Fachtagung "Experimentelle Strömungsmechanik"

7. - 9. September 2021, Bremen

Strömungsbeeinflussung in intrakraniellen Aneurysmen

Flow control in intracranial aneurysms

M. Brede, C. Wüstenhagen, S. Langner^{*)} S. Grundmann

Universität Rostock, Lehrstuhl Strömungsmechanik, Albert-Einstein-Str. 2, 18059 Rostock *) Universitätsmedizin Rostock, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, 18057 Rostock

Aneurysma, Magnet Resonanz Velocimetrie, Implantat, Coil, Flow-Diverter aneurysm, magnet resonance velocimetry, implant, coil, flow diverter

Abstract

Aneurysmen der der Blutgefäße im Hirn stellen für den Menschen eine signifikante Gesundheitsgefahr dar. Sie sind ebenso eine Herausforderung in der Therapie aufgrund ihrer individuellen Ausgestaltung und Lage im Gefäßsystem. Moderne Methoden der Behandlung umfassen die Implantation einer Metallspirale zum Ausfüllen des Aneurysmahohlraums oder die Wiederherstellung der Durchströmung des Trägergefäßes durch die Platzierung eines sogenannten *Flow-Diverters*. Infolgedessen nimmt die Durchströmung des Aneurysmas stark ab und das Aneurysma thrombosiert. Um den Behandlungserfolg zu verbessern, ist es das Ziel, die Implantatgeometrie in einer Standardprozedur patientenindividuell anzupassen. In der derzeitigen Studie wird die Durchströmung ohne und mit Implantat in einer Magnet-Resonanz-Velocimetrie (MRV) erfasst, um die Möglichkeiten der Anpassung von Implantaten zu ermitteln.

Wir zeigen Ergebnisse für die Reynolds-ähnliche Durchströmung eines Aneurysmamodells ohne und mit Implantaten anhand der MRV-Ergebnisse und in der numerischen Simulation.

Hintergrund

Bei einem Aneurysma handelt es sich um eine pathologische Aussackung der Gefäßwand. Die Prävalenz intrakranieller Aneurysmen liegt zwischen 2% und 5%. Eine Ruptur eines intrakraniellen Aneurysmas führt zu einer Blutung, welche eine lebensbedrohliches Ereignis darstellt. Ursprünglich erfolgte die endovaskuläre Behandlung durch die alleinige Implantation von Platinspiralen, sog. Coils. In jüngerer Zeit haben sich sogenannte "Flow Diverter" etabliert, die den Blutstrom an dem Aneurysma vorbeilenken (Briganti et al. 2015).

Es gibt bisher nur wenige Daten über Änderung der intra-aneurysmalen Hämodynamik nach einer Coil-Implantation (Morales et al. 2011), obwohl deren Kenntnisse von entscheidendem Interesse sind, um die Therapie besser planen und ein mögliches Rezidivrisiko vorhersagen zu können (Misaki et al. 2016). Ebenso sind vor der Implantation eines Flow Diverters Kennt-

nisse der Hämodynamik wünschenswert, um die Auswahl an Art, Anzahl und Größe der Implantate besser planen bzw. die hämodynamischen Eigenschaften verschiedener Flow Diverter untereinander vergleichen zu können (Puls et al.2008).

Es gibt eine Reihe von Einflussfaktoren, welche zu einer Schwächung der Gefäßwände führen können und damit zunächst die Bildung von Aneurysmen begünstigen und schließlich die Rupturgefahr steigern. Cebral et al. (2005) haben hierzu die Aneurysmaströmung durch vier charakteristische Merkmale zur Bewertung des Rupturrisikos klassifiziert. Diese Klassifikation basiert auf einer systematischen Einteilung verschiedener Aneurysmentypen, auf der Strömungsgeometrie und quantitativen Strömungsparametern, die aus Messungen gewonnen werden müssen. Eine solche Herangehensweise ermöglich die Abschätzung der Rupturgefahr nicht nur für etablierte Implantate, sondern insbesondere auch für neue Geometrien und sogar für patientenindividuelle Lösungen, sofern schnell genügend quantitative Daten zur Strömung gewonnen werden können.

Methoden

Für die Untersuchung stand das hauseigene 3 Tesla MRT-System (Magnetom Tim Trio, Siemens Medical Systems, Erlangen zur Verfügung. Das Aneurysmenmodell wurde auf einer 384 × 288 × 120 Voxel großen Matrix frequenz- und phasencodiert, zeitgemittelt mit der MRV Methode vermessen. Details zu den Parametern und der Geometrieerfassung in der MRV siehe Wüstenhagen et al. (2021).

Das Originalmodell ist eine Geometrie, die aus einem CT-Scan eines Patienten segmentiert und trianguliert wurde (Prathapan 2019). Das Trägergefäß des Aneurysmas liegt an der Bifurkation der Arteria communicans anterior, der sogenannten vorderen Verbindungsarterie, und besitzt somit eine Zustrom- und zwei Abstromarterien. Mit dieser Geometrie können wichtige Fragen zum Grad der Durchströmung des Aneurysmas, die Form des Einstroms in das Aneurysma und der Verteilung der Volumenströme auf Haupt- und Nebenausstromgefäß untersucht werden.

Bei einer räumlichen Auflösung von etwa einem Millimeter im MRT bei Geschwindigkeitsfeldmessungen ist die Untersuchung einer Originalgeometrie eines intrakraniellen Aneurysmas zu ungenau. Für die Messung wurde deshalb die von der Medizin bereitgestellte reale Geometrie um den Faktor fünf größer skaliert und als Polyamidmodell lasergesintert (Groß 2019). Eine physiologisch sinnvolle Reynoldszahl konnte durch die Anpassung der Viskosität erreicht werden. Als Modellfluid wurde vereinfachend ein newtonsches Fluid aus 35% Wasser und 65% Glyzerin verwendet, mit eine geringfügigen Zugabe von 1g/l Kupfersulfat als Kontrastverstärker. Ein nichtnewtonsches Modellfluid ist in Vorbereitung. Das Modell wurde stationär durchströmt, mit ausgebildeter Rohrströmung am Einlass. Die Strömungsbedingungen bei einer auf den Durchmesser des Einlassblutgefäßes (Modell: 17 mm) bezogenen Reynoldszahl, Re = 708, entsprechen denen bei einem typischen maximalen Blutfluss unter sportlicher Anstrengung und der repräsentativen Viskosität am Einlass. Ebenfalls vereinfachend wurde die stationäre Strömung unter diesen extremen Bedingungen gewählt, um die Höchstbelastung des Gefäßes darzustellen.

Durch eine Öffnung des Modells können der Geometrie Implantate hinzugefügt werden, siehe Abb. 1. In einem ersten Versuch handelt es sich um eine regelmäßige Gitterstruktur, die die gleiche Porosität aufweist, wie eine bei der Implantation zufällig gerollte Coil-Spirale. Das zweite untersuchte Implantat ist ein Siebschlauch mit definierter Porosität zur Simulation eines Flow-Diverter-Implantats.



Abb.1: Zerlegbares Aneurysmamodell (Böttcher 2020)

Zum Vergleich wurde die Strömung durch das Aneurysma ohne und mit Implantaten bei vergleichbarer Reynoldszahl mit Hilfe des Pakets OpenFOAM numerisch simuliert. Das Netz wurde aus tetraedrischen Zellen generiert, auf Grundlage der extrahierten Geometrie aus dem CT, sowie konstruktiven Vorlagen für die Implantate. Für die Lösung der Navier-Stokes-Gleichungen wurde der Solver icoFOAM sowohl newtonsch als auch nichtnewtonsch mit einer Bird-Carreau Fließfunktion für laminare Strömung auf Gittern von ca. 10⁷ Knoten eingesetzt. Im Folgenden wird für das Modell mit Flow-Divertern die numerische Lösung dargestellt, da die MRV-Experimente zum Zeitpunkt der Drucklegung noch nicht ausgewertet waren.

Unbeeinflusste Strömung

Die erste dargestellte MRV-Messung zeigt die Strömung durch ein Modellaneurysma ohne Implantat. Es wurde eine aus dem physiologischen Modell abgeleitete Reynoldszahl bezogen auf den Einlassdurchmesser und die repräsentative Viskosität am Einlass eingestellt. In Abb. 2 sind Stromlinien farbcodiert mit dem Geschwindigkeitsbetrag wiedergegeben. Nach dem Eintritt in das Aneurysma teilt sich die Strömung in zwei Teilströme auf. Ein kleiner Teil strömt am Aneurysma vorbei direkt durch die Auslässe. Der weitaus größte Teil tritt wie ein Freistrahl in das Aneurysma ein, strömt an einer Wand entlang, wendet sich zur Seite und füllt das Aneurysma mit einer kreisförmigen Drehung auf. Diese Stromlinien verlassen anschließend das Aneurysma im Wesentlichen durch eines der beiden Auslassgefäße, dieses ist das natürliche Hauptauslassgefäß. Anhand der Strömungstopologie und weiterer Analysen mit Hilfe der Druckverteilung und der Wandschubspannung lassen sich Wandbereiche mit hoher Scheroder Normalspannungsbelastung quantifizieren. Ziel einer Implantation muss es nun sein, die Belastungen der Gefäßwand zu minimieren, insbesondere Hinsichtlich des eintretenden Strahls ist der Gesamtvolumenstrom zu minimieren, sowie die punktuellen Wandschubspannungen und Druckbelastungen.



Abb 2: MRV-Messung der Aneurysma-Durchströmung Re = 708, ohne Implantat

Strömung mit Gitter als Coil-Simulator

Das klassische Implantat wird als Coil bezeichnet und besteht aus einem zu einer feinsten Spirale gewickelten Draht aus Platin. Für das Experiment wurde der Coil durch ein besser definiertes Gitter aus PLA ersetzt, siehe Abb. 3. Mit Hilfe der Maschenweite und Stabdicke konnte eine einem chaotisch gewickelten Coil vergleichbare Materialdichte eingestellt werden. Das mit dem Gitter gefüllte Aneurysmamodell wurde im MRV-Experiment newtonsch bei vergleichbarer Reynoldszahl durchströmt. Eine Stromliniendarstellung zum Vergleich mit der natürlichen Durchströmung oben ist in Abb. 4 dargestellt.



Abb. 3: Gitterfüllung zur Simulation eines Coils im MRV-Experiment (Böttcher 2020)



Abb 4: MRV-Messung der Aneurysma-Durchströmung Re = 708, mit Gitterfüllung

Den mit MRV ermittelten Stromlinienverläufen ist zu entnehmen, dass die Gitterstruktur die Durchströmung des Aneurysmas aufnimmt. Im Gitter reicht die räumliche Auflösung der MRV für eine Nachverfolgung von Stromlinien nicht aus. Aus der Gitterstruktur heraus wird die Strömung dann zu dem natürlichen Hauptauslass geleitet. Aus hier nicht dargestellten Geschwindigkeitsfeld- und Wandschubspannungsdaten ist abzuleiten, dass das Gitter den eintretenden Strahl weitgehend diffundiert, so dass Normal- und Schubspannungsmaxima an der Wand vermieden werden.

Strömung mit Flow Diverter

Flow Diverter sind Implantate aus einem schlauchförmigen Geflecht und sollen die physiologische Strömung in dem Trägergefäß des Aneurysmas gewährleisten und das Einströmen von Blut in das Aneurysma weitgehend unterbinden. Sie werden vorrangig dann eingesetzt, wenn aufgrund der Aneurysmageometrie eine Versorgung mit Coils alleine nicht möglich ist. Die in der Modellskala verwendeten Flow Diverter sind in der Porosität anpassbar, so dass die Auswirkung auf die Strömung unmittelbar abgeleitet werden kann.

Die Messungen mit MRV an einem durchströmten Aneurysmamodell mit Flow Diverter sind derzeit noch nicht abgeschlossen. Stellvertretend werden hier die Ergebnisse der numerischen Simulation gezeigt, aus der sich das Potenzial einer Untersuchung insbesondere von Implantatvarianten ergibt. Es wurden eine Modellkonfiguration ohne Diverter und drei Konfigurationen mit Diverter untersucht, bei denen die Gitterporosität mit 66%, 56% und 44% unterschiedlich gewählt ist. Die Diverter wurden aus einzeln definierten Drähten konstruiert und vernetzt. Die Simulation im Modell ohne Diverter zeigt generell eine gute Übereinstimmung mit der experimentell mit MRV bestimmten Strömung. Es ist der Eintritt des Strahls aus dem Einlassgefäß in das Aneurysma ebenso zu erkennen, wie die Umlenkung und Ausbildung eines Wirbels im Aneurysma. Die Ungleichverteilung der Auslassströmung ist jedoch weniger ausgeprägt.

Mit einem eingesetzten Flow Diverter, hier mit Stromlinien in Abb. 5 dargestellt, kann man zunächst feststellen, dass für alle Porositäten eine Durchleitung der Strömung vom Einlasszu einem Auslassgefäß stattfindet und die Durchströmung des Aneurysmas erheblich reduziert GALA e.V., Karlsruhe, Germany, ISBN 978-3-9816764-7-1 ist. Mit abnehmender Porosität nimmt der Einstrom in das Aneurysma weiter ab, ebenso die Zirkulation des Wirbels. Die Restdurchströmung des Nebengefäßes kann jetzt für diese patientenindividuelle Geometrie quantifiziert werden, um die Implantatauswahl so zu treffen, dass alle physiologischen Anforderungen erfüllt werden. Zu beachten, vor allem hinsichtlich der physiologischen Folgen, ist aber auch, dass aufgrund des Flow Diverters in unserem Bespiel jetzt ein anderes Gefäß hinsichtlich des Auslassstroms dominiert. Eine Konfiguration mit der ursprünglichen Durchströmung des natürlichen Hauptauslassgefäßes wäre nur zu erreichen, wenn ein patientenindividueller Flow Diverter anhand von MRV und Simulationsergebnissen ausgelegt, gefertigt und getestet werden würde.



Abb 5: CFD-Simulation (OpenFOAM) der nichtnewtonschen Aneurysma-Durchströmung Re = 531, mit Flow-Diverter 66% Porosität (Loft 2021)

Zusammenfassung

Mit der Magnet-Resonanz Velocimetrie lassen sich sehr schnell Strömungen in Geometrien untersuchen, die ein hohes Maß an Unregelmäßigkeiten und individuellen Konfigurationen aufweisen. Am Beispiel des intrakraniellen Aneurysmas konnte gezeigt werden, dass Implantate die Strömung in gewünschter Weise verändern können. Die Ergebnisse können quantitativ ausgewertet werden, um die Wirkung des Implantats in der Zukunft prognostizieren zu können, beispielsweise hinsichtlich der Rupturgefahr. Mit Hilfe der numerischen Simulation können ergänzend in den gleichen, patientenindividuellen Geometrien wie im Fall der MRV weitere Varianten der Implantate auf ihre biomechanische und physiologische Eignung geprüft werden. Auf dieser Basis sollen zukünftig auch individuell angepasste Implantate entwickelt und strömungsmechanisch a priori geprüft werden.

Literatur

- Böttcher, N. (2020): MRV Untersuchung eines Reynolds-ähnlich durchströmten Aneurysmen-Modells mit Coil-Implantaten, Studienarbeit, Lehrstuhl Strömungsmechanik, Universität Rostock
- Briganti, F., Leone, G., Marseglia, M., Mariniello, G., Caranci, F., Brunetti, A., Maiuri, F. (2015): Endovascular treatment of cerebral aneurysms using flow-diverter devices: A systematic review. Neuroradiol J.; 28(4):365-75. doi: 10.1177/1971400915602803.
- Cebral, J.R., Castro, M.A., Burgess, J. E., Pergolizzi, R.S., Sheridan, M.J. (2005): Characterization of Cerebral Aneurysms for Assessing Risk of Rupture By Using Patient- Specific Computational Hemodynamics Models. In: American Journal of Neuroradiology (26), S. 2550–2559.
- Groß, J. (2019): Aufbau und Durchführung eines MRV Experiments in einem Reynolds-ähnlich skalierten, durchströmten Aneurysmen-Modell. Masterarbeit, Lehrstuhl Strömungsmechanik, Universität Rostock
- Loft, M. O. (2021): Numerische Strömungssimulation in einem Modell eines zerebralen Aneurysmas mit Implantaten, Studienarbeit, Lehrstuhl Strömungsmechanik, Universität Rostock
- Morales, H.G., Kim, M, Vivas, E.E., Villa-Uriol, M.C., Larrabide, I., Sola, T., Guimaraens, L., Frangi, A.F. (2011): How do coil configuration and packing density influence intra-aneurysmal hemo-dynamics? AJNR Am J Neuroradiol. 32(10):1935-41. doi: 10.3174/ajnr.A2635
- Misaki, K., Uchiyama, N., Nambu, I., Aida, Y., Kamide, T., Mohri, M., Ueda, F., Nakada, M. (2016): Optimizing the Volume of the Initial Framing Coil to Facilitate Tight Packing of Intracranial Aneurysms. World Neurosurg. 90:397-402. doi: 10.1016/j.wneu.2016.03.027
- Prathapan, V. (2019): Defining and calculating fluid flow in blood vessel geometries obtained from medical data, Masterarbeit, Lehrstuhl Strömungsmechanik, Universität Rostock
- Puls, R., Hoene, A., Kuehn, J.P., Langner, S., Robinson, D.M., Westerholt, A., Hosten, N.(2008) Percutaneous Treatment of Infrarenal Aortic Aneurysm with a Polytetrafluoroethylene-covered Nitinol Stent-Graft via a 10-F Introducer Sheath Journal of vascular and inter-ventional radiology: JVIR 19(9):1378-81, DOI: 10.1016/j.jvir.2008.05.028
- Wüstenhagen, C.; John, K.; Langner, S.; Brede, M.; Grundmann, S.; Bruschewski, M. (2021): CFD validation using in-vitro MRI velocity data – methods for data matching and CFD error quantification. Computers in Biology and Medicine (131), doi: 10.1016/j.compbiomed.2021.104230