

Vergleich zwischen 7 Tesla 4D PC-MRI-Flussmessung und CFD-Simulation

Rocco Gasteiger¹, Gábor Janiga², Daniel Stucht³, Anja Hennemuth⁴,
Ola Friman⁴, Oliver Speck³, Michael Markl⁵, Bernhard Preim¹

¹Institut für Simulation und Graphik, Universität Magdeburg

²Institut für Strömungstechnik und Thermodynamik, Universität Magdeburg

³Biomedizinische Magnetresonanz, IEP, Universität Magdeburg

⁴Fraunhofer MEVIS, Bremen

⁵Radiologische Klinik - Medizin Physik, Universitätsklinikum Freiburg

rocco.gasteiger@ovgu.de

Kurzfassung. Die Untersuchung des Blutflussverhaltens (Hämodynamik) in zerebralen Gefäßen spielt eine wesentliche Rolle bei der Bewertung von lokalen Gefäßkrankheiten wie z.B. Aneurysmen. Eine Bestimmung der Strömung in diesen Gefäßabschnitten erfolgt dabei entweder durch CFD-Simulationen oder zeitaufgelöste Phasen-Kontrast Flussmessungen (4D PC-MRI). Die vorliegende Arbeit ergänzt aktuelle Vergleichsuntersuchungen hinsichtlich der resultierenden Strömungsinformationen. Verwendet werden dabei erstmalig 7 Tesla (7T)-Aufnahmen für die Flussmessungen. Der Vergleich zeigt moderate bis starke Korrelationen hinsichtlich der pulsativen Entwicklung von Geschwindigkeit und Volumenstrom aber auch Unterschiede im lokalen Strömungsverlauf.

1 Einleitung

Zerebrale Gefäßerkrankungen, wie z.B. Aneurysmen, stellen ein ernsthaftes Gesundheitsrisiko für den Patienten dar. Die Ruptur eines Aneurysmas verursacht beispielsweise eine Subarachnoidalblutung mit zum Teil tödlichen Ausgang. Um die Entstehung und Entwicklung dieser pathologischen Strukturen besser verstehen zu können, spielen neben morphologischen Informationen der Anatomie auch Kenntnisse über die lokale Hämodynamik eine wesentliche Rolle [1], [2]. Zudem können diese Informationen für die Therapieentscheidung unterstützend eingesetzt werden, wie z.B. dem virtuellen Stenting oder Coiling [3]. Zur Bestimmung der Hämodynamik bei zerebralen Aneurysmen werden vorrangig numerische Simulationen (CFD-Simulationen) sowie zunehmend Phasen-Kontrast Flussmessungen (4D PC-MRI) verwendet. Die Simulationen basieren auf einer Vielzahl von Annahmen, deren Korrektheit bei einem konkreten Patienten nicht überprüft werden kann. Die Messungen haben eine klarere Grundlage, allerdings sind die Daten gering aufgelöst (1.0-1.6 mm Schichtabstand) und teilweise stark verrauscht, so dass keineswegs anatomisch zuverlässigere Ergebnisse entstehen. In neueren Arbeiten wurden erste Vergleiche zwischen Simulation und Messung durchgeführt, die Gemeinsamkeiten hinsichtlich globaler Flussmuster

(z.B. Flussrichtung) aufzeigen aber auch Unterschiede bei lokalen Flussparametern wie Geschwindigkeit oder Wall-Shear-Stress (WSS) [4], [5]. Die vorliegende Arbeit ergänzt diese Untersuchungen, da die MR-Messungen an einem 7T-Gerät mit einem besseren Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) durchgeführt wurden.

2 Material und Methoden

Die Schritte für die Datenaufnahme, -vorverarbeitung und -auswertung werden im Folgenden kurz beschrieben. Die Verarbeitung und Auswertung der Daten erfolgte dabei mithilfe der Bildverarbeitungs- und Visualisierungsplattform MeVisLab, VTK sowie ParaView.

2.1 Aufnahme der MR-Daten

Für die Aufnahme wurde ein Gefäßphantom mit drei sakkularen Aneurysmen verwendet. Das Gefäßsystem besitzt einen Einströmkanal und zwei Ausströmkanäle sowie einen variierenden Gefäßdurchmesser zwischen 3 und 6 mm. Die MR-Daten wurden an einem 7T Ganzkörper-Scanner (MAGNETOM 7T, Siemens Medical Solutions, Deutschland) in einer 8-Kanal-Spule (Rapid Biomedical, Deutschland) aufgenommen. Zur Generierung des CFD-Modells wurde zunächst ein Gradientenecho-Datensatz akquiriert (Auflösung: $288 \times 512 \times 240$, Voxelgröße: $0.5 \times 0.5 \times 0.5$ mm, TR/TE: 20.0 ms/7.67 ms, 4 Mittelungen, Flipwinkel: $\alpha = 15^\circ$). Das Phantom wurde mit einer Kochsalzlösung (0,9 %) gefüllt, der 0.2 mmol/l Gadolinium (GdCl₃) zugegeben wurden. Die Aufnahme der Flussdaten erfolgte mittels flussempfindlicher 4D (zeitaufgelöst und 3D) GE-Phasenkontrast MR-Bildgebung [6] (Auflösung: $144 \times 256 \times 128$, Voxelgröße: $1.0 \times 1.0 \times 1.0$ mm, TR/TE: 94.4 ms/2.88 ms, GAPPA-Faktor 2, keine Mittelung, Flipwinkel: $\alpha = 12^\circ$, 94.4 ms zeitliche Auflösung, 20 Phasen, $v_{enc}=1.0$ m/s iso). Synchronisiert wurde der Sequenzablauf mit einem externen Triggersignal.

2.2 Segmentierung und Vorverarbeitung der MR- und Flussdaten

Für das spätere CFD-Modell ist eine Segmentierung des Phantomgefäßsystems notwendig. Die Segmentierung erfolgte dabei auf Basis des hochaufgelösten Datensatzes durch ein schwellenwertbasiertes Verfahren mit anschließender Zusammenhangskomponentenanalyse. Bezüglich der Flussmessungen können aufgrund von Wirbelströmen, Phasensprüngen und Rauschen Fehler in den Geschwindigkeitsdaten verursacht werden. Eine Korrektur der Daten erfolgte anhand der Beschreibung in Hennemuth et al. [7]. Da außerhalb des Gefäßlumens ein starker Rauschanteil in den Flussdaten vorliegt, wurden diese durch die oben erzeugte Segmentierung von dem umgebenden Rauschen maskiert. Hierfür wurde die Segmentierungsmaske auf den niedriger aufgelösten Flussdatensatz manuell registriert.

2.3 CFD Modelgenerierung und Simulation

Aus der hochaufgelösten Segmentierungsmaske wurde durch Marching Cubes ein Oberflächenmodell generiert. Anschließend wurden die Ein- und Ausströmbereiche des Oberflächenmodells senkrecht zum Gefäßverlauf manuell beschnitten. Die Dreiecksqualität wurde mittels Neuvernetzung durch einen Advancing-Front-Algorithmus [8] verbessert. Anschließend wurde mit Hilfe der Software ANSYS IcemCFD ein hybrides Volumengitter (934,266 Elemente) mit Prismen am Rand und mit Tetraedern im Innern auf Basis des Oberflächenmodells (193,576 Dreiecke) generiert. Als Flussmedium wurde Wasser (Newton'sch, Dichte = 1000 kg/m^3 , Viskosität = $10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$) angenommen. Zusätzlich wurde aus den Flussmessungen der Volumenstrom im Einströmbereich und den beiden Ausströmbereichen über die Zeit ermittelt und als Randbedingung in der Simulation definiert. Weiterhin wurde eine starre Gefäßwand sowie eine Flussgeschwindigkeit von 0 m/s an den Wänden angenommen. Die Simulation erfolgte zeitabhängig über eine Periode mit 100 Zeitschritten, wovon jeder zehnte Schritt gespeichert wurde. Verwendet wurde dafür die Software ANSYS Fluent.

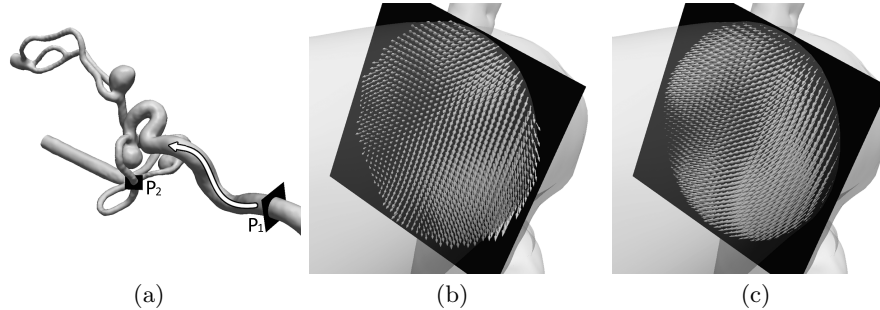
2.4 Auswertung

Für den Vergleich wurden die maskierten 4D PC-MRI Flussdaten in das unstrukturierte Gitter des CFD-Volumengitters mittels trilinearer Interpolation überführt. Für die Registrierung des Volumengitters auf den Flussdatensatz wurde die Registrierungsinformationen aus Abschnitt 2.2 verwendet. Die Auswertung erfolgte qualitativ durch die Visualisierung des Strömungsverlaufes und quantitativ durch Berechnung des Volumenstromes und der mittleren Flussgeschwindigkeit an definierten Schnittebenen im Gefäßverlauf.

3 Ergebnisse und Diskussion

Abbildung 2(a) zeigt die rekonstruierte Oberfläche des Aneurysmaphantoms und die Flussrichtung (weiß). Exemplarisch wurde für die weitere Beschreibung eine Ebene an einem großen Gefäßdurchmesser ($\approx 6 \text{ mm}$) mit P_1 und eine Ebene an einem kleinen Durchmesser ($\approx 3 \text{ mm}$) mit P_2 markiert (schwarz). Für die qualitative Bewertung des Strömungsverlaufes ist in Abb. 2(b) das Strömungsprofil an P_1 der 4D PC-MRI-Daten sowie in Abb. 2(c) das der CFD-Daten vergrößert dargestellt (Zeitschritt 5). Der Flussverlauf ist dabei jeweils mit Pfeilglyphen visualisiert, wobei die Länge die Geschwindigkeit kodiert. Generell sind bei beiden Flussdaten ähnliche Richtungsverläufe sowie Geschwindigkeitsverteilungen zu erkennen. Die 4D PC-MRI-Daten weisen jedoch ein tendenziell komplexeres Strömungsmuster auf, wohingegen die CFD-Daten mehr laminar verlaufen sowie lokal höhere Geschwindigkeiten besitzen. Folgende Ursachen können dafür vorliegen: (a) Die CFD-Simulation bildet aufgrund ihrer Modellannahmen komplexe Strömungsmuster nicht ab oder (b) die Flussmessungen enthalten weiteres Rauschen, welches durch Interpolation in der Flussmessung sowie in der Datenverarbeitung zwar reduziert aber dennoch vorhanden ist.

Abb. 1. (a) Rekonstruierte Oberfläche des Aneurysmaphantoms, mit Flussverlauf (weiß) und Schnittebenen (schwarz), (b) Visualisierung des Strömungsprofils der 4D PC-MRI-Daten und (c) der CFD-Daten an Ebene P_1 mittels Pfeilglyphen.



Gegenüber dem qualitativen Vergleich an P_1 zeigt die quantitative Auswertung des Volumenstromes Q und der mittleren Geschwindigkeit \bar{v} für die komplette Periode, dass die gemessenen und simulierten Flussdaten eine starke Korrelation hinsichtlich der pulsativen Entwicklung der beiden Flussquantitäten besitzen ($r_Q = 0.97$, $r_{\bar{v}} = 0.97$, Abb. 2(d)). Dies zeigt, dass die in der Simulation definierten Randbedingungen aus der Messung zumindest in der Nähe des Einströmbereiches beibehalten werden. Abbildung 2(e) zeigt den quantitativen Vergleich an Ebene P_2 , welche an einem geringeren Gefäßdurchmesser und entfernter vom Einströmbereich platziert ist. Erkennbar ist eine modera-

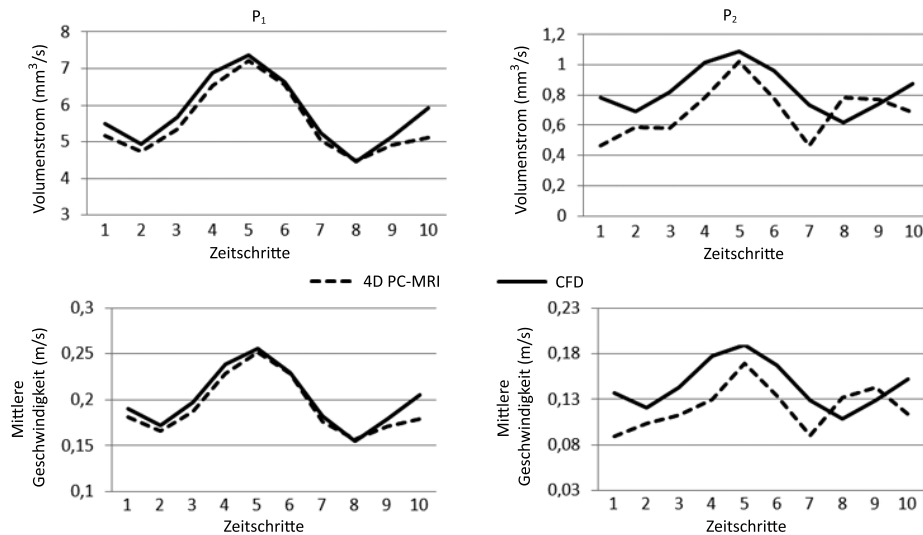


Abb. 2. Quantitativer Vergleich des Volumenstromes und der mittleren Geschwindigkeit an Ebene P_1 (links) und an Ebene P_2 (rechts).

te Korrelation ($r_Q = 0.57$, $r_{\bar{v}} = 0.53$) hinsichtlich der Flussquantitäten, wobei die simulierten Daten im Mittel höhere Werte aufweisen. Ein wahrscheinlicher Grund dafür können die abweichenden Fließeigenschaften des simulierten Flußmediums zu dem tatsächlich verwendeten sein. Dichte und Viskosität scheinen als zu gering angenommen zu sein, so dass sich die Flussquantitäten über die Entfernung zum Einströmbereich hin schneller entwickeln. Auffällig ist bei den gemessenen Daten eine Abweichung in den Zeitschritten 8 und 9. Bei einer qualitativen Beurteilung dieser Zeitschritte an P_2 , war ein komplexes Strömungsmuster mit erhöhter Randgeschwindigkeit erkennbar, welches in den CFD-Daten nicht auftauchte. Ein erhöhter Rauschanteil in dem schmalen Gefäßbereich kann hier nicht ausgeschlossen werden.

Als Schlussfolgerung der präsentierten Arbeit kann gesagt werden, dass zwischen gemessenen und simulierten Blutflussdaten moderate bis starke Korrelationen hinsichtlich der pulsativen Entwicklung von Flussquantitäten existieren. Die 4D PC-MRI-Daten weisen jedoch im Vergleich zu den CFD-Daten höhere Abweichungen hinsichtlich des lokale Strömungsverlaufes und der Flussquantitäten auf, je weiter entfernt vom Einströmbereich und schmaler die Gefäßabschnitte sind. Genauere Untersuchung hinsichtlich des Einflusses von Rauschen, der Registrierung und Interpolation während der Datenvorverarbeitung sowie der Randbedingungen sind noch notwendig. Ein Vergleich zwischen verschiedenen Feldstärken sowie von 7T in vivo-Aufnahmen und CFD-Simulationen steht ebenfalls noch aus.

Literaturverzeichnis

1. Hoi Y, Meng H, Woodward SH, et al. Effects of arterial geometry on aneurysm growth: three-dimensional computational fluid dynamics study. *J Neuroradiol.* 2004;101:676–81.
2. Nixon AM, Gunel M, Sumpio BE. The critical role of hemodynamics in the development of cerebral vascular disease. *J Neuroradiol.* 2010;112:1240–53.
3. Cebra JR, Löhner R. Efficient simulation of blood flow past complex endovascular devices using an adaptive embedding technique. *IEEE Trans Med Imaging.* 2005;24(4):468–76.
4. Cebra JR, Putman CM, Alley MT, et al. Hemodynamics in normal cerebral arteries: qualitative comparison of 4D phase-contrast magnetic resonance and image-based computational fluid dynamics. *J Eng Math.* 2009;64:367–78.
5. Boussel L, Rayz V, Martin A, et al. Phase-contrast magnetic resonance imaging measurements in intracranial aneurysms in vivo of flow patterns, velocity fields, and wall shear stress: comparison with computational fluid dynamics. *J Magn Reson Imaging Med.* 2009;61:409–17.
6. Markl M, Harloff A, Bley TA, et al. Time-resolved 3D MR velocity mapping at 3T: improved navigator-gated assessment of vascular anatomy and blood flow. *J Magn Reson Imaging.* 2007;25(4):824–31.
7. Hennemuth A, Friman O, Schumann C, et al. Fast interactive exploration of 4D MRI flow data. In: *Proc SPIE.* vol. 7964; 2011.
8. Schöberl J. NETGEN: an advancing front 2D/3D-mesh generator based on abstract rules. *Comput Vis Sci.* 1997;1:41–52.