

Instationäre Strömungssimulationen und Auswertung von Blutströmungen in zerebralen Aneurysmen mit Stent

Ph. Berg¹, G. Janiga¹, D. Thévenin¹

¹ Otto-von-Guericke-Universität, Institut für Strömungstechnik & Thermodynamik, Magdeburg, Deutschland

Kontakt: philipp.berg@st.ovgu.de

Abstract:

Tritt infolge von pathologischen Veränderungen der arteriellen Gefäßwände eine Ruptur von zerebralen Aneurysmen ein, schließt sich eine Hämorrhagie mit hoher Mortalitätsrate an. Deshalb kommen bei der Behandlung oftmals Stents zum Einsatz, die die Strömungsgeschwindigkeiten im Aneurysma reduzieren und die resultierenden Wandschubspannungen unter einen kritischen Wert senken.

Im Rahmen dieser Arbeit wird mit Hilfe von instationären Simulationen die Hauptblutstromänderung durch die Implantation von zwei Stent-Geometrien in je zwei Gefäßpositionierungen untersucht und mit der unbehandelten Variante verglichen.

Die Auswertung mittels zeitabhängiger Kriterien zeigt, dass durch die richtige Wahl der Stent-Geometrie und -Position eine Reduzierung der Einströmung in das Aneurysma um das Vierfache gelingt. Gleichzeitig ergibt sich ein signifikanter Abbau des Spannungszustands an der von einer Ruptur bedrohten Gefäßwand des Aneurysmahalses.

Schlüsselworte: Zerebrale Aneurysmen, Stent, CFD, Hämodynamik

1 Problem

Das menschliche Blutgefäßsystem zeigt ein hohes Maß an Verzweigungen und gewährleistet damit die vollständige Versorgung aller Organe und Gewebestrukturen. Dabei besitzen die Gefäßwände die Fähigkeit, bei jedem Herzzyklus der durch die Ventrikelkontraktion eingeleiteten Druckwelle aufgrund elastischer Materialeigenschaften zu widerstehen. Treten jedoch krankheitsbedingt Schwächungen der Gefäßwände auf, setzt ein Prozess ein, der mit einer zunehmenden Gefäßerweiterung verbunden ist [1]. Diese Dilatationen werden als Aneurysmen bezeichnet und können mithilfe von bildgebenden Verfahren vorrangig an Gefäßen mit starken Richtungsänderungen oder Bifurkationen nachgewiesen werden.

Für die Behandlung wurden unterschiedliche Methoden entwickelt, die individuell nach Zustand und Position des Aneurysmas gewählt werden. Teilweise wird der Blutstrom in die Gefäßerweiterung durch das Anbringen eines Clips verhindert, wobei Operationen am offenen Gehirn mit hohen Risiken verbunden sind. Beim häufiger angewendeten *Coiling* verursachen ins Aneurysma eingeführte Metalldrähte eine Thrombenbildung, die das weitere Wachstum einschränken und das Rupturrisiko senken [2]. Neuerdings kommen bei der Behandlung zusätzlich Stents zum Einsatz, die aufgrund ihrer Gitterstruktur entweder gefäßstabilisierend wirken oder das Einströmverhalten in das Aneurysma dahingehend beeinflussen, dass die Strömungsgeschwindigkeit reduziert wird und die Wandschubspannungen unter einen kritischen Wert sinken [3].

Die Ursachen, die zu einer Ruptur des Aneurysmas führen, sind zum aktuellen Stand weitestgehend unbekannt. Aufgrund der zum Teil nur zufälligen Detektion und einer niedrigen Rupturrate, existieren wenige Studien, die den Krankheitsverlauf über einen größeren Zeitraum repräsentativ verfolgen konnten [4]. Da allerdings in den bisherigen Untersuchungen nur wenige Zusammenhänge zwischen der Größe oder der Form des Aneurysmas und der Rupturwahrscheinlichkeit festgestellt wurden, scheinen hämodynamische Faktoren den Verlauf des Gefäßwachstums zu bestimmen. Welchen Einfluss die Blutströmung auf die Gefäßwände besitzt beziehungsweise in welchen Bereichen erhöhte Wandschubspannungen auftreten, kann mit aktuellen Messverfahren nicht erfasst werden, weshalb der Einsatz von Computersimulationen zunehmend an Bedeutung gewinnt.

In vielen Fällen werden Strömungssimulationen im menschlichen Gefäßsystem unter stationären Annahmen durchgeführt, wobei häufig vollständig ausgeprägte Geschwindigkeitsprofile als Einströmrandbedingungen dienen [5]. Somit können zwar in kürzester Zeit Ergebnisse generiert und Aussagen über hämodynamische Effekte getroffen werden, es erfolgt jedoch keinerlei Berücksichtigung der zeitabhängigen Einflüsse, die sich aufgrund des pulsatilen Charakters während eines Herzschlags einstellen.

Ziel dieser Arbeit ist die Implementierung einer realitätsnahen instationären Einströmrandbedingung [6], um im Anschluss den Einfluss der Platzierung verschiedener Stent-Arten auf das Strömungsverhalten in einem sakkulären Aneurysma zu untersuchen. Die Auswertung erfolgt dabei mithilfe von Kriterien, die mögliche Rückschlüsse auf Rupturrisiken liefern und Aussagen über die unterschiedlichen Stent-Varianten zulassen.

2 Methoden

Die Grundlage der durchgeführten Strömungssimulationen bildet eine im Rahmen der VISC Challenge 2010 [7] erzeugte patientenspezifische Geometrie, wobei zunächst mit Hilfe der digitalen Subtraktionsangiographie rohe Aufnahme gewonnen und diese anschließend mit verschiedenen Segmentierungsalgorithmen zu einem 3D-Modell rekonstruiert wurden (siehe Abbildung 1-links). Es kommen zwei Typen von Stents zum Einsatz, die sich hinsichtlich ihrer Porosität unterscheiden (Neuroform – 84%, SILK – 60%). Außerdem werden jeweils zwei Positionierungen im Gefäßsystem untersucht, sodass sich mit der unbehandelten Variante fünf Modelle ergeben [8].

Die räumliche Diskretisierung erfolgte aufgrund der hohen Komplexität der Geometrie jeweils durch die Generierung von unstrukturierten Gittern mit Tetraeder-Elementen, die sich durch eine besondere Flexibilität auszeichnen. Dabei wurde auf eine hohe Auflösung der Stent-Geometrien Wert gelegt, weshalb Elementanzahlen zwischen 2,3 und 13,5 Mio. resultieren. Abb. 1 deutet beispielhaft die Vernetzungen für die Stents Neuroform (mitte) und SILK (rechts) an.

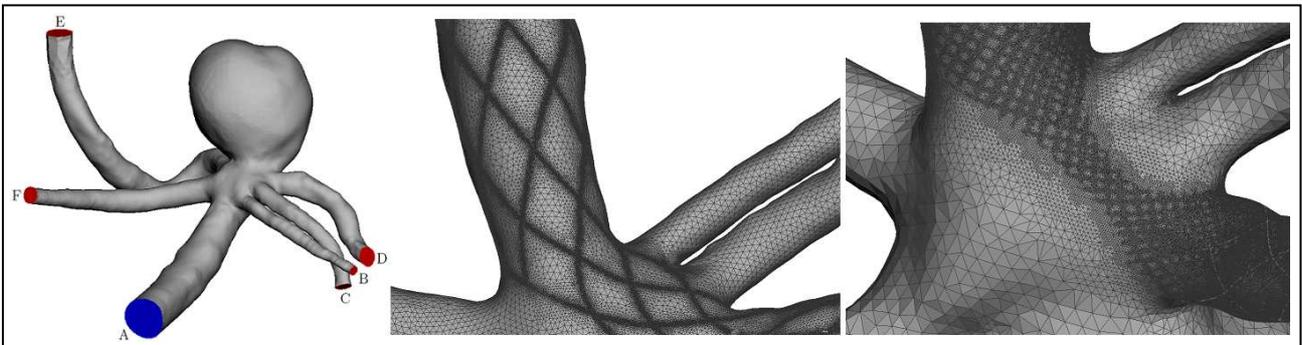


Abb. 1: Patientenspezifische Geometrie mit bezeichneten Gefäßarmen (links), Numerisches Oberflächennetz: Stent Neuroform (mitte), Stent SILK (rechts)

Die Simulationen wurden mit dem „open-source“ Softwarepaket OpenFOAM® durchgeführt, wobei für alle Rechnungen unter stationären Annahmen der simpleFoam-Solver und im zeitabhängigen Fall der modifizierte nonNewtonianIcoFoam-Solver zum Einsatz kam. Aufgrund der hohen Elementanzahl erfolgte im Voraus eine Dekomposition des Lösungsgebietes und anschließend die Nutzung des Clusters Kármán der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, der über 544 Prozessoren, circa 1,1 TB Arbeitsspeicher und ein InfiniBand-Netzwerk verfügt.

Als Einlassrandbedingung findet das zeit- und ortsabhängige *Womersley*-Geschwindigkeitsprofil Anwendung, das als analytische Lösung eine gute Übereinstimmung zu messtechnisch ermittelten Daten aufweist und den pulsilen Charakter des Blutflusses berücksichtigt [9]. Das eingeleitete Geschwindigkeitsfeld setzt sich somit aus einem stationären und einem oszillierenden Anteil zusammen. An allen Gefäßwänden wird die Haftbedingung definiert und zusätzlich ein starres Verhalten angenommen. Den Strömungsauslässen wird jeweils ein konstanter Druck zugewiesen. Für das betrachtete Medium Blut erfolgt die Annahme einer inkompressiblen ($\rho = 1055 \text{ kg/m}^3$), isothermen Flüssigkeit, die aufgrund der Suspension aus Blutplasma und zellulären Bestandteilen nicht-newtonsche Eigenschaften besitzt. Die Abhängigkeit der Viskosität von der Scherrate wird dabei durch das *Carreau-Yasuda*-Modell beschrieben, dessen Parameter experimentell im Rheologielabor ermittelt wurden ($\eta_{\infty} = 4,265 \cdot 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$) [10].

Für die Auswertung der parallelen Simulationen wurden Kriterien implementiert, die sich auf der Grundlage der resultierenden Geschwindigkeitsfelder ergeben und deren Berechnung automatisch mit Hilfe eines Skripts erfolgt. Dabei werden die Ergebnisse des dritten Herzzyklus verwendet. Das Verhältnis des Aneurysmavolumens V_a und des in das Aneurysma eintretenden Volumenstroms Q_{in} , der sich über die Eintrittsfläche A_{in} bestimmen lässt, liefert die *Turnover-Time* (TOT). Der *Inflow Concentration Index* (ICI) berücksichtigt zusätzlich den Volumenstrom am Einströmrand des Gesamtmodells und ergibt sich aus dem Quotienten der Verhältnisse von Q_{in} zu Q_{inlet} und A_{in} zu A_o , wobei A_o den Fläche des Ostiums (Gesamteintrittsfläche) [11] darstellt. Um die auftretenden Wandschubspannungen und deren Gradienten bei instationärem Strömungsverhalten zu betrachten, werden diese über einen kompletten Herzzyklus zeitlich gemittelt und als *Averaged Wall Shear Stress* (AWSS) bzw. *Averaged Wall Shear Stress Gradient* (AWSSG) zusammengefasst. Abschließend gibt der *Oscillatory Shear Index* (OSI) Auskunft über die zeitliche Änderung der Wandschubspannungen [12].

3 Ergebnisse

Anhand der eingeführten Kriterien TOT und ICI kann gezeigt werden, dass sich für alle behandelten Varianten eine Reduzierung des in das Aneurysma eintretenden Volumenstroms und somit eine Verbesserung gegenüber der unbehandelten einstellt. Dabei erfolgt zunächst eine Prüfung der Stromlinien, um qualitative Eindrücke zu gewinnen, die wie in Abbildung 2 dargestellt, quantitativ belegt werden können. Die TOT steigt bei der Verwendung des Stent-Typs Neuroform um circa 10-15%, wobei diese aufgrund des konstanten Aneurysmavolumens ausschließlich durch Q_{in} reziprok bestimmt wird. Der Einfluss der unterschiedlichen Positionierungen kann dabei vernachlässigt werden. Die Varianten SILK weisen eine deutlichere Steigerung auf. Hier werden die höchsten Werte allerdings in der Position AD (siehe Abb.1 für die Gefäßnummerierung) erreicht, die eine Senkung der Einströmung auf etwa 25% des Referenzstroms zeigen. Der gleiche Effekt wird mit Hilfe des ICI nachgewiesen, der ebenfalls die Konfiguration „SILK AD“ als optimale Behandlungsmethode einstuft.

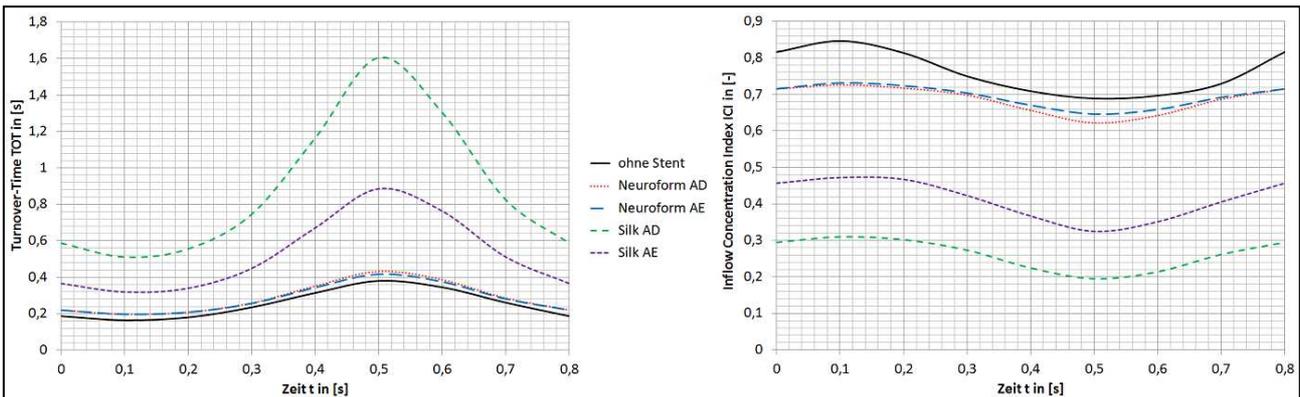


Abb. 2: Darstellung der TOT (links) und des ICI (rechts) für alle simulierten Konfigurationen während eines vollständigen Herzzyklus

Bei der Betrachtung der über einen Herzzyklus gemittelten Wandschubspannungen treten hohe Werte hauptsächlich an plötzlichen Gefäßverjüngungen und starken Richtungsänderungen in der Geometrie auf. Folglich stellt sich ein erhöhter Spannungszustand am Aneurysmahals ein, wobei in diesem Bereich die Gefahr einer auftretenden Ruptur besteht und die Senkung desgleichen eine zusätzliche Zielstellung bildet. Mit dem Einsatz der betrachteten Stent-Varianten gelingt ein Abbau dieses Zustands in verschiedenem Maße. Die Stents des Typs Neuroform zeigen in beiden Positionen eine geringfügige Verbesserung. Lediglich bei der Konfiguration „SILK AD“ ergibt sich ein nahezu vollständig scherspannungsfreies Ostiumgebiet (siehe Abbildung 3). Die Auswertung der zeitlich gemittelten Wandschubspannungsgradienten bestätigt die bisherigen Aussagen, da die erhöhten Werte des unbehandelten Modells ebenfalls signifikant reduziert werden. Zusätzlich werden Gebiete mit starken örtlichen Änderungen der Wandschubspannungen, ausgedrückt über den zeitabhängigen OSI, nahezu vollständig kompensiert, wodurch eine niedrige Belastung der inneren Gefäßwände aufkommt.

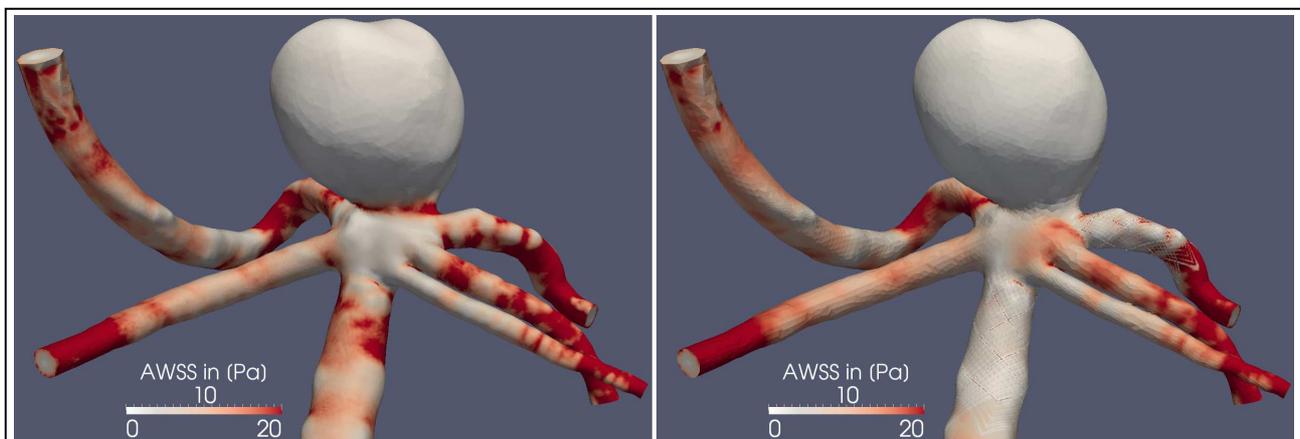


Abb. 3: Vergleich der zeitlich gemittelten Wandschubspannungen bei der unbehandelten Variante (links) und der optimalen Stent-Konfiguration „SILK AD“ (rechts)

Aufgrund nicht zur Verfügung stehender Messwerte, die eine Validierung der durchgeführten Simulation ermöglichen würden, erfolgt ein Vergleich zu bereits am Lehrstuhl vorhandener Berechnungen. Diese wurden unter der Annahme eines stationären Strömungsverhaltens mit dem kommerziellen Simulationspaket ANSYS FLUENT® generiert. Bei der Betrachtung der Geschwindigkeitsverläufe, der Wandschubspannungen und der TOT zeigt sich eine gute Übereinstimmung, wodurch sich OpenFOAM® als mindestens gleichwertiger Ersatz qualifiziert.

4 Diskussion

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass instationäre Strömungssimulationen in zerebralen Aneurysmen mit Hilfe des „open source“ Pakets OpenFOAM® realisierbar sind und ein anschließender Vergleich der verschiedenen Stent-Konfigurationen gelingt. Dabei hat sowohl die richtige Wahl des Stent-Typs als auch der Stentposition einen deutlichen Einfluss auf die positive Beeinflussung der Hämodynamik. Für die in dieser Arbeit untersuchte patientenspezifische Geometrie stellt nach der Auswertung der implementierten Kriterien die Variante „SILK AD“ die optimale Behandlungsmethode dar. Wird sich lediglich auf die Erzeugung der *Turnover-Time* oder des *Inflow Concentration Index* fokussiert, genügen stationäre Simulationen mit entsprechend maximaler Haupteinströmung. Für die Betrachtung des zeitlichen Verlaufs der Wandschubspannungen und deren Gradienten sind instationäre Berechnungen notwendig. Die dabei verwendeten nicht-kommerziellen Softwarepakete OpenFOAM® und ParaView zeichnen sich durch eine freie Erweiterbarkeit aus. Somit ist die Möglichkeit gegeben, untersuchungsspezifische Änderungen beliebig zu implementieren, wodurch dem Anwender eine hohe Flexibilität geboten wird.

Für weiterführende Untersuchungen des Strömungsverhaltens in Aneurysmen ist es notwendig, eine signifikante Erhöhung der Simulationsanzahl zu generieren. Durch die Betrachtungen vieler verschiedener Patientengeometrien könnten dabei rupturfördernde Ursachen identifiziert werden. Ein wichtiger Aspekt ist die Reduzierung der Simulationszeit bei instationärem Strömungsverhalten, wobei diese hauptsächlich durch die Elementqualität und -anzahl bei der räumlichen Diskretisierung bestimmt wird. Außerdem sollte eine kontinuierliche Verbesserung der implementierten Ein- und Ausströmrandbedingungen erfolgen, um das physikalische Verhalten zunehmend realistischer abzubilden. Hier könnten beispielsweise 4D-Geschwindigkeitsmessungen durch den Einsatz von 7 Tesla Magnetresonanztomographen Verwendung finden und Massenströme in Abhängigkeit der Austrittsquerschnittsflächen definiert werden.

5 Referenzen

- [1] Humphrey, J.D.: Cardiovascular solid mechanics: cells, tissues, and organs, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, 2002
- [2] Lasheras, J.C.: The Biomechanics of Arterial Aneurysms, *Annu. Rev. Fluid Mech.* 39:293-319, 2007
- [3] Cantón, G.; Levy, D.I.; Lasheras, J.C.: Hemodynamical changes in bifurcating intracranial aneurysms due to stent placement. *Journal of Neurosurgery.* 103:146-55, 2005
- [4] Molyneux, A.; Kerr, R.; Stratton, I.; Sandercock, P.; Clarke, M.; Shrimpton, J.; Holman, R.: International Subarachnoid Aneurysm Trial (ISAT) of neurosurgical clipping versus endovascular coiling in 2143 patients with ruptured intracranial aneurysms: a randomised trial, *Lancet*, 360:1267-74, 2002
- [5] Seshadhri, S.; Janiga, G.; Skalej, M.; Thévenin, D.: Impact of stents and flow diverters on hemodynamics in idealized aneurysm models. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2011 (in press)
- [6] Loudon, C.; Tordesillas, A.: The Use of the Dimensionless Womersley Number to Characterize the Unsteady Nature of Internal Flow, *Journal of Theoretical Biology.* 191:63-78, 1998
- [7] Civil Engineering People: The Fourth Virtual Intracranial Stenting Challenge (VISC10), <https://ceprofs.civil.tamu.edu/kchu/visc.htm>, Abruf: 12.07.2011
- [8] Janiga G, Rössl C, Seshadhri S, Skalej M, Thévenin D.: Realistic virtual intracranial stenting and Computational Fluid Dynamics for treatment analysis, *Annals of Biomedical Engineering*, 2011 (submitted)
- [9] Nichols, W.W.; O'Rourke, M.F.: McDonald's Blood Flow In Arteries, Hodder Arnold, 2005
- [10] Thews, G.; Schmidt, R.F.; Lang, F.: *Phys. des Menschen*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, 2000
- [11] Cebal, J.R.; Mut, F.; Weir, J.; Putman, C.: Quantitative Characterization of the Hemodynamic Environment in Ruptured and Unruptured Brain Aneurysms, *Am. Journal of Neuroradiology* 32:145-51, 2011
- [12] Hollnagel, D.; Poulidakos, D.; Kollias, S.: Combining magnetic resonance measurements with numerical simulations - Extracting blood flow physiology information relevant to the investigation of intracranial aneurysms in the circle of Willis, *Conference on Modelling Fluid Flow*, Budapest, Hungary, 2009