

EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER INSTATIONÄREN STRÖMUNG MITTELS 3D-PIV AM MODELL EINER ARTERIELLEN STENOSE

Xueming Chen und Gert Böhme

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

Zusammenfassung

Zum Verständnis der Transportvorgänge in pathologischen Blutgefäßen ist eine Beschreibung der komplexen instationären Durchströmung notwendig. Dazu wird eine modellhafte experimentelle Untersuchung der Strömungsprozesse mit Hilfe der stereoskopischen Particle Image Velocimetry (3D-PIV) durchgeführt. Die strömungstechnische Modellbildung betrachtet das Gefäß als ein kreiszylindrisches starres Rohr mit einer axialsymmetrischen, im Längsschnitt cosinusförmigen Einschnürung und verwendet einen realitätsnahen integralen Volumenstrompuls als periodisches Eingangssignal. Der Versuchstand besteht aus zwei Plexiglasmodellen der Stenose, einem System zur Realisierung der pulsierenden Strömung und einem 3D-PIV-System mit externem Trigger. Außerdem wird ein Glycerin-Wasser-Gemisch mit einem angepassten Brechungsindex als Versuchsflüssigkeit verwendet. Um die Erfassung des Strömungsfeldes bei diesem periodischen System zu realisieren, wird der Synchronizer des PIV-Systems durch ein externes TTL-Signal aus dem Signalgenerator über einen Verstärker in Abhängigkeit von der Pulsperiode zeitlich gesteuert. Die für eine Messung erforderlichen Partikelbilder der Strömung wurden zu diskreten Zeitpunkten jeweils mehrfach aufgenommen. Die Kreuzkorrelation und die Berechnung der dritten Komponente des Geschwindigkeitsfeldes wurden mit kommerzieller Software durchgeführt. Auf diese Weise werden die Strömungsvorgänge in den Dreidimensionalen innerhalb eines Pulszyklus visualisiert.

1. Einleitung

Zur Entwicklung diagnostischer Verfahren in der Medizintechnik ist es erforderlich, die komplexen strömungsmechanischen Prozesse in einem krankhaft veränderten menschlichen Blutgefäßsystem im Detail zu kennen. In den Arbeiten von Ku (1997), Berger et al (2000) und Moser et al (2000) wurde versucht, die vielfältigen Phänomene, die bei der Durchströmung von verengten Blutgefäßen auftreten, zu beschreiben. Eine quantitative Beschreibung von Strömungsfeldern ist damit aber bisher nicht möglich.

In der vorliegenden Arbeit geht es darum, ein grundsätzliches Verständnis für die komplexe instationäre Durchströmung eines pathologischen Blutgefäßes zu entwickeln. Zur Analyse der Strömungsprozesse wird eine modellhafte Untersuchung mit Hilfe der 3D-PIV durchgeführt.

Auf der Basis der Voruntersuchungen von Böhme et al (2001) und Pust et al (2002) wird folgende strömungstechnische Modellbildung verwendet: 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.

Zur Modellbildung gehört auch die Festlegung des Verlaufs des Volumenstrompulses und der Form der Gefäßstenose. Dabei 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 $D=42$ mm, in der Mitte einen kleinsten Innendurchmesser von $d=21$ mm und eine Länge von $l=63$ mm (Abb. 1). Weil bei den Versuchen ein Glycerin-Wasser-Gemisch verwendet wird, müssen im Hinblick auf die Modellähnlichkeit die maximale mittlere Geschwindigkeit 0,1947 m/s und die Periodendauer 20 s betragen (Abb. 2).

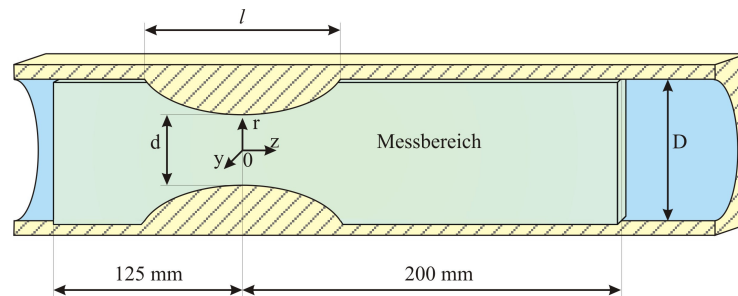


Abb. 1: Geometrie der Modellstenose und Lage des Messbereiches

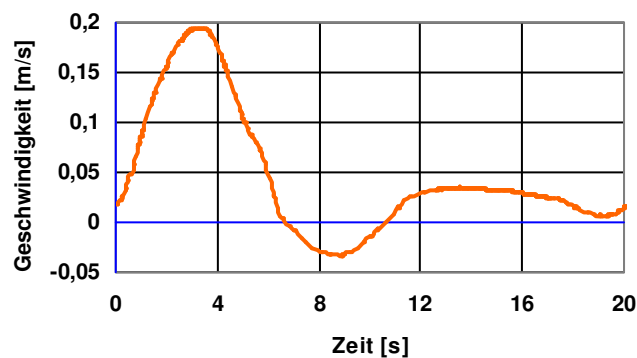


Abb. 2: Zeitlicher Verlauf der Volumenstromdichte (querschnittsgemittelte Strömungsgeschwindigkeit) im Rohr während einer Periode

Im Folgenden werden auf der Basis der Voruntersuchung von Chen und Böhme (2004 und 2005) der Aufbau des Versuchsstandes, die Durchführung der Messungen mittels 3D-PIV und einige Ergebnisse der experimentellen Untersuchung vorgestellt.

2. Aufbau des Versuchsstandes

Die Erkenntnisse aus der strömungstechnischen Modellbildung wurden in einen Versuchsstand umgesetzt, der aus zwei Plexiglasmodellen der Stenose, einem System zur Realisierung der pulsierenden Strömung und einem 3D-PIV-System mit externem Trigger besteht.

Für die Konstruktion des Strömungskanal und für die Auswahl der Versuchsflüssigkeit sind nicht nur die Ähnlichkeitsgesetze der Strömungsmechanik, sondern auch optische Aspekte zu beachten, die aus der Brechung des Lichts an den Phasengrenzflächen resultiert (Stoos et al (2000)). Um den optischen Zugang in der zu untersuchenden Strömung innerhalb der Stenose zu ermöglichen und um optische Verzerrungen an gewölbten Messbereichen zu vermeiden, wird die Modellstenose aus quaderförmigem Plexiglas hergestellt. Außerdem wird ein Glycerin-Wasser-Gemisch mit einem angepassten Brechungsindex als Versuchsflüssigkeit verwendet. Es sind zwei identische Modelle der Stenose gefertigt worden, wobei in das eine ein Kalibrierungsgitter integriert ist, das in verschiedene Positionen mit Hilfe einer Präzisionschraube verschoben werden kann (Abb. 3).

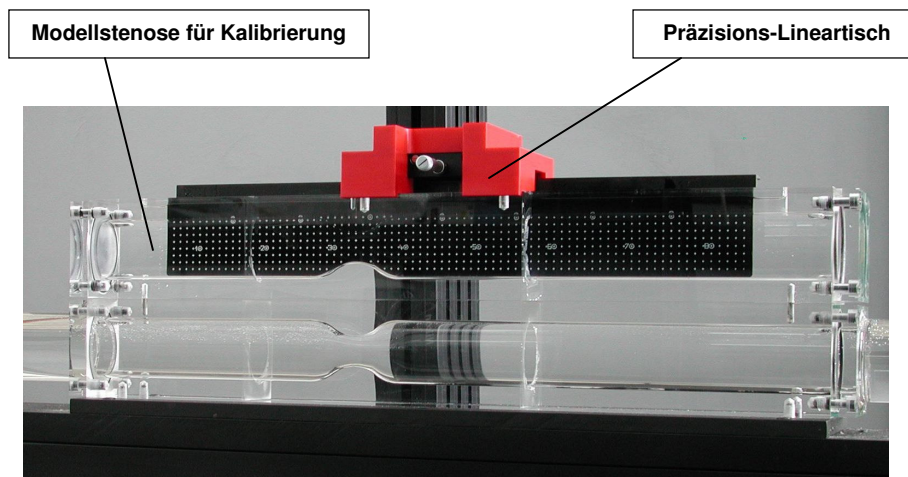


Abb. 3: Modelle der Stenose

Zur Realisierung des Volumenstrompulses nach Abb. 2 wird ein Signal vom Generator erzeugt, das den zeitlichen Verlauf betragsmäßig liefert (Abb. 4). Durch einen Frequenzumrichter wird das generierte Signal in ein zeitabhängige Frequenzsignal gewandelt. Ein leistungsangesteuerter Motor treibt eine Verdrängerpumpe mit der erforderlichen zeitabhängige Drehzahl an. Die Pumpe fördert die Versuchsflüssigkeit 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.

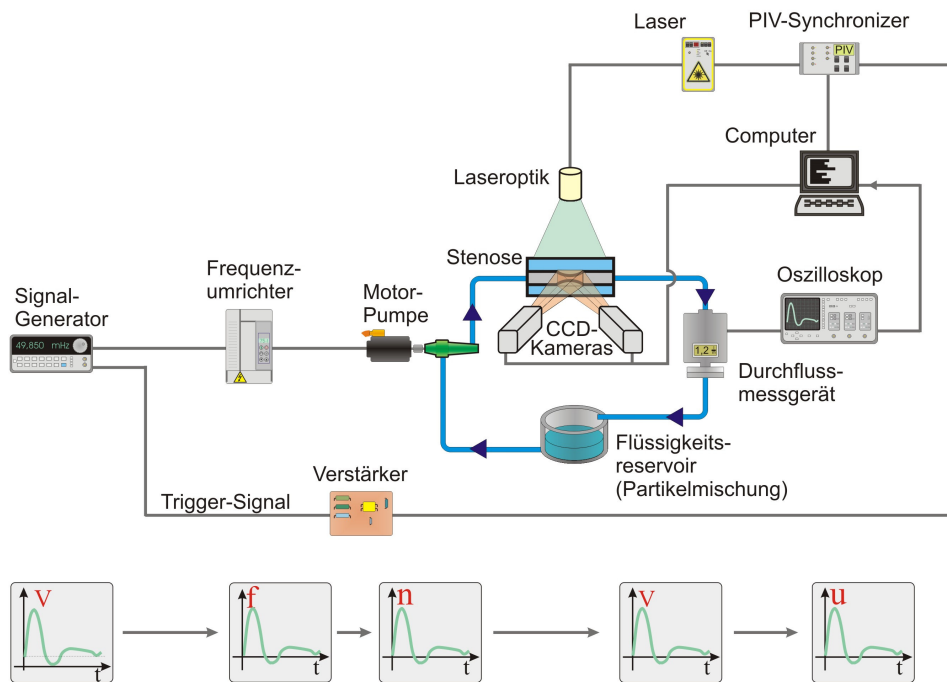


Abb. 4: Schematische Darstellung zum Aufbau des Versuchsstandes

Der Versuchsstand wurde so ausgelegt, dass die Anwendung der 3D-PIV im Längsschnitt innerhalb der Stenose möglich ist. Dazu werden zwei Kameras verwendet (Abb. 5). Beobachtet man die Partikel mit ihnen aus zwei verschiedenen Raumrichtungen mit einem Zwischenwinkel 2α , lässt sich mit Kenntnis der geometrischen Anordnung der optischen Komponenten auch die dritte Geschwindigkeitskomponente berechnen. Bei der Messung ist der Winkel nach der Empfehlung der Fehleruntersuchung von Lawson et al (1997) und der Voruntersuchung von Prasad (2000) mit einem Wert von $\alpha=30^\circ$ gegeben. Zur Auswertung der stereoskopischen Geschwindigkeitsinformationen wird die Software VidPIV4.6 benutzt. Diese konstruiert unter Berücksichtigung der Perspektive aus den beiden zweidimensionalen Geschwindigkeitsfeldern ein dreidimensionales. Da durch den schrägen Beobachtungswinkel und aufgrund der begrenzten Schärfentiefe der Optiken nicht alle Partikel im Lichtschnitt scharf abgebildet werden können, kippt man die Bildebene gegenüber der Linsenebene um einen Winkel $\beta=4,3^\circ$, der nach der Scheimpflug-Bedingung gewählt wird. Zur Neigung der Bildebene gegenüber der Linsenebene werden zwei Tilt-Adapter eingesetzt.

Zur Vermessung des instationären Geschwindigkeitsfelds wird ein 3D-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, zwei CCD-Kameras mit einer Auflösung von 1280x1024 Pixeln, einem Synchronizer und entsprechender Software VidPIV4.6 besteht. Die benötigten Tracerpartikel vom Typ S-HGS-10 werden über einen Partikelmischbehälter in den Kreislauf eingebracht. Mittels eines Laserlichtschnittes wird ein Messbereich im Längsschnitt des Rohrs innerhalb der Einschnürung aufgespannt, in dem die Partikelbewegung sichtbar gemacht wird (Abb. 1). Mit den zwei schräg zum Lichtschnitt angeordneten Kameras wird letztlich die lokale Strömungsgeschwindigkeit mit drei Komponenten im Messbereich bestimmt.

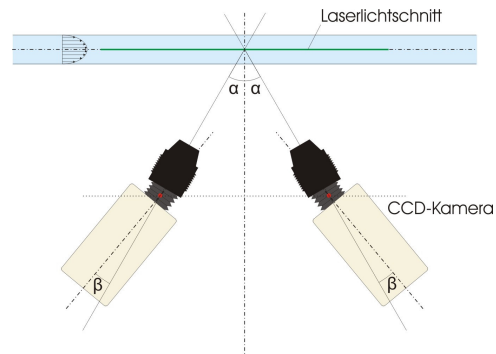


Abb. 5: Anordnung der Kameras nach der Scheimpflug-Bedingung

3. Durchführung der Messungen

Zur quantitativen Bestimmung der Geschwindigkeitsfelder wird die Einstellung des Kamerabildes kalibriert. Dabei wird das Kalibrierungsgitter (Abb. 3) an 4 Stellen der Versuchsstrecke in Raumrichtung z , zwischen -125 mm und 200 mm, und in Raumrichtung y in den 5 Tiefen $y=0$ mm, $y=0,5$ mm, $y=1$ mm, $y=-0,5$ mm und $y=-1$ mm innerhalb der Lichtschnittebene mit Hilfe einer Mikrometerschraube, integriert in einen Präzisions-Lineartisch, exakt positioniert. Schließlich werden die entsprechenden Gitterbilder in dem PIV-Computer gespeichert. Danach werden zwei Reihen der Kalibrierungsabbildungen für die beiden Kameras erzeugt. 18×9 Gitterpunkte entsprechen dabei 85×40 mm. Dieses Verhältnis liegt der Auswertung aller Messungen zugrunde und dient die Berechnung der dritten Komponente des Geschwindigkeitsfeldes. Nach der Kalibrierung wird das obere Modell der Stenose entfernt, und die beiden Kameras werden durch eine Traversierung in der Position für die Messung nach unten gefahren.

Um die Erfassung des Strömungsfeldes bei diesem periodischen System zu realisieren, wird der Synchronizer des PIV-Systems durch ein externes TTL-Signal aus dem Signalgenerator über einen Verstärker in Abhängigkeit von der Pulsperiode zeitlich gesteuert (Abb. 4). Somit können die gewünschten Messzeitpunkte mit dem Synchronizer jeweils vorgegeben werden.

Die 4 für eine Messung erforderlichen Partikelbilder der Strömung wurden im Zeitabstand von 140 bis $6510 \mu\text{s}$ aufgenommen, die Kreuzkorrelation und die Berechnung der dritten Komponente des Geschwindigkeitsfeldes wurden mit der kommerziellen Software VidPIV4.6 durchgeführt. Insgesamt wurden Messungen an 40 äquidistanten Zeitpunkten des Pulszyklus gemacht. Für jeden dieser Zeitpunkte wurde eine phasenwinkelgekoppelte Serie von 90 Geschwindigkeitsfeldern aus verschiedenen Zyklen aufgenommen. Die im Folgenden dargestellten Ergebnisse zeigen die Mittelwerte dieser Felddaten zu ausgewählten relativen Zeitpunkten innerhalb des periodischen Pulszyklus.

4. Ausgewählte Ergebnisse

Abb. 6 zeigt die dreidimensionalen Geschwindigkeitsvektorfelder innerhalb des Messbereiches gemäß Abb. 1 während der Beschleunigungsphase zum Zeitpunkt $t=2\text{s}$ an den 4 Stellen in der Raumrichtung z von -125 mm bis -40 mm, von -40 mm bis 45 mm, von 30 mm bis 115 mm und von 115 mm bis 200 mm. Die Pfeile zeigen den Betrag der dreidimensionalen

Geschwindigkeiten. Die Farben zeichnen die dritte Komponente w in der Raumrichtung y . Analoge Dokumente gibt es für 39 andere Zeitpunkte.

Bei Betrachtung der Geschwindigkeitskomponenten in drei Raumrichtungen z , r und y (Tabelle 1) wird der Einfluss der Stenose auf die Strömung deutlich. Bei $t=2s$ führt der Widerstand durch die Verengung der Modellstenose zu einer stark ausgeprägten Strömung in Raumrichtung z und einer deutlich erhöhten Geschwindigkeit in der Mitte. Danach strömt das Fluid als starker Freistrah ab. Im Vergleich aller Momentaufnahmen zum hier betrachteten Zeitpunkt $t=2 s$ wird deutlich, dass die Strömung im Bereich zwischen $z=-125$ mm bis $z=85$ mm noch im wesentlichen laminar ist. Turbulente Geschwindigkeitsschwankungen gibt es vor allem im Bereich zwischen $z=85$ mm und $z=195$ mm. Schließlich strömt das Fluid ab $z=195$ mm wieder weitgehend laminar. Zusätzlich setzt im Fluid in den Randbereichen zwischen $z=20$ mm und $z=100$ mm durch mehrere Wirbel eine Strömungsumkehr ein.

Tabelle 1. Extremwerte der Geschwindigkeitskomponenten in verschiedenen Messbereichen zur Zeit $t=2 s$

Messbereich [mm]	u in Raumrichtung z [mm/s]	v in Raumrichtung r [mm/s]	w in Raumrichtung y [mm/s]	Betrag [mm/s]
z: -125, -40 r: -21, 21 y: -1,1	Min : 0,19 Max : 245,3	Min : -11,2 Max : 8,88	Min : -31,5 Max : 23,8	Min : 7,47 Max : 246,2
z: -40, 45 r: -21, 21 y: -1,1	Min : -79,7 Max : 942,0	Min : -200,0 Max : 140,7	Min : -332,3 Max : 332,1	Min : 0 Max : 997,7
z: 30, 115 r: -21, 21 y: -1,1	Min : -111,1 Max : 831,4	Min : -113,9 Max : 158,6	Min : -67,8 Max : 145,5	Min : 0 Max : 839,8
z: 115, 200 r: -21, 21 y: -1,1	Min : -0,85 Max : 564,4	Min : -46,2 Max : 58,2	Min : -43,0 Max : 82,1	Min : 6,11 Max : 565,2

5. Ausblick

Die Ergebnisse zeigen, dass die komplexe mehrdimensionale, periodische Strömung infolge einer Stenose am Versuchsstand mittels 3D-PIV hochauflösend gemessen, im Detail analysiert und strömungsmechanisch interpretiert werden kann. Besonders interessant ist die Komponente in der dritten Richtung, die noch mehr Informationen über die Einflüsse der Stenose auf die Strömung liefert.

Weitere experimentelle Untersuchungen könnten mit dem Ziel durchgeführt werden, die Einflüsse der Modellstenose auf die Turbulenz und die Stabilität der Strömung innerhalb eines Pulszyklus im Detail zu charakterisieren. Gewisse Asymmetrien innerhalb der Messbereiche deuten darauf hin, dass die Strömung nicht exakt axialsymmetrisch verläuft. Um auch die Geschwindigkeitsverteilung in y -Raumrichtung zu ermitteln, wäre die Durchführung der 3D-PIV-Messung mit einem Laserlichtschnitt im Querschnitt der Modellstenose notwendig. Um die laminaren und turbulenten Geschwindigkeitsprofile der Strömung innerhalb der Modellstenose in drei Raumrichtungen je nach Position und Zeit zu erfassen, könnte auch die 3D-LDA nach Leitner et al (2003) angewandt werden.

Dankesworte

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

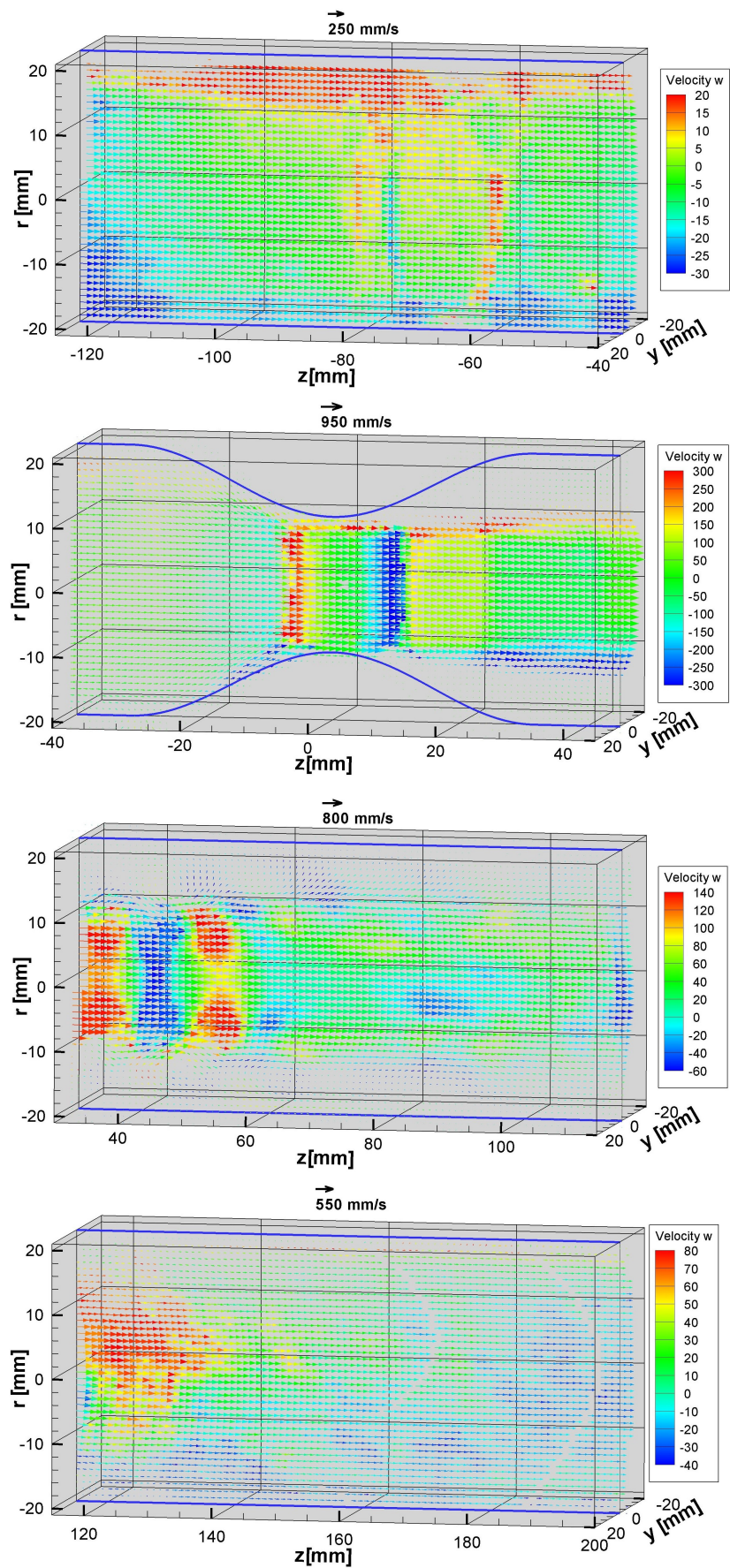


Abb. 6: Gemittetes Geschwindigkeitsvektorfeld der pulsierenden Strömung bei $t=2$ s

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

Chen, X-M. und Böhme, G.: Experimentelle Untersuchung einer pulsierenden Strömung mittels PIV am Modell einer arteriellen Stenose. *Lasermethoden in der Strömungsmesstechnik (2004)* 411-418, 12. GALA-Fachtagung, 7.-9. September 2004, Karlsruhe

Chen, X-M. und Böhme, G.: Das instationäre Strömungsfeld hinter einer arteriellen Stenose. *Proc. Appl. Math. Mech.* 5 (2005)

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

Lawson, N.J. and Wu, J.: Three-dimensional particle image velocimetry: experimental error analysis of a digital angular stereoscopic system. *Measurement Science and Technology* 8 (1997) 1455-1464

Leitner, M., Wünsch, O. und Böhme, G.: Dreidimensionale LDV und FEM zur Strömungsanalyse in statischen Mischelementen. *Forschung im Ingenieurwesen* 68 (2003) 39-50

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

Stoos, C., Becker, S., Lienhart, H., Durst, F. and McEligot, D.: LDA Measurements of Transitional Flows in a Large Refractive Index Flow Facility. *Proc. of the 10th International Symposium on Applications of Laser Techniques to Fluid Mechanics, Lisbon, Portugal (2000)*