

## Die pulsierende Strömung in einer arteriellen Stenose

*In Arterien des menschlichen Blutkreislaufes können lokale Verengungen des Strömungsquerschnittes auftreten – die sogenannten Stenosen. Sie behindern die laminare Strömung des Blutes und erzeugen instationäre Wirbelablösungen, die zum Gefäßverschluß führen können. Zum Verständnis dieses Mechanismus ist eine Beschreibung der Strömung im Bereich der Stenose notwendig. Einerseits wird die instationäre Strömung in der Nähe der Verengung mit der Methode der finiten Elemente numerisch berechnet. Die Visualisierung des Eulerschen Stromfeldes innerhalb eines Zyklus sowie der Bahnlinien einzelner Blutpartikel und ausgewählter Streichlinien erlaubt eine erste Beurteilung der Strömungsverhältnisse. Mit der Particle Image Velocimetry (PIV) werden andererseits Messungen im Meridianschnitt des Blutgefäßes in der Umgebung der Stenose durchgeführt. Bei geeigneter Modellbildung können die experimentellen Ergebnisse direkt mit denen der Simulation verglichen werden. Weitergehende experimentelle Untersuchungen sollen den Einfluß verschiedener Stents, die in die Stenose eingesetzt werden, auf die Strömung klären.*

### 1. Erkrankungen des menschlichen Gefäßsystems

Die wesentlichen Bestandteile des Gefäßsystems sind die Arterien, die Kapillaren, die Venen und das Herz. Sie bilden einen geschlossenen Transportkreislauf, in dem dünnflüssiges Blut in nachgiebigen Gefäßen vom Herz in Bewegung gehalten wird [6]. In den großen Arterien, bei denen es keine alternativen Strömungswege gibt, können Stenosen lebensbedrohlich werden. Daher müssen die verengten Gefäße auf operativem Wege wieder durchgängig gemacht werden. Stenosen können sich als konzentrische Einschnürungen oder auch als irregulär geformte Hindernisse darstellen. Um den Strömungsquerschnitt wieder auf sein ursprüngliches Maß zu erweitern, werden kreiszylindrische Drahtgeflechte, sog. *Stents*, an der Engstelle eingesetzt. Im Bereich der Stenose entfalten sie sich durch ihre radiale Vorspannung und öffnen so die Engstelle.

### 2. Strömungstechnische Modellbildung

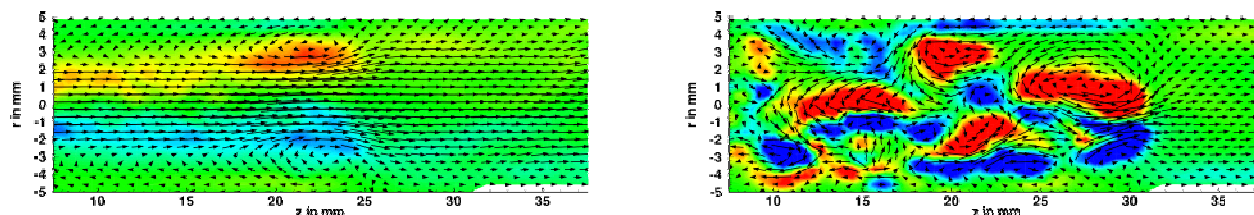
Das Herz arbeitet periodisch pulsierend. Demzufolge ist der Blutstrom in den Arterien bei Maximalgeschwindigkeiten bis zu 1 m/s ausgeprägt instationär. Das Blut erfährt innerhalb eines Herzzyklus Beschleunigungen und Verzögerungen bis zu 5 m/s<sup>2</sup>, und mit der pulsierenden Strömung ist eine komplexe pulsierende Druckverteilung im Gefäßsystem verbunden. Die Differenz zwischen dem systolischen und dem diastolischen Druck beträgt ca. 50 mbar. In den letzten Jahren wurden Strömungen im menschlichen Gefäßsystem unter strömungsmechanischen Gesichtspunkten vorwiegend theoretisch untersucht [1, 3]. Wir betrachten das Gefäß als kreiszylindrisches starres Rohr und verwenden einen realitätsnahen integralen Strompuls als periodisches Eingangssignal. Am Ende der Systole kommt es zu einem kurzzeitigen Rückstrom mit relativ geringer Geschwindigkeit in Richtung auf die sich schließende Aortenklappe.

### 3. Experimentelles Verfahren

Die Erkenntnisse aus der Modellbildung wurden in ein rotationssymmetrisches Plexiglasmodell umgesetzt. Die Arterie wurde im Modell durch ein Rohr mit einem Innendurchmesser von 10 mm dargestellt. Stromauf der Stenose wurde eine Vorlauflänge von 2 m vorgesehen. Damit konnten sämtliche realen Störeinflüsse ausgeschlossen werden. Auch der Nachlauf wurde mit 60 cm lang genug gewählt, um Rückwirkungen während der kurzzeitigen Strömungsumkehr zu vermeiden. Der instationäre Volumenstrom wurde durch eine rotierende Verdrängerpumpe realisiert. Als Versuchsflüssigkeit wurde Wasser verwendet. Unter Berücksichtigung von Ähnlichkeitsgesetzmäßigkeiten mußten dann die Geschwindigkeit und die Frequenz jeweils um den Faktor vier verkleinert werden. Mit der PIV wird ein Strömungsgeschwindigkeitsmeßverfahren eingesetzt, das sich in vorhergehenden Untersuchungen vielfach bewährt hat [5]. Bei dieser Untersuchung wird auch eine Komponente des Wirbelvektors betrachtet.

Während der Beschleunigungsphase strömt das Fluid ähnlich einem Freistrahle durch die Stenose. Stromab bildet sich in Wandnähe ein Totwassergebiet aus. Insgesamt weist die Strömung nur geringfügige Radialkomponenten auf und ist rotationssymmetrisch. In der Verzögerungsphase sieht das Strömungsbild recht ähnlich aus. Allerdings strömt das Fluid hier gegen steigenden Druck an. Das hat zur Folge, daß in den Randbereichen die Strömung ablöst und dort eine Strömungsumkehr einsetzt. Wandnahe Wirbel werden in dieser Phase zurücktransportiert. Die Ergebnisse für den unteren Totpunkt legen die Vermutung nahe, daß die Strömung verzögert auf die Druckinversion

reagiert und der zuvor deutlich erkennbare Freistrahling instabil wird. Die Axialsymmetrie ist aufgehoben, und es finden sich unregelmäßig verteilte Wirbelsysteme.

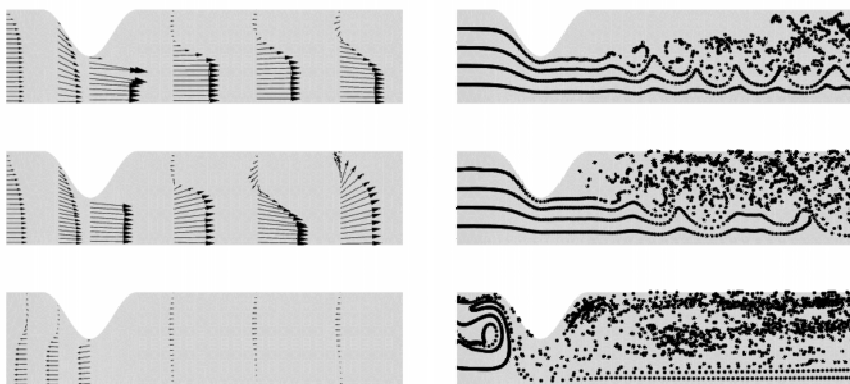


**Abb. 1** Geschwindigkeitsfelder und Konturplot der Wirbelvektorkomponente, die senkrecht auf der Meridianebene steht, im Mittenschnitt des Gefäßmodells bei einer Reynolds-Zahl  $Re=2325$  und einer Frequenzzahl  $S=25$ . Der Austrittsquerschnitt der Stenose liegt bei  $z=7,5$  mm. Links: während der Verzögerungsphase; rechts: im unteren Totpunkt.

#### 4. Numerische Simulation

Den Ausgangspunkt der FE-Simulation bilden die Navier-Stokesschen Bewegungsgleichungen in Verbindung mit der kinematischen Zwangsbedingung der Inkompressibilität. Es entsteht ein System nichtlinearer partieller Differentialgleichungen, das unter Beachtung sachgerechter Randbedingungen gelöst werden muß. Unter der Annahme, daß sich in der rotationssymmetrischen Geometrie auch eine rotationssymmetrische drallfreie Strömung einstellt, besteht das vektorielle Geschwindigkeitsfeld aus zwei Komponenten  $v_z(z, r, t)$  und  $v_r(z, r, t)$ . Im Gegensatz zur PIV wird bei einer Strömungssimulation simultan zu  $v_z$  und  $v_r$  auch das Druckfeld  $p(z, r, t)$  mitberechnet [4].

Das Berechnungsgrundgebiet erstreckt sich nicht nur über die Engstelle, sondern enthält auch noch hinreichend lange zylindrische Abschnitte vor und hinter der Stenose, so daß strömungstechnisch saubere Ein- und Ausströmrandbedingungen formuliert werden können. Die Geschwindigkeitsverteilung  $u(r, t)$  im Einströmquerschnitt muß vorab als Lösung einer Diffusionsgleichung so bestimmt werden, daß sich bei Mittelung über den Querschnitt die Pulsfunktion ergibt. Details, weitere Überlegungen und Ergebnisse finden sich in [2].



**Abb. 2** Links: Geschwindigkeitsvektoren in ausgewählten Querschnitten zu verschiedenen Zeiten für  $Re=1740$  und  $S=14$ . Oben: in der Beschleunigungsphase; Mitte: in der Verzögerungsphase; unten: in der Rückströmungsphase. Es wird nur die Hälfte eines Längsschnitts gezeigt. Die Geometrie ist in radialer Richtung dreifach überhöht. Rechts: Momentaufnahmen von vier diskretisierten Streichlinien zu denselben Zeitpunkten und bei denselben Kennzahlen wie links.

#### 5. Literatur

- 1 BERGER, S. A. AND L.-D. JOU: Flows in stenotic vessels. Annual Review of Fluid Mechanics **32** (2000), 347–382.
- 2 BÖHME, G., O. PUST AND O. WÜNSCH: Modellhafte Untersuchung der pulsierenden Strömung in pathologischen Blutgefäßen. Uniforschung [Forschungsmagazin der Universität der Bundeswehr Hamburg] **11** (2001), im Druck.
- 3 KU, D. N.: Blood flow in arteries. Annual Review of Fluid Mechanics **29** (1997), 399–434.
- 4 LUND, C.: Ein Verfahren zur numerischen Simulation instationärer Strömungen mit nichtlinear-viskosen Fließeigenschaften. Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 7 (Strömungstechnik), Nr. 344, VDI-Verlag, Düsseldorf 1998.
- 5 PUST, O.: Quantitative Visualisierung komplexer verfahrenstechnischer Strömungsvorgänge mit der digitalen Particle Image Velocimetry. Dissertation. Universität der Bundeswehr Hamburg (2000).
- 6 SCHMIDT, R. F. UND G. THEWS (HRSG.): Physiologie des Menschen. Springer-Verlag, Berlin 1995 (26. Auflage).

Adressen: DIPL.-ING. OLIVER PUST, Bekkampsweg 1a, D-22045 Hamburg, [oliver.pust@web.de](mailto:oliver.pust@web.de)  
 PRIV.-DOZ. DR.-ING. OLAF WÜNSCH, Sonnentauweg 21, D-21502 Geesthacht, [olaf.wuenssch@web.de](mailto:olaf.wuenssch@web.de)  
 PROF. DR. RER. NAT. GERT BÖHME, Universität der Bundeswehr Hamburg, D-22039 Hamburg