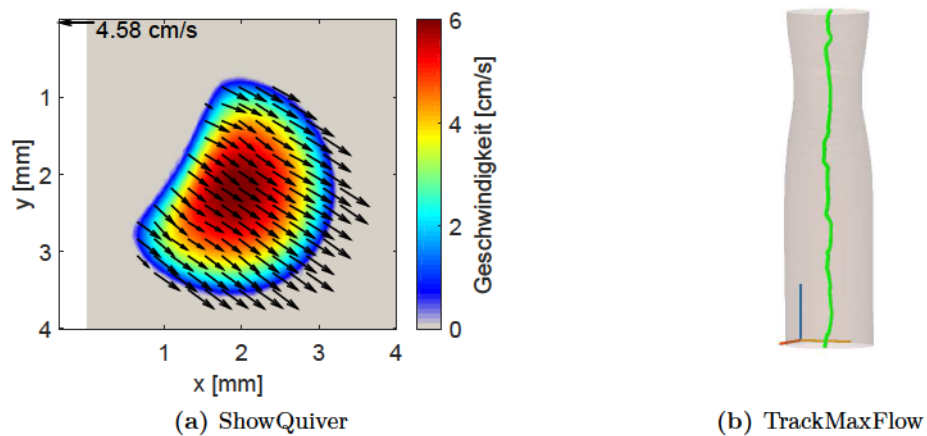


Abbildung A.5.: Auf der linken Seite ist das resultierende Ergebnisse der Funktion ShowQuiver dargestellt. Die rechte Seite zeigt das Resultat der Funktion TrackMaxFlow.



## B. Strömungsprofil aus TOF

Die Auswertung der Strömungsprofile der TOF-Messungen werden mit dem Skript *ProfileTof.m* durchgeführt. Dazu müssen die Rohdaten zuvor mit *LoadStatic.m* ausgewertet werden. Aus den Daten werden im Anschluss mit Hilfe der Funktion *read\_out\_profiles* die eindimensionalen Geschwindigkeitsprofile der Messung erzeugt. Dazu wird zu jedem Ortspunkt ein Erwartungswert der Geschwindigkeit berechnet. Zur Vergleichbarkeit werden im Anschluss die Ortskoordinaten der Profile auf  $[-1; 1]$  und die Geschwindigkeitskomponente auf  $[0; 1]$  normiert. Für die so erzeugten Profile wird mit der Funktion *fit*, die in Matlab integriert ist, eine Ausgleichsrechnung der Form

$$x_0 \cdot (z + 3)/(z + 1) \cdot (1 - \text{abs}(x + dx)^{(z+1)}) + dy'$$

durchgeführt.



## C. Berechnung der Abweichung zwischen dem theoretischen und experimentellen Strömungsprofil

Um Aussagen über die Reichweite der Störungen im Strömungsprofil treffen zu können, wurde das theoretische Profil berechnet, um es im Anschluss mit dem Experiment zu vergleichen. Dazu werden zuerst die Daten mit der Datei *Phasecontrast\_Main.m* eingelesen. Im Anschluss werden die Geschwindigkeitsprofile mit der Funktion *read\_out\_profile(Cut, Flow)* bestimmt und als  $x$  und  $y$  Werte abgespeichert. Zur Bestimmung der Abweichung wird die Funktion *deviation\_from\_flow\_profile(x,y)* und diese unter *div* gespeichert.

Die ersten Schichten können im nächsten Schritt entfernt werden, um die Berechnung der Abweichung erst nach der Veränderung bestimmt zu lassen. Nach der Anpassung wird eine Ausgleichsrechnung über die Funktion

$$'a \cdot \exp(-b \cdot x) + d'$$

durchgeführt. Aus dem Fit kann so die Distanz bestimmt bei der die exponentielle Zerfallskonstante ( $1/b$ ) gilt.

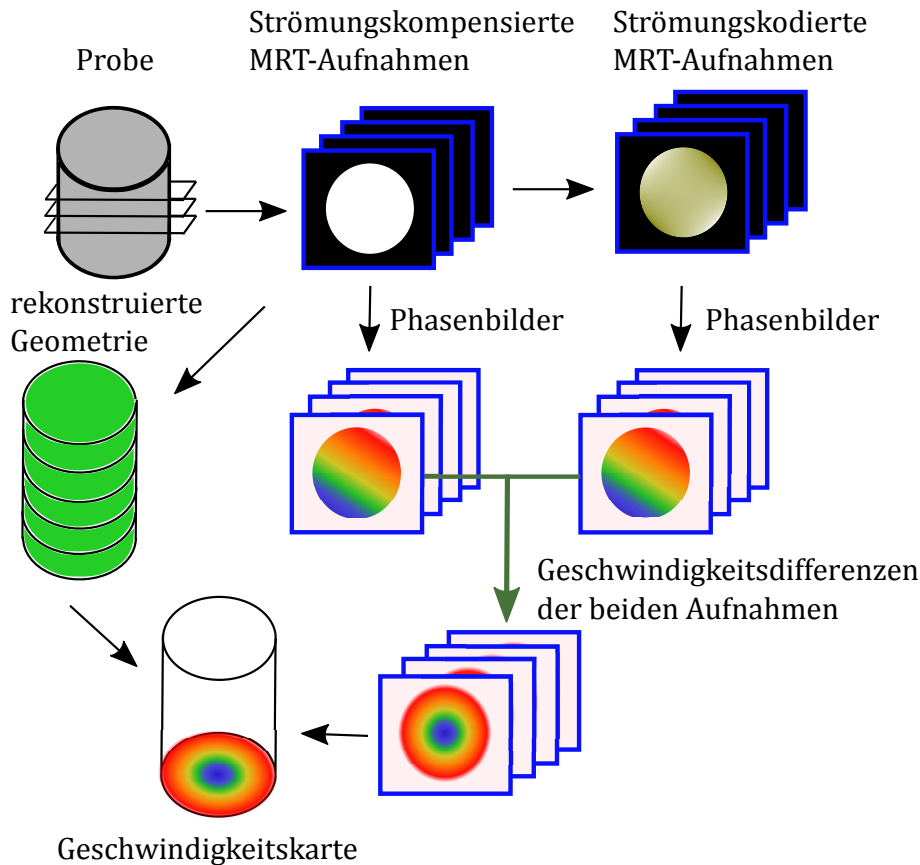


## D. Beschreibung des Aufnahmeverfahrens- Phasenkontrastmessungen

Im Folgenden werden in den Abschnitten sowohl das Aufnahme- als auch das Auswerteverfahren für die Phasenkontrastmessungen dargelegt. Dazu werden die beiden verwendeten Verfahren nacheinander beschrieben und erläutert. Die erste Methode beinhaltet die Schichtselektion, während die zweite Methode dreidimensionale Datensätze verarbeitet, in denen keine Schichtselektion geschaltet worden ist.

### D.1. 3D-Datensatz mit Schichtselektion

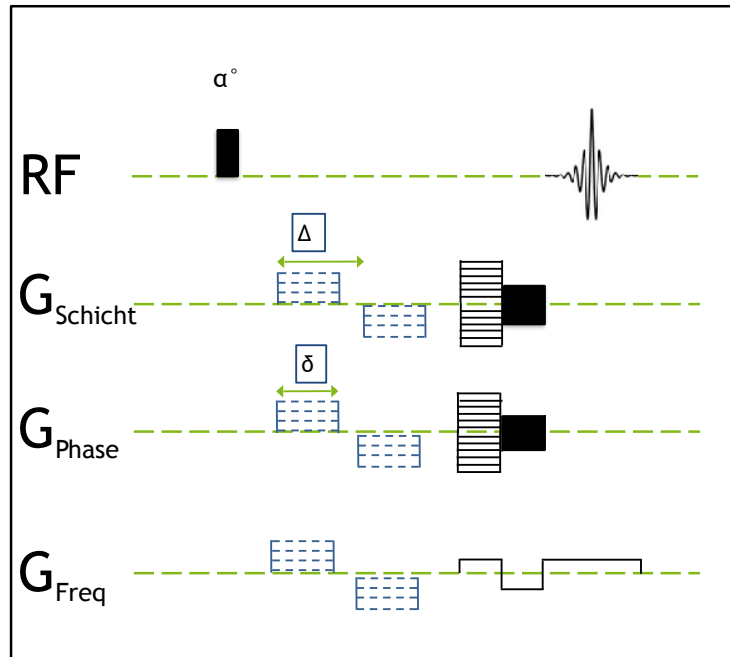
Im Normalfall besteht ein vollständiger Datensatz einer schichtbasierten Phasenkontrastmessung aus einer Referenzmessung, in der keine zusätzlichen Phasenkodiergradienten geschaltet werden und zwei oder mehr unterschiedlich stark geschaltete Einzelmessungen einer Ebene pro Raumrichtung. Insgesamt beinhaltet diese Methode zum Beispiel für eine Schicht und zwei variierenden Phasenkodiergradienten 7 Einzelmessungen. Daraus folgt eine untere Grenze der auszuwertenden Bilder je Schicht, dies entspricht also 4 Bilder über eine gesamte Schichthöhe von etwa 40 Einzelschichten. Je nach der gewählten Schichthöhe der Bilder in z-Richtung, können nicht viel mehr Bilder in z-Richtung aufgenommen werden, da bereits so am Rand leichte Abfälle des homogenen Bereichs der Spule zu finden sind. In der Regel werden jedoch 2 oder 4 Gradienten pro Richtung geschaltet, sodass die Gesamtanzahl der auszuwertenden Bilder auf 280 bzw. 560 ansteigt. Das Aufnahmeverfahren ist in Abbildung (D.1) schematisch dargestellt. Für die Messung wird die Probe in den Probenkopf eingefügt und während der Messung in einzelne Aufnahmeschichten unterteilt. Die Referenzmessung kann dazu genutzt werden zusätzliche Informationen der Probe zu erhalten, wie zum Beispiel die Geometrie. Die einzelnen Schichten können verwendet werden, um aus deren Position und Schichthöhe ein vollständiges dreidimensionales äußeres Volumen zu erfassen. Vor der eigentlichen Messung sollten zur Erhöhung des  $SNR$ , das  $VENC$  der Messung bestimmt werden um ggf. die Stärke der Strömungskodiergradienten anzupassen. So kann die maximale Geschwindigkeit optimal in das  $VENC$  eingefasst werden. Nach der Überprüfung und den Standardvorbereitungen für die Messung kann mit Hilfe des Programms *Macrowriter* ein Skript erstellt werden, das eine Steuerung des Spektrometers ermöglicht ohne diesen manuell zu bedienen. In dem Skript werden neben der Ausführung auch die Speicherung der Messung geschrieben, sodass die Daten nach der Aufnahme in Matlab ausgewertet werden können. Die Strömungskodiermessungen und die Referenzmessung sind die Grundlage der Geschwindigkeitsprofilbestimmung und wie oben beschrieben wird die Referenzmessung unter anderem zur Geometriebestimmung verwendet. Zur Auswertung der Geschwindigkeit ist die Phasendifferenz zwischen den Kodiermessungen und der Referenzmessung entscheidend. Denn aus diesem kann die Geschwindigkeit mittels linearer Regression bestimmt werden.



**Abbildung D.1.:** Schematische Darstellung des Aufnahmeprozesses für die strömungskompensierte Aufnahme eines 3D-Datensatzes mit der Phasenkontrastaufnahme. Als erstes wird die aufgenommene Probe in Schichten unterteilt. Für diese werden strömungskodierte und unkodierte Aufnahmen durchgeführt. Die unkodierten Aufnahmen können zur Rekonstruktion der Geometrie verwendet werden und dienen als Phasenreferenz der Messung. Die Phasendaten der beiden Aufnahmetypen werden bestimmt und Ihre Phasendifferenz berechnet. Mittels Regression wird im Anschluss die Strömungsgeschwindigkeit der einzelnen Schichten bestimmt. Am Ende werden die Geschwindigkeiten mit der Geometrie überlagert. Abbildung basiert auf Bildern von [4].

## D.2. 3D-Datensatz, fourierbasiert

Eine alternative Möglichkeit der Datenaufnahme, die zudem die bereits beschriebenen Schichtselektionsartefakte aus Kapitel (3.1.1) vermeidet, besteht auf einer fourierbasierten Methode, die die Schichtselektion komplett vernachlässigt. Die dritte Raumkodierung erfolgt dabei durch eine weitere Phasenkodierung. Dies bedeutet, dass der  $k$ -Raum auf drei Dimensionen erweitert wird und zur Rücktransformation der Protonendichte eine dreidimensionale Fouriertransformation benötigt wird. Die in dieser Arbeit verwendete Pulssequenz, die dies leistet, ist in Abbildung (D.2) schematisch dargestellt. Ein wesentlicher Unterschied in der Sequenz, ist die breitbandige RF-Anregung durch einen Rechteckpuls. Der Winkel und die Stärke des harten Pulses werden dabei analog zur *Flash*-Sequenz bestimmt. Nach der Anregung wird die optionale Strömungskodierung geschaltet. Hier gilt wieder das  $\Delta$  der zeitliche Abstand zwischen den Kodiergradienten und  $\delta$  die Länge eines Gradienten ist. Danach wird die Phase mit den bereits angesprochenen unterschiedlichen Phasenkodierungen durchgeführt. Der dreidimensionale  $k$ -Raum wird durch



**Abbildung D.2.:** Schematische Darstellung der auf der FLASH-Sequenz basierten Pulssequenz zur Aufnahme eines dreidimensionalen Datensatzes auf der Grundlage der 3D-Fourierbildgebung. Die Sequenz ist bereits strömungskompensiert (schwarze Gradienten) implementiert. Für die Strömungskodierung werden die blauen Gradienten benötigt.

jegliche Kombination der beiden Inkremente aufgespannt. Die dritte Dimension wird, wie gewohnt, über die Frequenzkodierung geschaltet. Die Sequenz bietet den Vorteil, dass das gesamte 3D-Volumen mit einer Messung abgetastet wird und so nur noch die unterschiedlich starken Strömungskodierungen in den drei Raumrichtungen benötigt werden. Es ist dabei zu beachten, dass die Dimensionen eines Voxels stets in alle Raumrichtungen gleich ist. Weiterhin ist zu beachten, dass das *FOV* so gewählt ist, dass es zu keinen Faltungsartefakten über das gesamte Volumen kommt. Die Auswertung erfolgt nach der Einlese analog zum vorherigen Kapitel und kann im Detail unter (D.1) nachgelesen werden. Die dreidimensionale Abtastung ermöglicht zudem ebenso, dass die lineare Regression der Phasendifferenzen über das gesamte Volumen vollzogen wird.



# Literaturverzeichnis

- [1] World Health Organization. World Health Statistics 2017 : Monitoring Health for The SDGs. Technical report, Cambridge, 2017.
- [2] David N. Ku. Blood Flow in Arteries. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 29(1):399–434, 1997.
- [3] Adel M. Malek, Seth L. Alper, and S. Izumo. Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis. *JAMA*, 282(21):2035–42, dec 1999.
- [4] Daniel Edelhoff. *Mikroskopische Strömungsbildgebung mit der Magnetresonanztomographie*. Dissertation, TU Dortmund, 2015.
- [5] Joachim Lotz, Christian Meier, Andreas Leppert, and Michael Galanski. Cardiovascular Flow Measurement with Phase-Contrast MR Imaging: Basic Facts and Implementation. *RadioGraphics*, 22(3):651–671, 2002.
- [6] D. N. Firmin, G. L. Nayler, P. J. Kilner, and D. B. Longmore. The application of phase shifts in NMR for flow measurement. *Magnetic resonance in medicine*, 14(2):230–41, may 1990.
- [7] Sidney A. Rebergen, Ernst E. van der Wall, Joost Doornbos, and Albert de Roos. Magnetic resonance measurement of velocity and flow: technique, validation, and cardiovascular applications. *American heart journal*, 126(6):1439–56, dec 1993.
- [8] Jonathan L. Brisman, Joon K. Song, and David W. Newell. Cerebral aneurysms. *The New England journal of medicine*, 355(9):928–39, 2006.
- [9] Loic Boussel, Vitaliy Rayz, Charles McCulloch, Alastair Martin, Gabriel Acevedo-Bolton, Michael Lawton, Randall Higashida, Wade S. Smith, William L. Young, and David Saloner. Aneurysm growth occurs at region of low wall shear stress: Patient-specific correlation of hemodynamics and growth in a longitudinal study. *Stroke*, 39(11):2997–3002, 2008.
- [10] Yoichi Miura, Fujimaro Ishida, Yasuyuki Umeda, Hiroshi Tanemura, Hidenori Suzuki, Satoshi Matsushima, Shinichi Shimosaka, and Waro Taki. Low wall shear stress is independently associated with the rupture status of middle cerebral artery aneurysms. *Stroke*, 44(2):519–521, 2013.
- [11] F. García-Ochoa, V. E. Santos, J. A. Casas, and E. Gómez. Xanthan gum: production, recovery, and properties. *Biotechnology advances*, 18(7):549–79, nov 2000.
- [12] E. M. Purcell, H. C. Torrey, and R. V. Pound. Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid. *Physical Review*, 69(1-2):37–38, jan 1946.
- [13] F. Bloch. Nuclear induction. *Physical Review*, 70(7-8):460–474, 1946.
- [14] Kurt Wuthrich. The Development of Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy as a Technique for Protein Structure Determination. *Acc. Chem. Res*, 22(10):36–44, 1989.
- [15] Michael A. Kennedy, Gaetano T. Montelione, Cheryl H. Arrowsmith, and John L. Markley. Role for NMR in structural genomics. *Kluwer Academic Publishers*, 5094463:155–169, 2002.

- [16] Christopher A. Lepre, Jonathan M. Moore, and Jeffrey W. Peng. Theory and applications of NMR-based screening in pharmaceutical research. *Chemical Reviews*, 104(8):3641–3675, 2004.
- [17] U. Görke, R. Kimmich, and J. Weis. Detection of Anisotropic Pulsating Flow and Its Velocity-Fluctuation Rate in Fertilized Bird Eggs by NMR Microimaging. *Journal of Magnetic Resonance, Series B*, 111(3):236–242, jun 1996.
- [18] Joachim Stolze and Dieter Suter. *Quantum computing: a short course from theory to experiment*. Wiley-VCH, Deutschland, 2008.
- [19] P. Zeeman. The effect of magnetism on the nature of light emitted by a substance, 1897.
- [20] P. C. Lauterbur. Image formation by induced local interactions. Examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature (London, United Kingdom)*, 242:190–191, 1973.
- [21] H. Clow and I.R. Young. Britain’s brains produce first NMR images. *New Scientist*, (80):588, 1978.
- [22] P.G. Morris, Peter Mansfield, Ian L. Pykett, Roger J. Ordidge, and Rex E. Coupland. Human Whole Body Line Scan Imaging by Nuclear Magnetic Resonance. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 26(2):2817–2820, 1979.
- [23] E. M. Delfaut, J. Beltran, G. Johnson, J. Rousseau, X. Marchandise, and A. Cotten. Fat suppression in MR imaging: techniques and pitfalls. *Radiographics: A Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 19(2):373–382, 1999.
- [24] Filippo Del Grande, Francesco Santini, Daniel A. Herzka, Michael R. Aro, Cooper W. Dean, Garry E. Gold, and John A. Carrino. Fat-suppression techniques for 3-T MR imaging of the musculoskeletal system. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 34(1):217–233, 2014.
- [25] Mary F. Dempsey, Barrie Condon, and Donald M. Hadley. MRI safety review. *Seminars in Ultrasound CT and MRI*, 23(5):392–401, 2002.
- [26] Frank G. Shellock and Alberto Spinazzi. MRI Safety Update 2008: Part 1, MRI Contrast Agents and Nephrogenic Systemic Fibrosis. *American Journal of Roentgenology*, 191(4):1129–1139, oct 2008.
- [27] Frank G. Shellock and Alberto Spinazzi. MRI Safety Update 2008: Part 2, Screening Patients for MRI. *American Journal of Roentgenology*, 191(4):1140–1149, oct 2008.
- [28] James B. Aguayo, Stephen J. Blackband, Joseph Schoeniger, Mark A. Mattingly, and Markus Hintermann. Nuclear magnetic resonance imaging of a single cell. *Nature*, 322:190–1, 1986.
- [29] A. Abragam. *The Principles of Nuclear Magnetism*. Oxford University Press, 1961.
- [30] P.T.: Callaghan. *Principles of Nuclear Magnetic Resonance Microscopy*. Oxford University Press, USA, 1993.
- [31] M.H.: Levitt. *Spin dynamics: basics of Nuclear Magnetic Resonance*. Wiley, England, 2008.
- [32] Marvin Heil. *Entwicklung eines Steuerungssystems für pulsierenden Fluss und stroboskopische Messmethodikmittels bildgebender NMR*. Masterthesis, TU Dortmund, 2013.
- [33] E. L. Hahn. Spin echoes, 1950.

- [34] M. A. Bernstein, K. F. King, and X. J. Zhou. *Handbook of MRI pulse sequences*. Elsevier Academic Press, USA, 2004.
- [35] Winfried Kuhn. NMR-Mikroskopie - Grundlagen, Grenzen und Anwendungsmöglichkeiten. *Angewandte Chemie*, 102(1):1–20, 1990.
- [36] D. E. Woessner. NMR spin-echo self-diffusion measurements on fluids undergoing restricted diffusion. *The Journal of Physical Chemistry*, 67(6):1365–1367, jun 1963.
- [37] J. E. Tanner. Pulsed Field Gradients for NMR Spin-Echo Diffusion Measurements. *Review of Scientific Instruments*, 36(8):1086–1087, aug 1965.
- [38] J. E. Tanner. Use of the Stimulated Echo in NMR Diffusion Studies. *The Journal of Chemical Physics*, 52(5):2523–2526, mar 1970.
- [39] E. O. Stejskal and J. E. Tanner. Spin Diffusion Measurements: Spin Echoes in the Presence of a Time-Dependent Field Gradient. *The Journal of Chemical Physics*, 42(1):288–292, jan 1965.
- [40] P. R. Moran. A flow velocity zeugmatographic interlace for NMR imaging in humans. *Magnetic Resonance Imaging*, 65(4):197–203, 1982.
- [41] S. A. Altobelli, A. Caprihan, J. G. Davis, and Eiichi Fukushima. Rapid average flow velocity measurement by NMR. *Magnetic Resonance in Medicine*, 3(2):317–320, 1986.
- [42] Günther Schneider, Martin R. Prince, James F. M. Meaney, and Vincent B. Ho, editors. *Magnetic Resonance Angiography*. Springer-Verlag, Milan, 2005.
- [43] R. R. Edelman, H. P. Mattle, B. Wallner, R. Bajakian, J. Kleefield, C. Kent, J. J. Skillman, J. B. Mendel, and D. J. Atkinson. Extracranial carotid arteries: evaluation with "black blood"MR angiography. *Radiology*, 177(1):45–50, oct 1990.
- [44] Tokunori Kimura, Masato Ikedo, and Syuhei Takemoto. Hybrid of opposite-contrast MR angiography (HOP-MRA) combining time-of-flight and flow-sensitive black-blood contrasts. *Magnetic Resonance in Medicine*, 62(2):450–458, aug 2009.
- [45] Mei Li, Wei-Jie Le, Xiao-Feng Tao, Ming-Hua Li, Yue-Hua Li, and Nan Qu. Advantage in Bright-blood and Black-blood Magnetic Resonance Imaging with High-resolution for Analysis of Carotid Atherosclerotic Plaques. *Chinese Medical Journal*, 128(18):2478, 2015.
- [46] Jeffrey Paulsen, Vikram S. Bajaj, and Alexander Pines. Compressed sensing of remotely detected MRI velocimetry in microfluidics. *Journal of Magnetic Resonance*, 205(2):196–201, aug 2010.
- [47] D. J. Bryant, J. A. Payne, David N. Firmin, and D. B. Longmore. Measurement of flow with NMR imaging using a gradient pulse and phase difference technique, 1984.
- [48] Dwight G. Nishimura, Albert Macovski, and John M Pauly. Magnetic Resonance Angiography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 5(3):140–151, sep 1986.
- [49] A. Caprihan and E. Fukushima. Flow measurements by NMR. *Physics Reports*, 198(4):195–235, 1990.
- [50] Paul T. Callaghan and Yang Xia. Velocity and diffusion imaging in dynamic NMR microscopy. *Journal of Magnetic Resonance (1969)*, 91(2):326–352, 1991.
- [51] J. M. Pope and S. Yao. Quantitative NMR imaging of flow. *Concepts in Magnetic Resonance*, 5(4):281–302, 1993.
- [52] Lynn F. Gladden and Andrew J. Sederman. Recent advances in Flow MRI. *Journal of Magnetic Resonance*, 229:2–11, 2013.

- [53] Johannes T. Heverhagen, Eric Bourekas, Steffen Sammet, Michael V. Knopp, and Petra Schmalbrock. Time-of-flight magnetic resonance angiography at 7 Tesla. *Investigative radiology*, 43(8):568–73, aug 2008.
- [54] Karsten H. Wrede, Philipp Dammann, Christoph Mönninghoff, Sören Johst, Stefan Maderwald, I Erol Sandalcioglu, Oliver Müller, Neriman Özkan, Mark E Ladd, Michael Forsting, Marc U Schlamann, Ulrich Sure, and Lale Umutlu. Non-Enhanced MR Imaging of Cerebral Aneurysms: 7 Tesla versus 1.5 Tesla. *PLoS ONE*, 9(1):e84562, jan 2014.
- [55] Alexander J. S. de Crespigny, T. Adrian Carpenter, and Laurance D. Hall. Cardiac tagging in the rat using a DANTE sequence. *Magnetic Resonance in Medicine*, 21(1):151–156, sep 1991.
- [56] Leon Axel. Biomechanical Dynamics of the Heart with MRI. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 4(1):321–347, aug 2002.
- [57] Michael Markl. Velocity Encoding and Flow Imaging. *ISMRM Educational Sessions - 2006 Annual Meeting*, pages 1–10, 2006.
- [58] A. H. Andersen and J. E. Kirsch. Analysis of noise in phase contrast MR imaging. *Medical physics*, 23(6):857–69, jun 1996.
- [59] A. Haase, J. Frahm, D. Matthaei, W. Hanicke, and K. D. Merboldt. FLASH imaging. Rapid NMR imaging using low flip-angle pulses. *Journal of Magnetic Resonance (1969)*, 67(2):258–266, 1986.
- [60] Timothy J. Mosher and Michael B. Smith. A dante taggin sequence for the evaluation of translational sample motion. *Magnetic Resonance in Medicine*, 15(2):334–339, 1990.
- [61] L.J. Erasmus, D. Hurter, M. Naude, H.G. Kritzinger, and S Acho. A short overview of MRI artefacts. *SA Journal of Radiology*, (August):13–17, 2004.
- [62] Rosa Maria Bruno, Giulia Cartoni, Francesco Stea, Sabina Armenia, Elisabetta Bianchini, Simona Buralli, Chiara Giannarelli, Stefano Taddei, and Lorenzo Ghiadoni. Carotid and aortic stiffness in essential hypertension and their relation with target organ damage. *Journal of Hypertension*, 35(2):310–318, feb 2017.
- [63] F. Hansen, P. Mangell, B. Sonesson, and T. Länne. Diameter and compliance in the human common carotid artery - variations with age and sex. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 21(1):1–9, 1995.
- [64] L. A. Martinez-Lemus, M. A. Hill, and G. A. Meininger. The Plastic Nature of the Vascular Wall: A Continuum of Remodeling Events Contributing to Control of Arteriolar Diameter and Structure. *Physiology*, 24(1):45–57, 2009.
- [65] B M ; Taylor Learoyd M.G. Alteration with age in the viscoelastic properties of human arterial walls. *Circulation Research*, 18(March):278–292, 1966.
- [66] Martin Braddock, Jean-Luc Schwachtgen, Parul Houston, Marion C. Dickson, Michael J. Lee, and Callum J. Campbell. Fluid Shear Stress Modulation of Gene Expression in Endothelial Cells. *Physiology*, 13(5):241–246, 1998.
- [67] Erik N. Bakker, Carsten L. Buus, Ed VanBavel, and Michael J. Mulvany. Activation of resistance arteries with endothelin-1: from vasoconstriction to functional adaptation and remodeling. *Journal of vascular research*, 41(2):174–82, 2004.
- [68] Jens Christian Brings Jacobsen, Michael John Mulvany, and Niels-Henrik Henrik Holstein-Rathlou. A mechanism for arteriolar remodeling based on maintenance of smooth muscle

- cell activation. *AJP - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 294(4):R1379–R1389, 2008.
- [69] Christopher C. DuFort, Matthew J. Paszek, and Valerie M. Weaver. Balancing forces: architectural control of mechanotransduction. *Nature Reviews Molecular Cell Biology*, 12(5):308–319, may 2011.
- [70] Stefan Kiechl and Johann Willeit. The Natural Course of Atherosclerosis : Part I: Incidence and Progression. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 19(6):1484–1490, jun 1999.
- [71] Hadas Shiran, Justin Odegaard, Gerald Berry, D. Craig Miller, Michael Fischbein, and David Liang. Aortic wall thickness: an independent risk factor for aortic dissection? *The Journal of heart valve disease*, 23(1):17–24, jan 2014.
- [72] P. C. G. Simons, A. Algra, M. L. Bots, D. E. Grobbee, and Y. van der Graaf. Common Carotid Intima-Media Thickness and Arterial Stiffness : Indicators of Cardiovascular Risk in High-Risk Patients The SMART Study (Second Manifestations of ARterial disease). *Circulation*, 100(9):951–957, aug 1999.
- [73] Asawinee Danpinid, Jianwen Luo, Jonathan Vappou, Pradit Terdtoon, and Elisa E. Konofagou. In vivo characterization of the aortic wall stress-strain relationship. *Ultrasonics*, 50(7):654–665, jun 2010.
- [74] Liang Der Jou, Gregory Wong, Brad Dispensa, Michael T. Lawton, Randall T. Higashida, William L. Young, and David Saloner. Correlation between lumenal geometry changes and hemodynamics in fusiform intracranial aneurysms. *American Journal of Neuroradiology*, 26(9):2357–2363, 2005.
- [75] Servet Inci and Robert F. Spetzler. Intracranial aneurysms and arterial hypertension: a review and hypothesis. *Surgical neurology*, 53(6):530–40; discussion 540–2, jun 2000.
- [76] M. Shojima, M. Oshima, K. Takagi, R. Torii, M. Hayakawa, K. Katada, A. Morita, and T. Kirino. Magnitude and Role of Wall Shear Stress on Cerebral Aneurysm: Computational Fluid Dynamic Study of 20 Middle Cerebral Artery Aneurysms. *Stroke*, 35(11):2500–2505, nov 2004.
- [77] M.L. Raghavan, David A. Vorp, Michael P. Federle, Michel S. Makaroun, and Marshall W. Webster. Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm. *Journal of Vascular Surgery*, 31(4):760–769, apr 2000.
- [78] D. I. Walker, K. Bloor, G. Williams, and I. Gillie. Inflammatory aneurysms of the abdominal aorta. *The British journal of surgery*, 59(8):609–14, aug 1972.
- [79] M.S. Greenberg and N. Arredondo. *Handbook of neurosurgery*. Thieme, USA, 2006.
- [80] F. Proust, E. Gérardin, and J. Chazal. Unruptured intracranial aneurysm and microsurgical exclusion: the need of a randomized study of surgery versus natural history. *Journal of Neuroradiology*, 35(2):109–115, may 2008.
- [81] Seppo Juvela, Matti Porras, and Olli Heiskanen. Natural history of unruptured intracranial aneurysms: a long-term follow-up study. *Journal of Neurosurgery*, 79(2):174–182, aug 1993.
- [82] Seppo Juvela. Treatment Options of Unruptured Intracranial Aneurysms. *Stroke*, 35(2):372–374, feb 2004.
- [83] Baruch B. Lieber, Alfred P. Stancampiano, and Ajay K. Wakhloo. Alteration of hemodynamics in aneurysm models by stenting: Influence of stent porosity. *Annals of Biomedical Engineering*, 25(3):460–469, 1997.

- [84] E. Sander Connolly, Alejandro A. Rabinstein, J. Ricardo Carhuapoma, Colin P. Derdeyn, Jacques Dion, Randall T. Higashida, Brian L. Hoh, Catherine J. Kirkness, Andrew M. Naidech, Christopher S. Ogilvy, Aman B. Patel, B. Gregory Thompson, and Paul Vespa. Guidelines for the Management of Aneurysmal Subarachnoid Hemorrhage: A Guideline for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*, 43(6):1711–1737, jun 2012.
- [85] Pedro Lylyk, Carlos Miranda, Rosana Ceratto, Angel Ferrario, Esteban Scrivano, Hugh Ramirez Luna, Aaron L Berez, Quang Tran, Peter K Nelson, and David Fiorella. Curative endovascular reconstruction of cerebral aneurysms with the pipeline embolization device: the Buenos Aires experience. *Neurosurgery*, 64(4):632–42; discussion 642–3; quiz N6, apr 2009.
- [86] S. C. Johnston, S. Zhao, R. A. Dudley, M. F. Berman, D. R. Gress, N. F. Kassell, and G. Lanzino. Treatment of Unruptured Cerebral Aneurysms in California Editorial Comment : Unruptured Intracranial Aneurysms: In Search of the Best Management Strategy. *Stroke*, 32(3):597–605, mar 2001.
- [87] W.J. van Rooij, G.J. Keeren, J.P.P. Peluso, and M. Sluzewski. Clinical and Angiographic Results of Coiling of 196 Very Small ( $\leq 3$  mm) Intracranial Aneurysms. *American Journal of Neuroradiology*, 30(4):835–839, apr 2009.
- [88] Eva H. Brillstra, Gabriël J. E. Rinkel, Y. van der Graaf, Willem Jan J. van Rooij, and A. Algra. Treatment of Intracranial Aneurysms by Embolization with Coils : A Systematic Review. *Stroke*, 30(2):470–476, feb 1999.
- [89] Hans Henkes, Sebastian Fischer, Werner Weber, Elina Miloslavski, Stephan Felber, Stefan Brew, and Dietmar Kuehne. Endovascular Coil Occlusion of 1811 Intracranial Aneurysms: Early Angiographic and Clinical Results. *Neurosurgery*, 54(2):268–80; discussion 280–5, feb 2004.
- [90] Andrew Molyneux. International Subarachnoid Aneurysm Trial (ISAT) of neurosurgical clipping versus endovascular coiling in 2143 patients with ruptured intracranial aneurysms: a randomised trial. *The Lancet*, 360(9342):1267–1274, oct 2002.
- [91] The New England. Unruptured Intracranial Aneurysms - Risk of Rupture and Risks of Surgical Intervention. *New England Journal of Medicine*, 339(24):1725–1733, dec 1998.
- [92] M. Asdente, L. Pavesi, P. L. Oreste, A. Colombo, W. Kuhn, and E. Tremoli. Evaluation of atherosclerotic lesions using NMR microimaging. *Atherosclerosis*, 80(3):243–253, 1990.
- [93] K. Pyörälä, G. De Backer, Ian Graham, P. Poole-Wilson, and D. Wood. Prevention of coronary heart disease in clinical practice. Recommendations of the Task Force of the European Society of Cardiology, European Atherosclerosis Society and European Society of Hypertension. *European heart journal*, 15(10):1300–31, oct 1994.
- [94] Aldons J Lulis. Atherosclerosis review. *Nature*, 407(September):233–241, 2000.
- [95] Graziano Riccioni and Valeriana Sblendorio. Atherosclerosis: From biology to pharmacological treatment. *Journal of Geriatric Cardiology*, 9(3):305–317, 2012.
- [96] Rukshana C. Shroff and Catherine M. Shanahan. Vascular Calcification in Patients with Kidney Disease: The Vascular Biology of Calcification. *Seminars in Dialysis*, 20(2):103–109, mar 2007.
- [97] Larry W. Hunter, Jon E. Charlesworth, Sam Yu, John C. Lieske, and Virginia M. Miller. Calcifying nanoparticles promote mineralization in vascular smooth muscle cells:

- implications for atherosclerosis. *International journal of nanomedicine*, 9(1):2689–98, may 2014.
- [98] Nicola Bianda, Marcello Di Valentino, Daniel Priat, Jeanne Marie Segatto, Michel Oberson, Marco Moccetti, Isabella Sudano, Paolo Santini, Costanzo Limoni, Alberto Froio, Matthias Stuber, Roberto Corti, Augusto Gallino, and Rolf Wyttenbach. Progression of human carotid and femoral atherosclerosis: A prospective follow-up study by magnetic resonance vessel wall imaging. *European Heart Journal*, 33(2):230–237, 2012.
- [99] A. M. Shaaban and A. J. Duerinckx. Wall Shear Stress and Early Atherosclerosis A Review. *Ajr*, 174(June):1657–1665, 2000.
- [100] J. S. Stroud, S. A. Berger, and D. Saloner. Influence of stenosis morphology on flow through severely stenotic vessels: implications for plaque rupture. *Journal of biomechanics*, 33(4):443–55, apr 2000.
- [101] Robert W. Hobson, William C. Mackey, Enrico Ascher, M. Hassan Murad, Keith D. Calligaro, Anthony J. Comerota, Victor M. Montori, Mark K. Eskandari, Douglas W. Massop, Ruth L. Bush, Brajesh K. Lal, and Bruce A. Perler. Management of atherosclerotic carotid artery disease: Clinical practice guidelines of the Society for Vascular Surgery. *Journal of Vascular Surgery*, 48(2):480–486, 2008.
- [102] Henry J.M. Barnett, D. Wayne Taylor, Michael Eliasziw, Allan J. Fox, Gary G. Ferguson, R. Brian Haynes, Richard N. Rankin, G. Patrick Clagett, Vladimir C. Hachinski, David L. Sackett, Kevin E. Thorpe, Heather E. Meldrum, and J. David Spence. Benefit of Carotid Endarterectomy in Patients with Symptomatic Moderate or Severe Stenosis. *New England Journal of Medicine*, 339(20):1415–1425, nov 1998.
- [103] Barbara Krug, Harald Kugel, Gerd Friedmann, Juergen Bunke, Peter van Dijk, Rainer Schmidt, and Hans Juergen Hirche. MR imaging of poststenotic flow phenomena: Experimental studies. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 1(5):585–591, 1991.
- [104] K. W. Moser, E. C. Kutter, J. G. Georgiadis, R. O. Buckius, H. D. Morris, and J. R. Torczynski. Velocity measurements of flow through a step stenosis using Magnetic Resonance Imaging. *Experiments in Fluids*, 29(5):438–447, nov 2000.
- [105] T. Crawford and C. I. Levene. Medial thinning in atheroma. *The Journal of Pathology and Bacteriology*, 66(1):19–23, jul 1953.
- [106] D.N. Ku, D.P. Giddens, D.J. Phillips, and D.E. Strandness. Hemodynamics of the normal human carotid bifurcation: In vitro and in vivo studies. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 11(1):13–26, jan 1985.
- [107] Robin Fåhræus and Torsten Lindqvist. The viscosity of the blood in narrow capillary tubes. *American Journal of Physiology*, 96(3):562–568, 1931.
- [108] Peter W. Rand, Eleanor Lacombe, Hamilton E. Hunt, and William H. Austin. Viscosity of normal human blood under normothermic and hypothermic conditions. *Journal of Applied Physiology*, 19(1):117–122, jan 1964.
- [109] S. Charm and G. Kurland. Viscometry of Human Blood for Shear Rates of 0-100000 1/s. *Nature*, 206(4984):617–618, may 1965.
- [110] E. W. Merrill and G. A. Pelletier. Viscosity of human blood: transition from Newtonian to non-Newtonian. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 23(2):178–182, 1967.

- [111] G. B. Thurston. Viscoelasticity of human blood. *Biophysical journal*, 12(9):1205–17, sep 1972.
- [112] Young I. Cho and Kenneth R. Kensey. Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1: Steady flows. *Biorheology*, 28(3-4):241–62, 1991.
- [113] A. R. Pries, D. Neuhaus, and P. Gaehtgens. Blood viscosity in tube flow: dependence on diameter and hematocrit. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 263(6):H1770–H1778, 1992.
- [114] Barbara M. Johnston, Peter R. Johnston, Stuart Corney, and David Kilpatrick. Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: Steady state simulations. *Journal of Biomechanics*, 37(5):709–720, 2004.
- [115] Laura Campo-Deaño, Roel P.A. Dullens, Dirk G.A.L. Aarts, Fernando T. Pinho, and Mónica S.N. Oliveira. Viscoelasticity of blood and viscoelastic blood analogues for use in polydimethylsiloxane in vitro models of the circulatory system. *Biomicrofluidics*, 7(3), 2013.
- [116] L.D. Landau and E.M. Lifshitz. *Course of theoretical physics (Bd. 6)*. Press, 1965.
- [117] N. Bessonov, A. Sequeira, S. Simakov, Yu. Vassilevskii, and V. Volpert. Methods of Blood Flow Modelling. *Mathematical Modelling of Natural Phenomena*, 11(1):1–25, dec 2016.
- [118] R.W. Johnson. *Handbook of Fluid Dynamics*. CRC Press, second edition, 2016.
- [119] R. B. Bird, E. S. Warren, and E. N. Lightfoot. *Transport phenomena*. Wiley, New-York, rev. 2. ed edition, 2007.
- [120] Hermann Schlichting and Klaus Gersten, editors. *Boundary-Layer Theory*. Springer Science and Business Media, Berlin Heidelberg, 9 edition, 2017.
- [121] S. P. Sutera and R. Skalak. The History of Poiseuille Law. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 25:1, 1993.
- [122] Vychaslav Yavchenko. *NMR-Flussbildung nicht-newtonscher Flüssigkeiten*. Master, TU Dortmund, 2018.
- [123] Pierre J. Carreau. Rheological Equations from Molecular Network Theories. *Transactions of the Society of Rheology*, 16(1):99–127, 1972.
- [124] Markus Reiner and R. Schoenfeld-Reiner. Viskosimetrische Untersuchungen an Lösungen hochmolekularer Naturstoffe. I. Mitteilung. Kautschuk in Toluol. *Kolloid-Zeitschrift*, 65(1):44–62, oct 1933.
- [125] K. A. Brookshier and J. M. Tarbell. Evaluation of a transparent blood analog fluid: aqueous xanthan gum/glycerin. *Biorheology*, 30(2):107–16, apr 1993.
- [126] A.D. Anastasiou, A.S. Spyrogianni, K.C. Koskinas, G.D. Giannoglou, and S.V. Paras. Experimental investigation of the flow of a blood analogue fluid in a replica of a bifurcated small artery. *Medical Engineering & Physics*, 34(2):211–218, mar 2012.
- [127] L. Zhong, M. Oostrom, M.J. Truex, V.R. Vermeul, and J.E. Szecsody. Rheological behavior of xanthan gum solution related to shear thinning fluid delivery for subsurface remediation. *Journal of Hazardous Materials*, 244-245:160–170, jan 2013.
- [128] Joel L. Zatz and Steven Knapp. Viscosity of Xanthan Gum Solutions at Low Shear Rates. *Journal of Pharmaceutical Sciences*, 73(4):468–471, apr 1984.
- [129] Kerstin Avila, David Moxey, Alberto de Lozar, Marc Avila, Dwight Barkley, and Björn Hof. The onset of turbulence in pipe flow. *Science*, 333(6039):192–196, 2011.

- [130] A.P Willis, J. Peixinho, R.R Kerswell, and T. Mullin. Experimental and theoretical progress in pipe flow transition. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 366(1876):2671–2684, aug 2008.
- [131] T. W. Secomb, R. Hsu, and A. R. Pries. Motion of red blood cells in a capillary with an endothelial surface layer: effect of flow velocity. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 281(2):H629–H636, aug 2001.
- [132] Daria Tsvirkun, Alexei Grichine, Alain Duperray, Chaouqi Misbah, and Lionel Bureau. Microvasculature on a chip: study of the Endothelial Surface Layer and the flow structure of Red Blood Cells. *Scientific Reports*, 7(1):45036, dec 2017.
- [133] Theodoros G. Papaioannou and Christodoulos Stefanadis. Vascular wall shear stress: basic principles and methods. *Hellenic journal of cardiology : HJC = Hellenike kardiologike epitheorese*, 46(1):9–15, 2005.
- [134] Christopher K. Zarins, Don P. Giddens, B. K. Bharadvaj, Vikrom S. Sottiurai, Robert F. Mabon, and Seymour Glagov. Carotid bifurcation atherosclerosis. Quantitative correlation of plaque localization with flow velocity profiles and wall shear stress. *Circulation Research*, 53(4):502–514, 1983.
- [135] D. N. Ku, D. P. Giddens, C. K. Zarins, and S. Glagov. Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress. *Arteriosclerosis (Dallas, Tex.)*, 5(3):293–302, 1985.
- [136] Myron I. Cybulsky and M. A. Gimbrone. Endothelial expression of a mononuclear leukocyte adhesion molecule during atherogenesis. *Science (New York, N.Y.)*, 251(4995):788–91, feb 1991.
- [137] Zhi Yong Li, Jean U-King-Im, Tjun Y. Tang, Edmund Soh, Teik Choon See, and Jonathan H. Gillard. Impact of calcification and intraluminal thrombus on the computed wall stresses of abdominal aortic aneurysm. *Journal of Vascular Surgery*, 47(5):928–935, 2008.
- [138] Peter H. Stone, Ahmet U. Coskun, Scott Kinlay, Maureen E. Clark, Milan Sonka, Andreas Wahle, Olusegun J. Ilegbusi, Yerem Yeghiazarians, Jeffrey J. Popma, John Orav, Richard E. Kuntz, and Charles L. Feldman. Effect of endothelial shear stress on the progression of coronary artery disease, vascular remodeling, and in-stent restenosis in humans: in vivo 6-month follow-up study. *Circulation*, 108(4):438–44, jul 2003.
- [139] A. J. Geers, H. G. Morales, I. Larrabide, C. Butakoff, P. Bijlenga, and A. F. Frangi. Wall shear stress at the initiation site of cerebral aneurysms. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 16(1):97–115, feb 2017.
- [140] Robert S. Reneman, Theo Arts, and Arnold P.G. Hoeks. Wall shear stress - An important determinant of endothelial cell function and structure - In the arterial system in vivo: Discrepancies with theory. *Journal of Vascular Research*, 43(3):251–269, 2006.
- [141] Jennifer M. Dolan, John Kolega, and Hui Meng. High Wall Shear Stress and Spatial Gradients in Vascular Pathology: A Review. *Annals of Biomedical Engineering*, 41(7):1411–1427, jul 2013.
- [142] Parham Eshtehardi, Adam J. Brown, Ankit Bhargava, Charis Costopoulos, Olivia Y. Hung, Michel T. Corban, Hossein Hosseini, Bill D. Gogas, Don P. Giddens, and Habib Samady. High wall shear stress and high-risk plaque: an emerging concept. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, 33(7):1089–1099, jul 2017.

- [143] H. Meng, V.M. Tutino, J. Xiang, and A. Siddiqui. High WSS or Low WSS? Complex Interactions of Hemodynamics with Intracranial Aneurysm Initiation, Growth, and Rupture: Toward a Unifying Hypothesis. *American Journal of Neuroradiology*, 35(7):1254–1262, jul 2014.
- [144] Ian Marshall, Shunzhi Zhao, Panorea Papathanasopoulou, Peter Hoskins, and X. Yun Xu. MRI and CFD studies of pulsatile flow in healthy and stenosed carotid bifurcation models. *Journal of Biomechanics*, 37(5):679–687, may 2004.
- [145] Q. Long, X. Y. Xu, B. Ariff, S. A. Thom, A. D. Hughes, and A. V. Stanton. Reconstruction of blood flow patterns in a human carotid bifurcation: a combined CFD and MRI study. *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, 11(3):299–311, mar 2000.
- [146] Jonas Bürk, Philipp Blanke, Zoran Stankovic, Alex Barker, Maximilian Russe, Julia Geiger, Alex Frydrychowicz, Mathias Langer, and Michael Markl. Evaluation of 3D blood flow patterns and wall shear stress in the normal and dilated thoracic aorta using flow-sensitive 4D CMR. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 14(1):1–11, 2012.
- [147] Pim van Ooij, Wouter V. Potters, Charles B. Majoie, Ed VanBavel, and Aart Nederveen. Wall shear stress vectors derived from 3D PC-MRI at increasing resolutions in an intracranial aneurysm phantom. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 14(Suppl 1):W43, 2012.
- [148] Johannes V. Soulis, George D. Giannoglou, Yiannis S. Chatzizisis, Kypriani V. Seralidou, George E. Parcharidis, and George E. Louridas. Non-Newtonian models for molecular viscosity and wall shear stress in a 3D reconstructed human left coronary artery. *Medical Engineering & Physics*, 30(1):9–19, jan 2008.
- [149] Jianping Xiang, Markus Tremmel, John Kolega, Elad I. Levy, Sabareesh K. Natarajan, and Hui Meng. Newtonian viscosity model could overestimate wall shear stress in intracranial aneurysm domes and underestimate rupture risk. *Journal of NeuroInterventional Surgery*, 4(5):351–357, 2012.
- [150] Zheng Lou, Wen Jei Yang, and Paul D. Stein. Errors in the estimation of arterial wall shear rates that result from curve fitting of velocity profiles. *Journal of biomechanics*, 26(4-5):383–90, 1993.
- [151] Stefan Henning. *Hochaufgelöste NMR-Bildgebung an Mikrokapseln: Anwendungsorientierte Charakterisierung der Struktur, Stabilität und Permeabilität*. PhD thesis, TU Dortmund, 2012.
- [152] Jacco D. van Beek. matNMR: A flexible toolbox for processing, analyzing and visualizing magnetic resonance data in Matlab®. *Journal of Magnetic Resonance*, 187(1):19–26, jul 2007.
- [153] R. Cusack and N. Papadakis. New robust 3-D phase unwrapping algorithms: Application to magnetic field mapping and undistorting echoplanar images. *NeuroImage*, 16(3 I):754–764, 2002.
- [154] D.C. Ghiglia and M.D. Pritt. *Two-dimensional phase unwrapping: theory, algorithms and software*. Wiley-Interscience, New York, 1998.
- [155] Richard M. Goldstein, Howard A. Zebker, and Charles L. Werner. Satellite radar interferometry: Two-dimensional phase unwrapping. *Radio Science*, 23(4):713–720, jul 1988.

# Eigene Veröffentlichungen

## Wissenschaftliche Abhandlungen

- 1) **D. Edelhoff** , F. Frank, M. Heil, I. Schmitz, L. Walczak, F. Weichert und D. Suter. *Flow measurements and simulations in aneurysm models with various complexity*. Eingereicht bei Medical Physics 2015.
- 2) **M. Heil**, D. Edelhoff, D. Suter, *Distribution of shear stress on the inner surface of arterial blood vessels from measured velocity fields* (in Bearbeitung).
- 3) **M. Heil**, I. Schmitz, L. Walczak, F. Weichert, D. Edelhoff, D. Suter, *Structural alterations of the arteriosclerotic carotid wall- morphological and physical investigations* (in Bearbeitung)

## Konferenzbeiträge als Vortragender

- 1) **M. Heil** , Vortrag, **DPG, 2016**
- 2) **M. Heil** , Vortrag+Eposter, **ESMRMB, 2016**

## Betreute Abschlussarbeiten

- 1) Sebastian Stockhaus, , Bachelorarbeit (2016).
- 2) Stefan Weber, Mikroskopische MRA an Stenosen-Modellen variablen Grades, Bachelorarbeit (2017)
- 3) Vyachaslav Yavchenko, NMR-Flussbildgebung nicht-newtonscher Flüssigkeiten, Masterarbeit (2018)



# Abkürzungsverzeichnis

- FID** engl.: Free Induction Decay - Freier Induktionszerfall
- FLASH** engl.: Fast Low Angle Shot - Eine Gradientecho-basierte Pulssequenz
- FOF** engl.: Field of Flow - Sichtfenster im Geschwindigkeitsraum
- FOV** engl.: Field of View - Sichtfenster bei Standardbildgebung
- MR** engl.: Magnetic Resonance - Magnetresonanz
- MRA** engl.: Magnetic Resonance Angiography - Magnetresonanz Angiografie
- MRI** engl.: Magnetic Resonance Imaging - Kernspinnresonanzbildgebung
- MRT** Magnetresonanztomographie
- NMR** engl.: Nuclear Magnetic Resonance - Kernspinnresonanz
- RF** engl.: Radiofrequency - Radiofrequenz
- SNR** engl.: Signal to Noise Ratio - Signal-zu-Rausch Verhältnis
- TOF** engl.: Time of Flight - Flugzeit, Markierungs-Sequenz
- VENC** engl.: Velocity ENCoding - Geschwindigkeitskodierend
- WSS** Wandscherspannung



# Daten und Programme

## Daten

- 1) Menschenkarotis VR72:  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_8\_Gefaesse\Tissue5\_VR72
- 2) Menschenkarotis 39\_16:  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_8\_Gefaesse\Tissue2\_39\_16
- 3) Menschenkarotis 44\_6:  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_8\_Gefaesse\Tissue3\_44\_6
- 4) Menschenkarotis WT\_16:  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_8\_Gefaesse\Tissue1\_wt16
- 5) Rattenkarotis UR89:  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_8\_Gefaesse\Tissue4\_UR89
- 6) Gewebeelektronenrastermikroskopaufnahmen  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_8\_Gefaesse\Elektronenmikroskop
- 7) Gewebe-CT-Aufnahmen (median und ungefiltert)  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_8\_Gefaesse\HalsSchlagAder4\_U1
- 8) Schweineblutproben, Rheologie  
\\129.217.155.46\User\mheil\Daten\Kapitel\_9\_Xanthan\Schweineblutproben
- 9) Xanthan-Wasser-Mischungen 100 – 400 mg/L  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_9\_Xanthan\Xanthan-Mischungen\_100-400mg
- 10) Xanthan-Wasser-Mischungen 600 – 1200 mg/L  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_9\_Xanthan\Xanthan-Mischungen\_600-1200mg
- 11) Xanthan Zeitabhängigkeit  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_9\_Xanthan\Xanthan\_Zeitabhaengigkeit
- 12) Xanthan TOF 250 mg  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_9\_Xanthan\Xanthan-TOF-250mg

- 13) Xanthan TOF 700 mg  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_9\_Xanthan\Xanthan-TOF-700mg
- 14) Exzentrisches Stenosenmodell 1, Nr.6, Wasser  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_10\_Wasser\_PCM\Exz\_Stenose\_1
- 15) Exzentrisches Stenosenmodell 2, Nr.1, Wasser  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_10\_Wasser\_PCM\Exz\_Stenose\_2
- 16) Exzentrisches Stenosenmodell 3, Nr.9, Wasser  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_10\_Wasser\_PCM\Exz\_Stenose\_3
- 17) Konzentrisches Stenosenmodell 1, Nr.7, Wasser  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_10\_Wasser\_PCM\Konz\_Stenose\_1
- 18) Konzentrisches Stenosenmodell 2, Nr.5, Wasser  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_10\_Wasser\_PCM\Konz\_Stenose\_2
- 19) Generisches Aneurysma, 3D-PC-Methode, Wasser  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_10\_Wasser\_PCM\Generisches\_Aneurysma
- 20) Stenose Nr.1, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Stenosengrad\_Messung\Stenosis1
- 21) Stenose Nr.2, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Stenosengrad\_Messung\Stenosis2
- 22) Stenose Nr.3, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Stenosengrad\_Messung\Stenosis3
- 23) Stenose Nr.4, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Stenosengrad\_Messung\Stenosis4
- 24) Stenose Nr.5, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Stenosengrad\_Messung\Stenosis5
- 25) Stenose Nr.6, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Stenosengrad\_Messung\Stenosis6
- 26) Stenose Nr.7, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Stenosengrad\_Messung\Stenosis7
- 27) Stenose Nr.8, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Stenosengrad\_Messung\Stenosis8

- 28) Stenose Nr.9, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Stenosengrad\_Messung\Stenosis9
- 29) Konzentrationsmessung 75mg Xanthan/ 1L Wasser  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Konzentration\_Messung\75mg
- 30) Konzentrationsmessung 100mg Xanthan/ 1L Wasser  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Konzentration\_Messung\100mg
- 31) Konzentrationsmessung 250mg Xanthan/ 1L Wasser  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Konzentration\_Messung\250mg
- 32) Konzentrationsmessung 400mg Xanthan/ 1L Wasser  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Konzentration\_Messung\400mg
- 33) Konzentrationsmessung 550mg Xanthan/ 1L Wasser  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Konzentration\_Messung\550mg
- 34) Konzentrationsmessung 700mg Xanthan/ 1L Wasser  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Konzentration\_Messung\700mg
- 35) Konzentrationsmessung 1000mg Xanthan/ 1L Wasser  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Konzentration\_Messung\1000mg
- 36) Flussgeschwindigkeit 0,1 L/h, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Fluss\_Messung\Flussmessung0\_1L
- 37) Flussgeschwindigkeit 0,2 L/h, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Fluss\_Messung\Flussmessung0\_2L
- 38) Flussgeschwindigkeit 0,3 L/h, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Fluss\_Messung\Flussmessung0\_3L
- 39) Flussgeschwindigkeit 0,5 L/h, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Fluss\_Messung\Flussmessung0\_5L
- 40) Flussgeschwindigkeit 0,75 L/h, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Fluss\_Messung\Flussmessung0\_75L
- 41) Flussgeschwindigkeit 0,97 L/h, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Fluss\_Messung\Flussmessung0\_97L
- 42) Flussgeschwindigkeit 1,3 L/h, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil\  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Fluss\_Messung\Flussmessung1\_3L

- 43) Flussgeschwindigkeit 1,67 L/h, Xanthan  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil  
\Daten\Kapitel\_11\_Xanthan\_PC\Fluss\_Messung\Flussmessung1\_67L

## Programme

- 1) Auslese statische Bilder (TOF, Flash, etc.): LoadStatic.m  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil  
\Programme\Hauptprogramme\LoadStatic.m
- 2) Auslese Strömungsbildgebung (Phasenkontrast): Phasecontrast\_Main.m  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil  
\Programme\Hauptprogramme\Phasecontrast\_Main.m
- 3) Auslese Strömungsbildgebung (3D-Phasenkontrast): Phasecontrast3D\_Main.m  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil  
\Programme\Hauptprogramme\Phasecontrast3D\_Main.m
- 4) Bestimmung freier Fläche: Lumencalc.m  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil  
\Programme\Hauptprogramme\Lumencalc.m
- 5) Extraktion Flussprofil TOF-Daten: Profile\_TOF.m  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil  
\Programme\Hauptprogramme\Profile\_TOF.m
- 6) Visualisierungsdatei u.a. (Geometrie, Quiver, Divergenz, MaxFlow, 2D-Schichten):  
Visualisation\_Main.m  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil  
\Programme\Hauptprogramme\Visualisation\_Main.m
- 7) Bestimmung Normalisierungsdistanz: Normdistance\_Main.m  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil  
\Programme\Hauptprogramme\Normdistance\_Main.m
- 8) Bestimmung Zusammenhang der Normalisierungsdistanzen:  
relation\_normdistance.m  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil  
\Programme\Hauptprogramme\relation\_normdistance.m
- 9) Bestimmung der Wandscherspannung: WSS\_Main.m  
\\129.217.155.46\Web\intern\E3a\Arbeiten\doctor\_thesis\Marvin\_Heil  
\Programme\Hauptprogramme\WSS\_Main.m

# Danksagung

Ich möchte mich hiermit bei den zahlreichen Personen bedanken, die mich auf dem Weg zu dieser Dissertation begleitet und unterstützt haben.

Zuerst möchte ich mich bei meinem Doktorvater Prof. Dieter Suter bedanken, der mir ermöglicht hat, meine Arbeit in diesem interessanten Gebiet zu schreiben. Er war stets mit helfender Hand zur Seite und hat mich durch die vielen Diskussionen entscheidend in die Welt der Wissenschaft eingeführt und meinen Gedankenhorizont erweitert.

Ein großer Dank gilt auch Dr. Daniel Edelhoff, der mir stets geholfen hat und eine Quelle für neue Ideen war. Vielen Dank für die von dir geschaffene Grundlage und die sehr gute Zusammenarbeit. Bei Dr. Lars Walczak möchte ich mich für die sehr gute Zusammenarbeit bedanken und die vielen Stunden, die du wegen mir am 3D-Drucker verbringen musstest.

Weiterhin möchte ich mich bei den von mir betreuten Master- und Bachelorstudenten Sebastian Stockhaus, Stefan Weber und Vychaslev Yavchenko für ihr Interesse und die viele Arbeit im Labor bedanken.

Auch möchte ich mich bei den Mitarbeitern, Mitdoktoranden und Studierenden am Lehrstuhl experimentelle Physik 3 für das angenehme Arbeitsklima bedanken. Vielen dank für die vielen lustigen und unterhaltsamen Stunden, aber vor allem für die stete Hilfsbereitschaft. An dieser Stelle möchte ich mich auch bei Raphael Mocek, Melanie Ihns und Sebastian Vellmer für die angenehme Büroatmosphäre bedanken.

Ein großer Dank geht auch an die vielen Korrekturleser. Vielen Danke an Iris Gäckle, Nadja Heil, Andrea Gäckle, Thomas Gäckle, Mathias Pilch....

Zum Schluss möchte ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden bedanken, die mich stets auf dem Weg unterstützt und für die nötige Entspannung während der Arbeit gesorgt haben. Ohne sie wäre diese Arbeit bestimmt nicht möglich gewesen.