

EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG EINER PULSIERENDEN STRÖMUNG MITTELS PIV AM MODELL EINER ARTERIELLEN STENOSE

Xueming Chen, G. Böhme

Institut für Mechanik, Professur für Strömungslehre
Helmut-Schmidt-Universität, Universität der Bundeswehr Hamburg
22043 Hamburg

Zusammenfassung

Es besteht ein erhebliches Interesse daran, medizintechnisch relevante Strömungsprozesse im Detail zu analysieren. Hier geht es um ein systematisches Studium der pulsierenden Strömung in einer arteriellen Stenose des menschlichen Blutgefäßsystems. Zur Charakterisierung der Strömungsvorgänge wird eine modellhafte Untersuchung mit Hilfe der Particle Image Velocimetry (PIV) durchgeführt.

Ausgehend von der Reynoldsschen und der Strouhalschen Ähnlichkeit wurde ein Versuchsaufbau aufgebaut, der aus dem Modell der arteriellen Stenose, einem System zur Realisierung der pulsierenden Blutströmung und einem PIV-System mit externem Trigger besteht. Unter strömungsmechanischen Gesichtspunkten wurde eine axialsymmetrische, im Längsschnitt cosinusförmige Einschnürung gewählt und in einem Plexiglasmodell umgesetzt. Als Versuchsflüssigkeit dient Wasser, das in einem geschlossenen Kreislauf periodisch durch das Modell gefördert wird. Durch eine elektronische Steuerung kann der genaue zeitliche Verlauf des Volumenstroms, dem menschlichen Herzpuls in den Arterien entsprechend, realisiert werden.

Zur Durchführung der Messungen wird ein PIV-System eingesetzt, das aus zwei gepulsten Lasern, einem Lichtarm mit Lichtschnittoptik, einer CCD-Kamera, einem Synchronizer und entsprechender Software besteht. Das Laserlicht wird durch den Lichtarm über die Schnittoptik in das Modell der Stenose gestrahlt. Dort wird senkrecht zur Lichtebeine auf einer Fläche hinter der Einschnürung das instationäre Strömungsfeld gemessen. Ein Trigger-Signal steuert den Synchronizer, um den Strömungspuls und den Laser zeitlich zu koordinieren. Die benötigten Tracerpartikel werden über einen Partikelmischbehälter in den Kreislauf eingebracht. Insgesamt wurden Messungen an 32 Zeitpunkten des Pulszyklus durchgeführt.

Die Auswertung der Daten liefert die Geschwindigkeitsfelder der instationären Strömung hinter der Einschnürung zu verschiedenen Zeitpunkten des Pulszyklus. Bei Betrachtung der Geschwindigkeitsprofile werden die Einflüsse der Parameter des untersuchten Modells auf die Strömungsform deutlich. Durch Analyse der Stromlinienbilder wird die Wirkung des Pulses auf die Strömungsstrukturen, gekennzeichnet durch Totwassergebiete und Wirbelstärke, identifiziert. Im Vergleich aller ermittelten Vektorfelder werden die Geschwindigkeitsverteilungen während der Beschleunigungs-, der Konstant- und der Verzögerungsphase im Pulszyklus dargestellt. Von besonderem Interesse ist die Ebene unmittelbar hinter der Einschnürung, da dort die Strömungsgeschwindigkeit und deren Anstieg am größten sind. Die Er-

Kenntnisse aus den experimentellen Untersuchungen können als Basis zur Validierung numerischer Simulationen dienen.

1. Einleitung

In der Medizin und in der Medizintechnik treten zunehmend strömungsmechanische Fragestellungen in den Vordergrund. In Übersichtsartikeln beschreiben Ku (1997) und Berger et al (2000) z. B. die vielfältigen Phänomene, die bei der Durchströmung von verengten Blutgefäßen auftreten. Es wird deutlich, dass eine wissenschaftlich fundierte Optimierung von Kathetern, Stents und den zugehörigen minimal invasiven Operationsmethoden die detaillierte Betrachtung der Blutströmung in den Gefäßen voraussetzt. Die bildgebenden Verfahren, die in der diagnostischen Radiologie zur Verfügung stehen, z. B. Magnetresonanztomographie, Röntgenangiographie oder Ultraschallvisualisierung liefern zwar detailreiche Bilder der untersuchten Organe. Eine quantitative Beschreibung von Strömungsfeldern ist damit aber bisher nicht möglich (Moser et al (2000)).

In dem von der Deutschen Forschungsgemeinschaft geförderten Vorhaben geht es darum, ein grundsätzliches Verständnis für die komplexe instationäre Durchströmung eines pathologischen Blutgefäßes zu entwickeln. Das geschieht durch systematische Strömungsfeldmessungen am Modell einer arteriellen Stenose mit Hilfe der Particle Image Velocimetry (PIV).

Die strömungstechnische Modellbildung basiert auf Voruntersuchungen von Böhme et al (2001) und Pust et al (2002). Das Gefäß wird als kreiszylindrisches starres Rohr (Innendurchmesser D) betrachtet, und ein realitätsnaher integraler Volumenstrompuls wird als periodisches Eingangssignal verwendet. Die maximale querschnittsgemittelte Geschwindigkeit beträgt im arteriellen Hauptstrang (Arteria femoralis) etwa $U=0,93$ m/s, und die Frequenz des Pulszyklus normalerweise ca. $f=1$ Hz. Bezüglich der Stoffeigenschaften des Bluts genügt das Modell einer einphasigen, inkompressiblen, newtonschen Flüssigkeit mit einer kinematischen Viskosität von $\nu=4,0 \cdot 10^{-6}$ m²/s. Thermische Einflüsse auf die Strömung werden vernachlässigt.

Bei vorgegebenem Verlauf des Volumenstrompulses sind für den instationären Strömungsprozess zwei Kennzahlen entscheidend: die Reynolds-Zahl $Re=UD/\nu$ und die Frequenzzahl $S=fD^2/\nu$. Die Ähnlichkeitsgesetze der Strömungsmechanik verlangen, dass experimentelle Untersuchungen so angelegt sein müssen, dass die Zahlenwerte dieser dimensionslosen Potenzprodukte übereinstimmen. Die mit der Maximalgeschwindigkeit U gebildete Reynolds-Zahl erreicht in den Arterien des Menschen Werte von ca. $Re=2325$, bei denen die ungestörte Rohrströmung noch laminar ist. Die Frequenzzahl liegt dabei in der Nähe von $S=25$. Der Versuchsstand wurde diesen Erfordernissen entsprechend eingerichtet.

Als Form der Gefäßstenose wurde eine axialsymmetrische, im Längsschnitt cosinusförmige Einschnürung gewählt. Das Modell der Stenose hat an beiden Enden einen Innendurchmesser von $D=10$ mm, in der Mitte einen kleinsten Innendurchmesser von $d=5$ mm und eine Länge von $l=15$ mm (Abb. 1). Weil bei den Versuchen Wasser verwendet wird, müssen im Hinblick auf die Modellähnlichkeit die maximale mittlere Geschwindigkeit $0,2325$ m/s und die Periodendauer 4 s realisiert werden (Abb. 2).

Im Folgenden werden der Aufbau des Versuchsstandes, die Durchführung der Messungen mittels PIV und einige Ergebnisse der experimentellen Untersuchung vorgestellt.

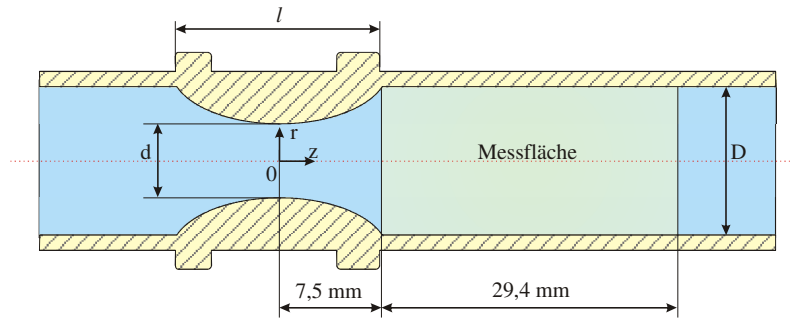


Abb. 1: Geometrie der Modellstenose und Lage der Messfläche

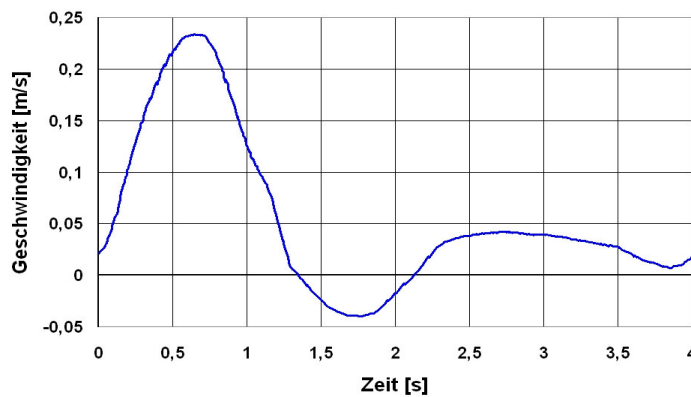


Abb. 2: Zeitlicher Verlauf der Volumenstromdichte (querschnittsgemittelte Strömungsgeschwindigkeit) im Rohr während einer Periode

2. Aufbau des Versuchsstandes

Im Einklang mit der strömungstechnischen Modellbildung wurde ein Versuchsstand aufgebaut, der aus einem Plexiglasmodell der Stenose, einem System zur Realisierung der pulsierenden Strömung und einem PIV-System mit externem Trigger besteht (Abb. 3).

Um optische Verzerrungen an gewölbten Flächen zu vermeiden, wird die Modellstenose in einen mit Glycerin gefüllten quaderförmigen Plexiglasbehälter eingebracht. Zur Realisierung des Volumenstrompulses nach Abb. 2 werden zwei Signale von den Generatoren erzeugt: das eine liefert den zeitlichen Verlauf betragsmäßig, und das andere ist für die Richtung des Flusses zuständig. Durch einen Spannungs-Frequenz-Wandler wird das generierte Signal in ein Frequenzsignal gewandelt. Eine Leistungsansteuerung treibt eine Pumpe mit der erforderlichen zeitabhängigen Drehzahl an. Die Pumpe fördert die Versuchsflüssigkeit (Wasser) in einem geschlossenen Kreislauf aus dem Reservoir periodisch durch das Rohr mit der Modellstenose. Auf diese Weise wird der zeitliche Verlauf des Volumenstroms, dem menschlichen Herzpuls in den Arterien entsprechend, realitätsnah simuliert. Zur Kontrolle wird der Volumenstrom mit einem Durchflussmessgerät überwacht. Zu diesem Zweck werden die Messwerte über das Oszilloskop dem Computer zugeführt.

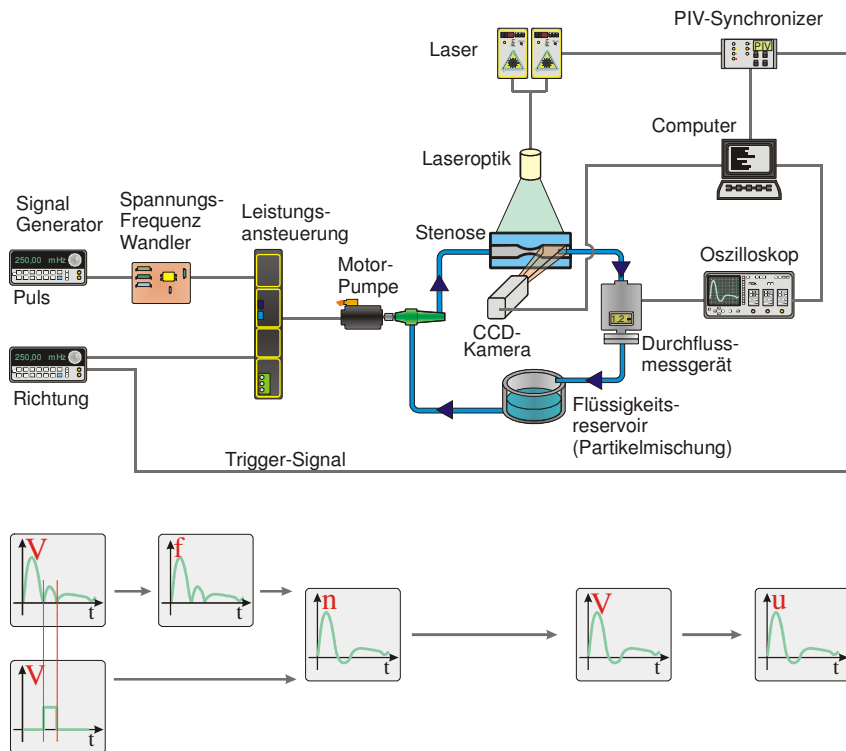


Abb. 3: Schematische Darstellung zum Aufbau des Versuchsstandes

Der Versuchsstand wurde so ausgelegt, dass die Anwendung der zweidimensionalen PIV auf Zonen außerhalb der Stenose möglich ist. Zur Vermessung des instationären Geschwindigkeitsfelds wird ein PIV-System der Firma ILA eingesetzt, das aus zwei gepulsten Nd:YAG Lasern (Pulsenergie 25 mJ, Pulsdauer 5 ns, Pulsfrequenz 15 Hz), einem Lichtarm mit Lichtschnittoptik, einer CCD-Kamera mit einer Auflösung von 1280x1024 Pixeln, einem Synchronizer und entsprechender Software (VidPIV4) besteht. Die benötigten Tracerpartikel von Typ S-HGS-10 werden über einen Partikelmischbehälter in den Kreislauf eingebracht. Mittels eines Laserlichtschnittes wird eine Messfläche im Längsschnitt des Rohrs hinter der Einschnürung aufgespannt, in der die Partikelbewegung sichtbar gemacht wird (Abb. 1). Mit einer senkrecht zum Lichtschnitt angeordneten Kamera wird letztlich die lokale Strömungsgeschwindigkeit in der Messfläche bestimmt.

3. Durchführung der Messungen

Zur quantitativen Bestimmung der Geschwindigkeitsfelder wird die Einstellung des Kamerabildes kalibriert. Dabei werden bekannte Längen in Bildpunkte umgerechnet. Der Abbildungsmaßstab beträgt 1276x422 Pixel bei 29,4x10 mm. Dieses Verhältnis liegt der Auswertung aller Messungen zugrunde.

Um die Erfassung des Strömungsfeldes bei diesem periodischen System zu realisieren, wird der Synchronizer des PIV-Systems durch ein externes TTL-Signal aus dem Richtungssignalgenerator in Abhängigkeit von der Pulsperiode zeitlich gesteuert (Abb. 3). Somit können die gewünschten Messzeitpunkte mit dem Synchronizer jeweils vorgegeben werden.

Die beiden für eine Messung erforderlichen Partikelbilder der Strömung wurden im Zeitabstand von 30 bis 1000 μs aufgenommen, und die Kreuzkorrelation wurde mit kommerzieller Software berechnet. Insgesamt wurden Messungen an 32 äquidistanten Zeitpunkten des Pulszyklus durchgeführt. Für jeden dieser Zeitpunkte wurde eine phasenwinkelgekoppelte Serie von 60 Geschwindigkeitsfeldern aus verschiedenen Zyklen aufgenommen. Die im Folgenden dargestellten Ergebnisse zeigen die Mittelwerte dieser Felddaten zu ausgewählten relativen Zeitpunkten innerhalb des periodischen Pulszyklus. Schwankungsgrößen der Geschwindigkeitskomponenten werden an anderer Stelle diskutiert.

4. Ausgewählte Ergebnisse

Abb. 4 zeigt die Geschwindigkeitsvektorfelder innerhalb der Messebene gemäß Abb. 1 während der Beschleunigungsphase zum Zeitpunkt $t=0,125\text{ s}$, während der Verzögerungsphase bei $t=1,125\text{ s}$ und während der Konstantphase bei $t=1,75\text{ s}$. Bei Betrachtung der maßstabsvergrößerten Geschwindigkeitsprofile in wenigen Querschnitten und anhand der Nulllinien der axialen Geschwindigkeitskomponente wird der Einfluss der Stenose auf die Strömung deutlich. Während der Beschleunigungsphase strömt das Fluid als starker Freistrah ab. In der Verzögerungsphase löst die Strömung an der engsten Stelle rasch ab, und in den Wandbereichen setzt eine relativ starke Rückströmung ein. In der Konstantphase schwacher mittlerer Rückströmung liegt innerhalb der Messebene eine annähernd ausgebildete Rohrströmung vor.

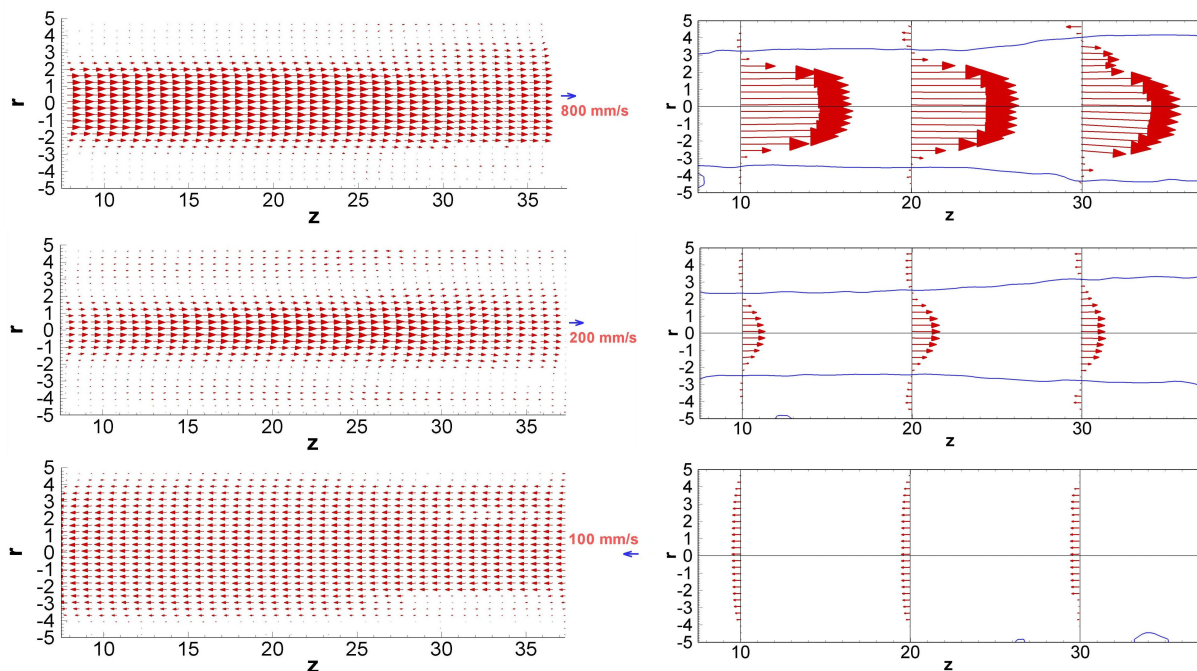


Abb. 4: Gemittetes Geschwindigkeitsvektorfeld und Nulllinien der pulsierenden Strömung während der Beschleunigungs-, der Verzögerungs- und der Konstantphase (von oben: $t=0,125\text{ s}$, $t=1,125\text{ s}$ und $t=1,75\text{ s}$)

Aus den Primärdaten für das Geschwindigkeitsvektorfeld im Längsschnitt lassen sich einige Komponenten des Geschwindigkeitsgradiententensors ableiten, insbesondere die Komponente des Wirbelvektors senkrecht zur Bildebene. Sie entspricht der Winkelgeschwindigkeit, mit der die Fluidelemente zum jeweils betrachteten Zeitpunkt lokal rotieren. Abb. 5 zeigt den Konturplot dieser Wirbelvektorkomponente im Vergleich mit dem Stromlinienbild zu ausgewählten Zeitpunkten innerhalb der beiden Beschleunigungsphasen des Volumenstrompulses. Die Gebiete hoher Wirbelstärke korrelieren verständlicherweise mit der Scherschicht am Rand des Freistrahls und mit den Zentren der Totwassergebiete.

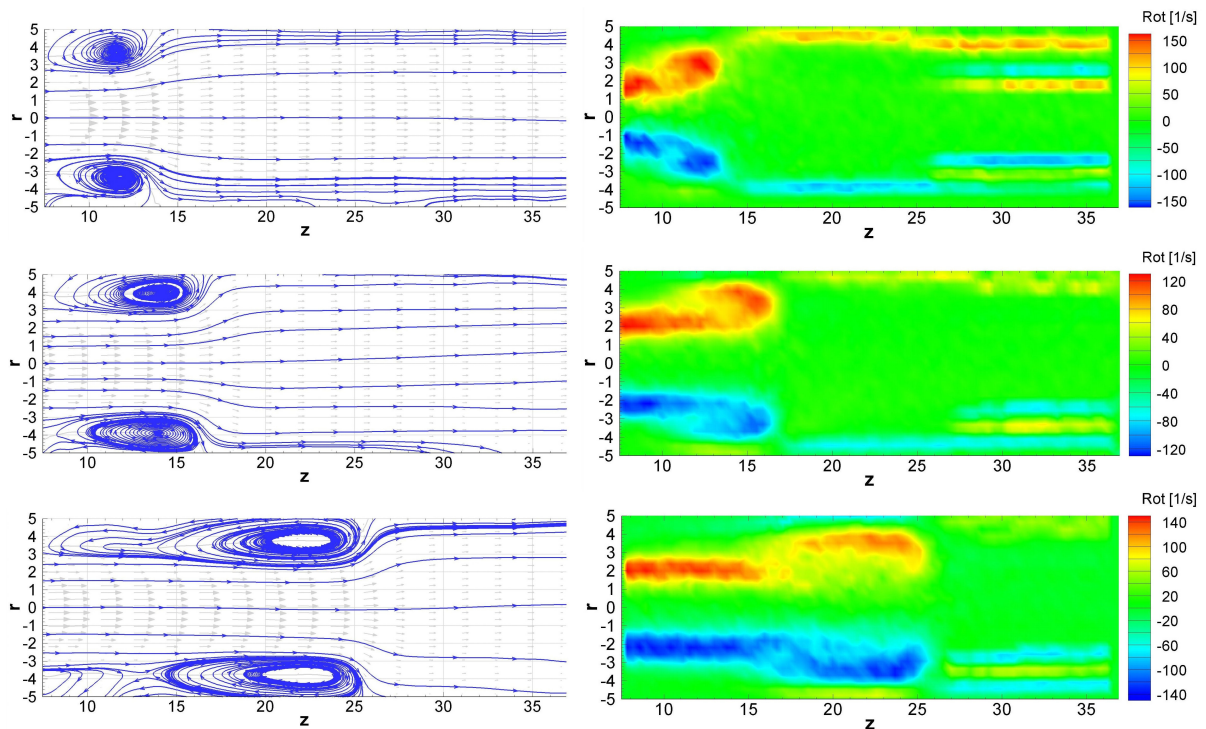


Abb. 5: Stromlinien und Konturplot der Wirbelstärke (von oben: $t=0,0$ s, $t=2,375$ s und $t=2,5$ s)

Es ist aufschlussreich, mit den Messdaten an 32 äquidistanten Stützstellen auch einmal den zeitlichen Verlauf ausgewählter Strömungsfeldgrößen innerhalb eines Pulszyklus darzustellen. Abb. 6 zeigt exemplarisch die axiale Geschwindigkeitskomponente kurz hinter der Stenose als Funktion der radialen Position und der Zeit. Querschnittsgemittelt korrespondiert sie mit Abb. 2. Es wird aber deutlich, dass sich der axiale Fluss weitgehend auf die Nähe der Achse konzentriert. Demzufolge ist die Strömungsgeschwindigkeit dort wesentlich größer als der querschnittsgemittelte Wert zur aktuellen Zeit.

Insgesamt zeigen die Ergebnisse, dass die komplexe mehrdimensionale, periodische Strömung infolge einer Stenose am Versuchsstand mittels PIV hochauflösend gemessen, im Detail analysiert und strömungsmechanisch interpretiert werden kann.

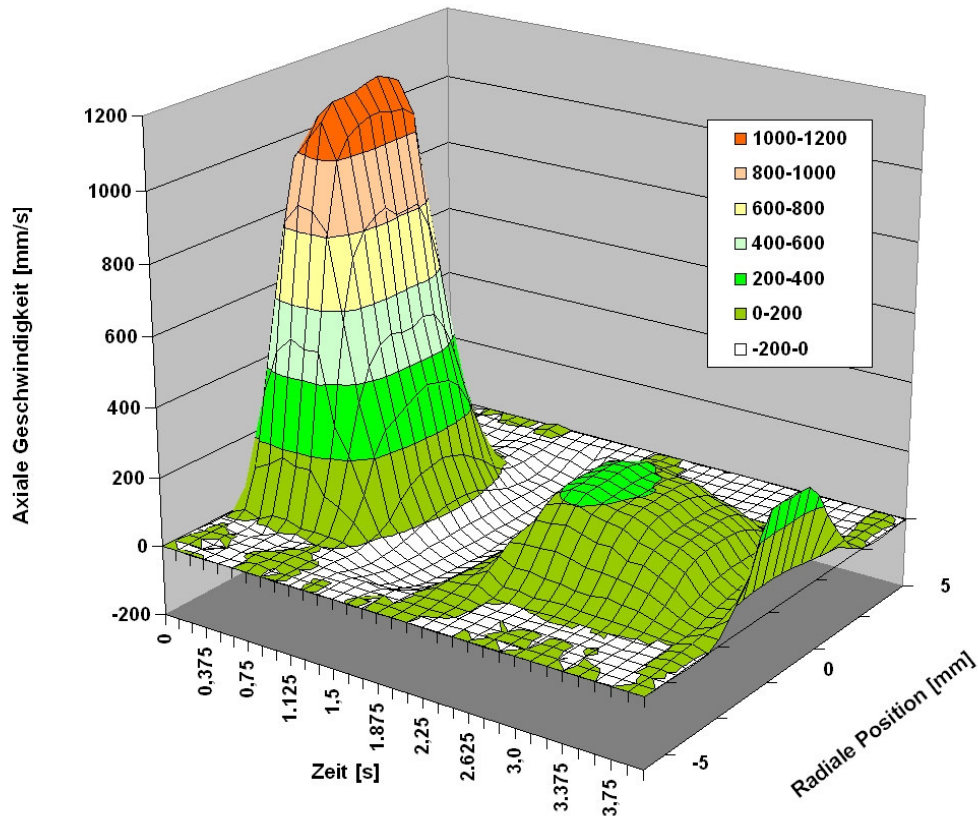


Abb. 6: Axiale Geschwindigkeitsverteilung über den Rohrdurchmesser während eines Pulszyklus kurz hinter der Stenose ($z=7,82$ mm)

5. Ausblick

Mit den zuvor dargestellten Ergebnissen ist die Auswertung des umfangreichen experimentellen Materials nicht abgeschlossen. Geplant ist insbesondere eine Korrelation der Felddaten zu gleichen relativen Zeitpunkten in verschiedenen Zyklen, um die Periodizität zu überprüfen. Gewisse Asymmetrien innerhalb der Messebene deuten im übrigen darauf hin, dass die Strömung nicht exakt axialsymmetrisch verläuft. Um auch die dritte Geschwindigkeitskomponente zu erfassen, ist die Erprobung der stereoskopischen PIV geplant. Dabei soll eine kalibrationsbasierte Methode zur Rekonstruktion der dreidimensionalen Verschiebungsvektoren zum Einsatz kommen (Prasad (2000)). Das macht konstruktive Änderungen des Versuchsstandes erforderlich, die so konzipiert sind, dass auch innerhalb der Modellstenose gemessen werden kann.

Danksagung

Die Autoren danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) für die finanzielle Unterstützung.

Literatur

Berger, S.A. and Jou, L.-D.: Flows in stenotic vessels. *Annual Rev. Fluid Mech.* 32 (2000) 347-382

Böhme, G., Pust, O. und Wünsch, O.: Modellhafte Untersuchung der pulsierenden Strömung in pathologischen Blutgefäßen. *Uniforschung [Forschungsmagazin der Universität der Bundeswehr Hamburg]* 11 (2001) 2-10

Ku, D.N.: Blood flow in arteries. *Annual Rev. Fluid Mech.* 29 (1997) 399-434

Moser, K.W., Kutter, E.C., Georgiadis, J.G., Buckins, R.O., Morris, H.D. and Torczynski, J.R.: Velocity measurements of flow through a step stenosis using magnetic resonance imaging. *Experiments in Fluids* 29 (2000) 438-447

Prasad, A.K.: Stereoscopic particle image velocimetry. *Experiments in Fluids* 29 (2000) 103-116

Pust, O., Wünsch, O. und Böhme, G.: Die pulsierende Strömung in einer arteriellen Stenose. *Proc. Appl. Math. Mech.* 1 (2002) 325-326