

## PIV Untersuchungen in elastischen Gefäßen bei oszillatorischer Strömung unter Verwendung von Newtonschem und blutanologem Fluid

### PIV measurements of oscillating flow in flexible straight vessels using Newtonian and blood analog fluids

**P. Dörner, M. Klaas, W. Schröder**

Lehrstuhl für Strömungslehre und Aerodynamisches Institut, RWTH Aachen  
Wüllnerstr. 5a, D-52062 Aachen, <http://www.aia.rwth-aachen.de>

TRPIV, nicht-Newtonsches Fluid, Wandschubspannung, Druck, oszillatorische Strömung  
TRPIV, non-Newtonian fluid, wall-shear stress, pressure, oscillatory flow

#### Zusammenfassung

Pulsatile Strömungen in elastischen Gefäßen wie sie z.B. für die Durchströmung der menschlichen Blutgefäße typisch sind, sind durch eine komplexe Wechselwirkung zwischen Strömungsfeld und Gefäßverformung gekennzeichnet. Auf der einen Seite bildet sich aufgrund der pulsatilen Anregung ein instationäres Geschwindigkeitsfeld aus, auf der anderen Seite interagieren Fluid und Dilatation der Gefäßwand miteinander. Ein zusätzlicher Faktor, der die Komplexität der Strömung erhöht, liegt darin, dass das Fluid im Blutkreislauf nicht-Newtonsche Eigenschaften besitzt. Bisher wurde die pulsatile Strömung in größeren starren und elastischen Gefäßen vorwiegend unter der Annahme hoher auftretender Scherraten und daher mit Newtonschen Fluiden untersucht. Die Analyse des Strömungsfelds unter Verwendung nicht-Newtonscher Blutanaloga ist in bisherigen Arbeiten vorwiegend auf starre Gefäße beschränkt. Um den Einfluss der viskoelastischen Fluideigenschaften auf die Fluid-Struktur-Interaktion zu quantifizieren, wird in dieser Arbeit eine oszillatorische Strömung in einem geraden elastischen Gefäß unter Verwendung eines newtonschen und eines nicht-Newtonschen Fluides vergleichend analysiert. Hierbei werden mittels zeitaufgelöster Particle-Image Velocimetry (TRPIV), statischer Druckmessungen und Wanderkennung die strömungsmechanischen Zusammenhänge zwischen Geschwindigkeitsfeld, Druckfeld und Gefäßverformung zeitlich hoch aufgelöst erfasst. Das aus Polydimethylsiloxan-Härter-Gemisch bestehende Gefäßmodell wird mit den brechungsindexangepassten Fluiden oszillatorisch mit gleichbleibender Anregung bei einer Reynoldszahl für das newtonsche Fluid von  $Re_{D,NF}=1040$  und für das nicht-Newtonsche Fluid bei  $Re_{D,NNF}=1074$  durchströmt. Die Womersleyzahlen liegen bei  $Wo_{NF}=8,7$  für das Newtonsche und bei  $Wo_{NNF}=8,4$  für das nicht-Newtonsche Fluid. Die Ergebnisse des Vergleiches belegen, dass sich für das nicht-Newtonsche Fluid erhöhte Wandschubspannung trotz geringerer Geschwindigkeitsgradienten in Wandnähe ergeben. Des Weiteren weist die Dilatation des durch ein viskoelastisches Fluid durchströmten Gefäßes eine höhere Amplitude sowie höhere Gradienten auf.

## Einleitung

Die biomedizinische Problemstellung der Fluid-Struktur-Interaktion (FSI) in elastischen Blutgefäßen ist für das detaillierte Verständnis von Gefäßerkrankungen wie zum Beispiel der Arteriosklerose der Herzkranzgefäße von enormer Bedeutung, da darauf basierend neue Methoden für frühzeitige Diagnosen und patientenspezifische Behandlungsroutinen von Gewebeschwächen z.B. anhand numerischer Simulationen entwickelt werden können. Damit die physikalische Modellierung und Validierung der Simulationen durchgeführt werden können, ist es essentiell, die FSI bei instationärer Strömung und die Interaktion von Gefäßelastizität und instationärer Wandschubspannung (WSS) experimentell detailliert zu analysieren (Pielhop et al. 2015) und zu validieren. Werden strömungsmechanische Messungen mit Hilfe der Particle-Image Velocimetry (PIV) hinsichtlich dieser Fragestellung durchgeführt, so spielt neben der Modellgeometrie das rheologische Verhalten des verwendeten Fluids eine wesentliche Rolle bei der Analyse der FSI. Im Allgemeinen werden bei Untersuchungen in großen Arterienmodellen Newtonsche Fluide unter der Annahme verwendet, dass der Scherratenbereich in erster Linie bei Werten liegt, bei denen die Blutviskosität als konstant angenommen werden kann (Van Wyk et al. 2015). Für die Modellierung und Validierung von numerischen Methoden ist der Einfluss des Fluides bezüglich des viskoelastischen Charakters jedoch von wesentlicher Bedeutung (Najjari et al. 2016). Aufgrund der großen instationären Geschwindigkeitsgradienten in Wandnähe und der Scherratenabhängigkeit der Viskosität besitzt das viskoelastische Fluidverhalten einen signifikanten Einfluss auf die instationäre WSS, so dass es unabdingbar ist, sowohl das Geschwindigkeitsfeld als auch die WSS mit hoher zeitlicher und räumlicher Auflösung zu ermitteln.

In dieser Untersuchung wird die instationäre FSI und WSS für Newtonsche (NF) und nicht-Newtonsche Fluide (NNF) miteinander verglichen. Zur Bestimmung der FSI werden das Geschwindigkeitsfeld, die Wandposition und der Druck mittels zeitaufgelöster Particle-Image Velocimetry (TRPIV) und Drucksensoren synchron in Amplitude und Phasenlage vermessen. Das verwendete elastische Gefäßmodell, bestehend aus einem Polydimethylsiloxan-Härtergemisch (PDMS), berücksichtigt die Materialeigenschaften menschlicher Blutgefäße. Um einen verzerrungsfreien optischen Zugang zu gewährleisten, sind die Brechungsindices (BI) der Fluide auf den des Gefäßes angepasst. Die sinusförmige Strömung durch das Gefäßmodell wird mittels einer oszillatorisch angeregten Kolbenpumpe generiert. Für die gewünschte Reynolds- und Womersleyzahl lassen sich der Hub und die Frequenz über einen Frequenzumrichter frei programmieren.

Im weiteren Verlauf wird auf die Herstellung sowie auf die Materialeigenschaften des Gefäßmodells eingegangen. Weiterhin werden die verwendeten Fluide detailliert beschrieben. Darauf folgend erfolgt eine Beschreibung des Versuchsstandes mit seiner Messtechnik. Die zur Auswertung verwendeten Methoden werden im darauffolgenden Abschnitt aufgezeigt. Daran anschließend werden die gemessenen Ergebnisse des NF mit denen des NNF verglichen und analysiert. Dafür werden neben den zeitaufgelösten Geschwindigkeitsprofilen, der Druck, der Volumenstrom, die Dilatation und die Wandschubspannung des Modells analysiert. Abschließend werden die Ergebnisse zusammengefasst und es erfolgt ein Ausblick für zukünftige Messungen.

## Gefäßmodell

Das gerade elastische Gefäßmodell ist nach der Methode von Burgmann et al. 2009 hergestellt. Hierbei sind die Abmessungen an diejenigen größerer humaner Blutgefäße angelehnt. Das Zwei-Komponenten Silikon RTV615 wird im Schleudergussverfahren gefertigt. Durch die Füllmenge kann die gewünschte Wandstärke des elastischen Gefäßes eingestellt werden.

Während des Mischvorganges wird eine geringe Menge von Rhodamin B, welches in Methanol gelöst ist, beigemischt. Aufgrund der fluoreszierenden Eigenschaften des Rhodamin B kann eine Detektion der Wandposition während der Messung über die Graustufenverteilung erreicht werden (Pielhop et al. 2015, Burgmann et al. 2009). Um eine gleichmäßige Wandstärkenverteilung zu erreichen, wird das gemischte und entgaste PDMS fünf Stunden bei 18°C und einer Drehfrequenz von 1500 U/min rotiert, bevor es bei 60°C sechs Stunden ebenfalls bei bestehender Drehfrequenz vernetzt. Der BI des Modells beträgt  $n_{30^\circ\text{C}}=1,4077$ , die Dichte beträgt  $\rho=995 \text{ kg/m}^3$ . Der E-Modul wurde im Zugversuch auf  $E_{30^\circ\text{C}}=1,71 \cdot 10^6 \text{ Pa}$  ermittelt. Die Wanddicke beträgt  $h=0,98 \text{ mm}$ , der Gefäßaußendurchmesser  $D_0=24 \text{ mm}$ . Wie in Abbildung 2 zu sehen ist, weist das Modell eine Aufnahme für einen Miniaturdrucksensor in der Mitte des Gefäßes auf, welcher eine Bohrung mit 1 mm Durchmesser zum Gefäßinneren aufweist.

## Fluide

Nach Burgmann et al. 2009 sollte die Abweichung der BI von Gefäßmodell und Fluid nicht mehr als  $\Delta n=1 \times 10^{-3}$  betragen. Tabelle 1 zeigt die Bestandteile der Fluide mit ihren Mischungsverhältnissen in Masseprozent auf, für die diese Genauigkeit erreicht wird.

Bestandteile	NF [wt%]	NNF [wt%]
destilliertes Wasser	48,99	53,45
Glycerin	36,94	22,92
Xanthan	-	0,02405
Natriumiodid	13,97	23,51
Natriumthiosulfat	0,10	0,10
$\rho_{30^\circ\text{C}} [\text{kg/m}^3]$	1222.5	1285.7

Tab. 1: Bestandteile der Fluide (NF, NNF) für  $n_{30^\circ\text{C}}=1,4077$  und deren Dichte

Mittels destillierten Wassers und Glycerins lassen sich das Viskositätsniveau sowie der BI anpassen. Durch die Beigabe des Polysaccharids Xanthan erhält man die nicht-Newtonsche Fluideigenschaft. Natriumiodid dient zur Anpassung des BI. Wie Najjari et al. 2016 aufzeigen, kann sich eine Lösung mit Natriumiodid aufgrund von Oxidation mit der Zeit gelblich bis rötlich verfärben. Damit eine Haltbarkeit und eine Transparenz der Fluide gewährleistet ist, wurde eine geringe Menge an Natriumthiosulfat hinzugefügt, welches diese Verfärbung unterbindet. Zur Bestimmung der rheologischen Fluideigenschaften wird das Rheometer des Typs TA Instruments AR-G2 mit verschiedenen Geometrien verwendet. Hinzu wird das Anton Paar AMVn Automated Microviscometer zur Bestimmung des NF verwendet. Die Dichte wird mit dem Gerät Anton Paar DMA 5000 bestimmt. Untersuchungen des rheologischen Verhaltens des NNF bei 30°C weisen in einem Scherratenbereich von  $10^0 \text{ s}^{-1}$  bis  $10^3 \text{ s}^{-1}$  gute Übereinstimmung mit Echtblutdaten auf, siehe Abbildung 1. Beide Fluide wurden hinsichtlich des asymptotischen Verhaltens der Blutviskosität bei höheren Scherraten angepasst, so dass sie in dem relevanten Scherratenbereich bei etwa  $\dot{\gamma}=520 \text{ s}^{-1}$  einen Schnittpunkt bei  $\eta=3,2 \text{ mPas}$  aufweisen. Sousa et al. 2011 zeigen, dass das komplexe rheologische Verhalten von Blut mit einem analogen Fluid schwierig abzubilden ist. Dennoch spiegelt dieses brechungsindexangepasste nicht-Newtonsche Fluid den qualitativen Verlauf der Scherviskosität in einem weiten Scherratenbereich gut wider. Zur Analyse der Messdaten wurde das Carreau-Yasuda Modell

$$\eta(\dot{\gamma})=\eta_{\infty}+(\eta_0-\eta_{\infty})\left[1+(\dot{\gamma}\lambda)^a\right]^{\frac{n-1}{a}} \quad (1)$$

angewendet. Für die Parameter des Modells gilt  $\eta_{\infty}=1,928 \text{ mPas}$ ,  $\eta_0=12,496 \text{ mPas}$ ,  $\lambda = 0,1902 \text{ s}$ ,  $a = 0,1902$  und  $n = 0,548$ .

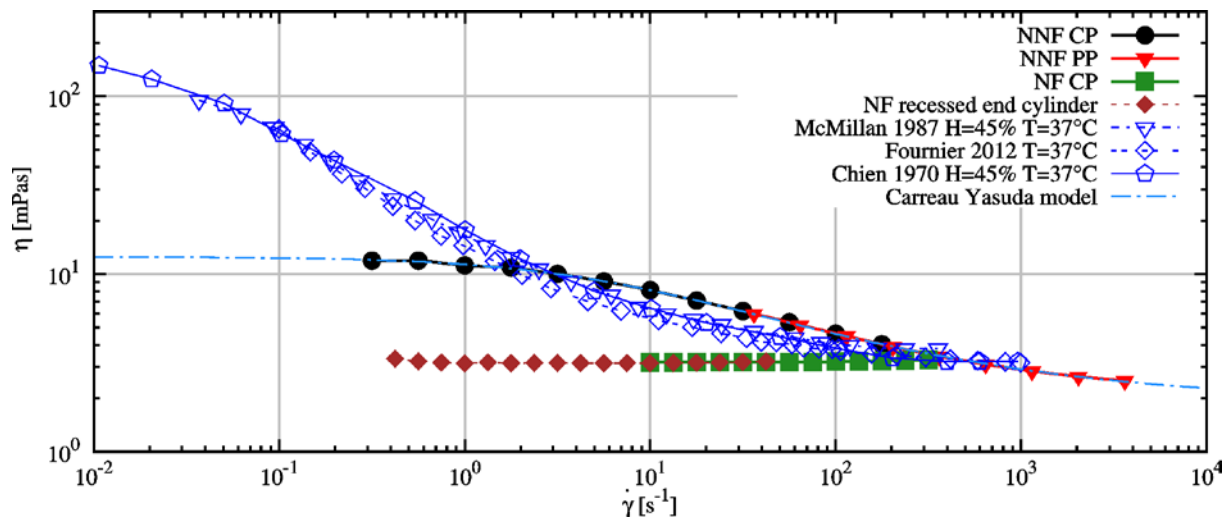


Abb. 1: Viskositätsverlauf von Realblutdaten aus der Literatur (McMillan et al. 1987, Chien 1979, Fournier 2012) sowie NF, NNF Blutanaloga bei  $T=30^{\circ}\text{C}$  (System: CP: cone-plate, PP: plate-plate, recessed: cylinder recessed end)

## Versuchsstand

Der in Abbildung 2 dargestellte Versuchsstand ermöglicht eine variable Einspannung des Gefäßes, um eine Vorspannung des Gefäßes zu gewährleisten, die einer physiologischen Vorspannung ähnlich ist. Die eingestellte Vorspannung des Gefäßes liegt bei 10% der Gefäßlänge. Die Durchströmung erfolgt laminar und sinusförmig und wird mittels eines programmierbaren Linearantriebes realisiert. Das Modell wird in einem rechteckigen Container positioniert, welcher mit dem gleichen brechungsindexangepassten Fluid gefüllt ist. Um eine voll ausgebildete laminare Strömung zu garantieren, sind auf beiden Seiten des Modells Einlaufstrecken aus Polymethylmethacrylat (PMMA)-Rohren angebracht. Mittels des Höhenunterschiedes der beiden Reservoirs kann ein Transmuraldruck von 12467 Pa eingestellt werden, so dass zu jeder Zeit der Druck innerhalb des Gefäßes gleich bzw. größer als der Druck im Container ist, um ein Kollabieren des Gefäßes zu verhindern. Da die Viskosität stark von der Temperatur abhängt, ist der Versuchsstand mit einer Temperaturregelung und Überwachung ausgestattet. Die PIV-Messungen werden mit einem Hochgeschwindigkeitslaser Darwin Duo Nd:YLF bei  $\lambda = 527 \text{ nm}$  mit zwei Fastcam PCI 1024 Kameras und Tamron Sp AF Macroobjektiven mit einer Festbrennweite von 180 mm durchgeführt. Die Auflösung liegt bei 36,7 Px/mm bei 1024x1024 Px. Hohle Glaskugeln mit einem Durchmesser von  $10 \mu\text{m}$  und einer Dichte von  $1100 \text{ kg/m}^3$  werden als Partikel verwendet. Die Messpositionen für die PIV-Untersuchungen liegen in der zum Motor zugewandten Anlaufstrecke unmittelbar vor dem elastischen Gefäß (C1), in der Mitte des Gefäßes (C2) sowie in der Anlaufstrecke der zum Reservoir 2 zugewandten Seite (C3). Um den statischen Druck in den Einlaufstrecken vor und innerhalb des Gefäßes bestimmen zu können, kommen Drucksensoren des Typs Kulite XCL 100 zum Einsatz, welche ebenfalls an den Positionen C1, C2 und C3 den statischen Druck zeitlich aufgelöst erfassen. Um die analogen Druckdaten mit den PIV-Messungen kombinieren zu können, dient der TTL-Puls des ersten Q-Switches des Lasers zur Synchronisation des Datenerfassungssystems. Somit können PIV-Messungen und Druckdaten zeitlich zugeordnet werden.

## Auswertung

Damit eine strömungsmechanische Ähnlichkeit zwischen den physiologischen Merkmalen und denen des Versuchs erzielt werden kann, müssen die relevanten Ähnlichkeitsparameter übereinstimmen. Hierbei wird die Reynoldszahl  $Re_D$  mit der über den ungedehnten Querschnitt

$A_i = \frac{\pi}{4} D_i^2$  gemittelten Geschwindigkeit  $u_B$  bei maximalem Volumenstrom (Bulk-Velocity bei einem Phasenwinkel der Sinusanregung von  $\phi = \pm\pi/2$ ) gebildet. Die dynamische Viskosität  $\eta$  ist eine Funktion der Scherrate  $\dot{\gamma}$  und wird für das NNF mittels des Carreau-Yasuda Modells ermittelt. Die Womersleyzahl  $Wo$  beinhaltet die Kreisfrequenz  $\omega = 2\pi f$  welche die Anregungsfrequenz des Linearmotors darstellt.

$$Re_D = \frac{u_B D_i \rho}{\eta(\dot{\gamma})} \quad (2)$$

$$Wo = \frac{D_i}{2} \sqrt{\frac{\omega \rho}{\eta(\dot{\gamma})}} \quad (3)$$

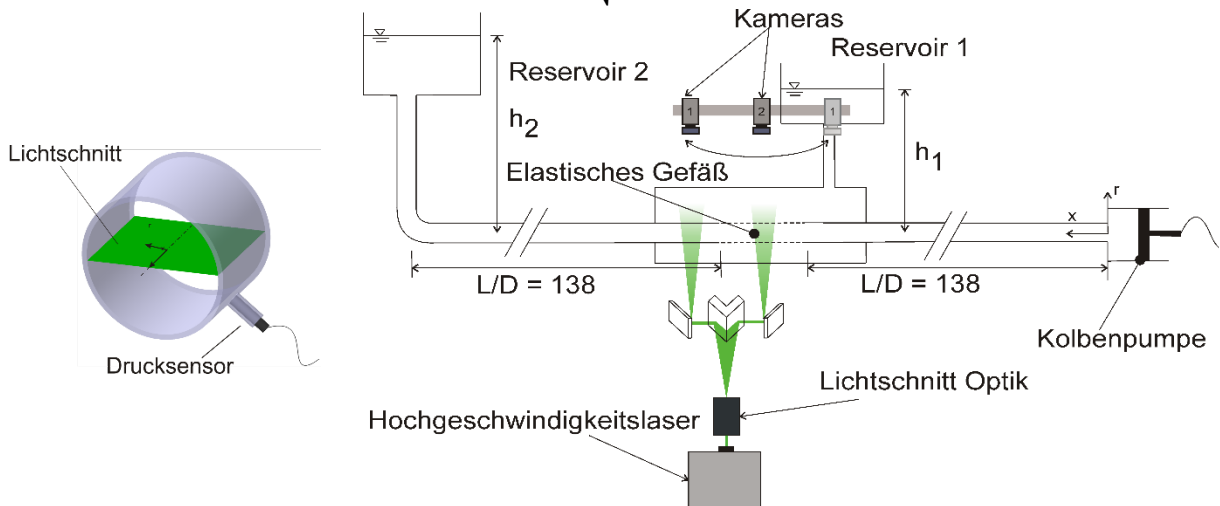


Abb. 2: Skizze des Versuchstandes und des geraden elastischen Gefäßes (rechts), Gefäß mit Druck-sensoraufnahme (links)

Die Verformung des Gefäßdurchmessers im Bezug zum Innendruck wird als Compliance  $C$  bezeichnet. Sie beschreibt die Änderung des Strömungsquerschnittes zur Druckänderung und wird mit dem Anfangsquerschnitt normalisiert. Sie beträgt für dieses Gefäß  $22,7 \cdot 10^{-6} \text{ Pa}^{-1}$ .

$$C = \frac{1}{A_i} \frac{\partial A}{\partial p} \approx \frac{2}{R_i} \frac{\partial R}{\partial p} \quad (4)$$

Zur Bestimmung der Wandschubspannung wird das Geschwindigkeitsprofil nach Pielhop et al. 2015 mit einem Polynom angenähert.

$$\tau_w = \eta \left. \frac{\partial u}{\partial r} \right|_{r=R_i} \quad (5)$$

Die Auswertung der Bilddaten erfolgt mit der in MATLAB implementierten *single-pixel line correlation method* nach Burgmann et al. 2009.

Die TRPIV-Messungen für das NNF und NF wurden bei einer Anregungsfrequenz von  $f=0,21$  Hz und einem gleichbleibenden Hub durchgeführt. Die maximale Reynoldszahl für das NNF beträgt  $Re_{D,NNF}=1074$  bei  $Wo_{NNF}=8,4$  und  $Re_{D,NF}=1040$  bei  $Wo_{NF}=8,7$  für das NF. Die geringen Unterschiede der Re- und Wo-Zahlen liegen in den unterschiedlichen Viskositäten und Dichten der Fluide begründet.

## Ergebnisse

Im Folgenden werden die radialen Geschwindigkeitsprofile über einen Zyklus mit der Wandposition an der Stelle C2 für das NF und NNF miteinander verglichen. Darauf folgend werden die Volumenströme der Messstellen (C1-C3) analysiert. Die Betrachtung der Phasenlage und

Amplitude von Druck und Dilatation beider Fluide mündet in der Behandlung der instationären WSS.

Die Geschwindigkeitsprofile der TRPIV Messungen in Abbildung 3 sind mit einer Doppelbildfrequenz von 200 Hz aufgenommen worden. Sie zeigen das radiale Geschwindigkeitsprofil an jeder 6. Phasenlage eines Zyklus. Die flexible Wand wird durch die Enveloppe dargestellt und zeigt die Wandposition während des Druck- und Saughubes. Wie Pielhop et al. 2015 darlegen, wird die Massenerhaltung über den Zyklus durch eine größere Dilatation mit geringeren Geschwindigkeiten im Druckhub eingehalten. Deutlich lassen sich die Unterschiede der Geschwindigkeitsprofile zwischen dem NF und NNF erkennen. So weisen die NNF-Profile eine höhere bzw. geringere Geschwindigkeit im Bereich der Kernströmung über einen Zyklus auf. Im Bereich der höheren Scherung, d.h. in Wandnähe, liegen die NNF-Geschwindigkeiten unterhalb der NF-Geschwindigkeiten.

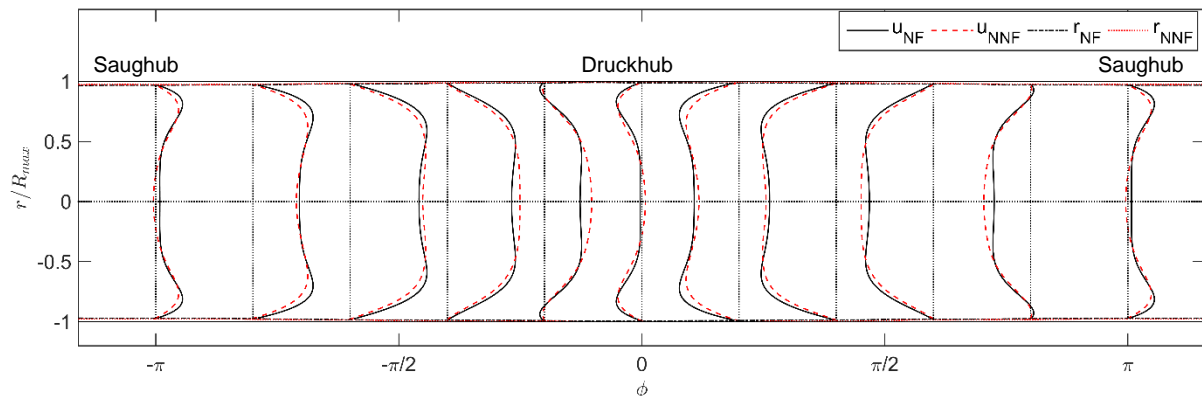


Abb. 3: Vergleich der radialen Geschwindigkeitsprofile  $u(r)$  für NF und NNF einer Schwingung

Abbildung 4 zeigt die mit dem maximalen Volumenstrom bei C1 normierten Volumenströme der Einlaufstrecken (C1, C3) und des Gefäßes (C2) für beide Fluide über einen Zyklus. Die Phasenlage wurde so gewählt, dass  $\dot{V}_1$  bei  $\phi = -\pi$  den Wert Null aufweist. Aufgrund des sich überlagernden Volumenstroms, der in der Flexibilität des Gefäßes begründet liegt, weisen die Volumenströme  $\dot{V}_2$  und  $\dot{V}_3$  eine negative Phasenverschiebung auf. Die normierten Volumenströme für den Einlass weisen für beide Fluide einen nahezu identischen Verlauf auf. Für C2 zeigt der Volumenstrom des NF einen etwas größeren Phasenversatz an. Es sei anzumerken, dass die Welligkeit der Kurven in einem geringen Stick-Slip-Effekt des Linearmotorkolbens begründet liegen, was jedoch den Unterschied der Fluide nicht beeinträchtigt.

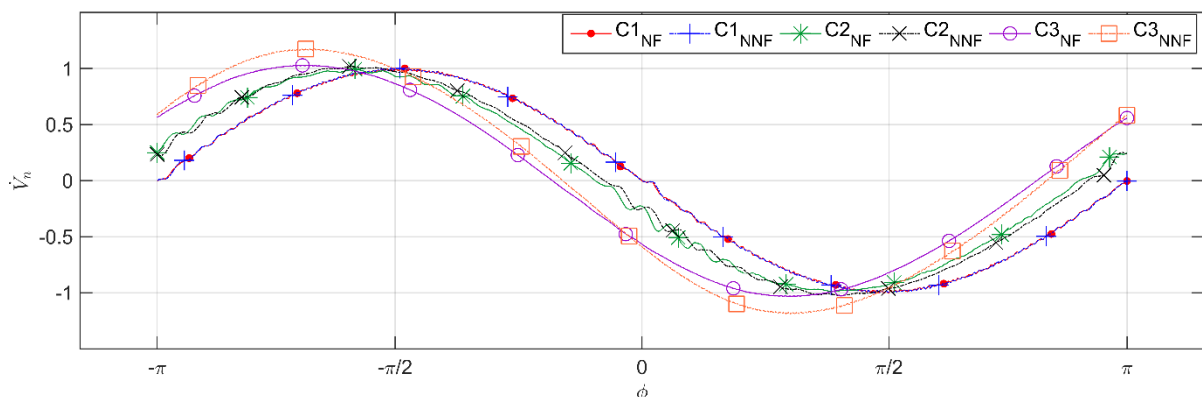


Abb. 4: Normalisierter Volumenstrom der Einlaufstrecken C1, C3 und des Gefäßes C2 für NF und NNF einer Schwingung

Die normierten instationären Druckverläufe in Abbildung 5 beider Fluide zeigen einen größeren Phasenversatz für das NF an. Dies bestätigt die Dilatation  $\epsilon$ , welche für das NNF eine größere Amplitude und einen Phasenversatz zum NF aufweist. Aufgrund der höheren Geschwindigkeiten des NNF und der nicht-Newtonschen Eigenschaft ist der Gradient der Dilatation deutlich höher als beim NF. Die WSS-Verläufe zeigen in ihrer Phase einen ähnlichen Verlauf, unterscheiden sich aber in ihrer physikalischen Amplitude. Dies liegt darin begründet, dass für das NF zwar ein steilerer Geschwindigkeitsgradient an der Wand vorliegt, dieser aber durch die höheren und scherratenabhängigen Viskositäten des NNF kompensiert wird. Die Scherratenamplitude für das NNF beträgt  $\hat{\gamma}_{\text{NNF}}=75 \text{ s}^{-1}$  und zeigt auf, dass der Scherratenbereich bei höheren Viskositäten liegt (Abbildung 1). Somit weisen die NNF-Messungen eine deutlich höhere Wandschubspannungsamplitude von 25% auf. Da sich der Scherratenbereich bei oszillatorischen Strömungen zwischen  $0 \text{ s}^{-1} < \dot{\gamma} < \hat{\gamma}_{\text{NNF}}$  befindet, tritt ein erhöhter Viskositätsbereich im Vergleich zum NF auf.

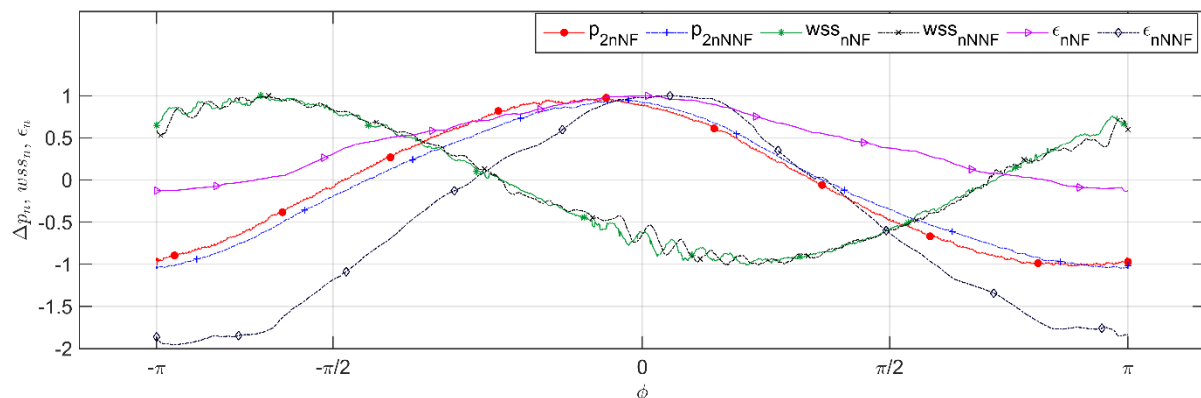


Abb. 5: Normalisierte Druckdifferenz, Wandschubspannung und Dilatation einer Schwingung für C2

## Zusammenfassung und Ausblick

Die instationäre Strömung in einem elastischen Gefäß unter Verwendung eines berechnungsindexangepassten NNF und NF wurde in dieser Arbeit betrachtet. Die Messungen wurden mit der zeitaufgelösten PIV durchgeführt und mit den Druckmessungen zeitlich synchronisiert. Die radialen Geschwindigkeitsfelder sowie die Dilatation der Gefäßwand mit der Wandschubspannung wurden über der Phase eines Zyklus ermittelt. Beide Fluide weisen einen negativen Phasenversatz der Volumenströme in den Gefäßabschnitten aufgrund der Elastizität auf. Hierbei zeigt das NNF eine größere Dilatation auf. Der Einfluss der Viskositätsänderung mit der Scherrate für das NNF mit der Amplitude  $\hat{\gamma}_{\text{NNF}}=75 \text{ s}^{-1}$ , lässt die Wandschubspannung trotz geringerer Geschwindigkeitsgradienten in Wandnähe höhere Extrema von +25% erreichen und zeigt auf, dass die Annahme newtonscher Fluide für größere arterielle Blutgefäßmodelle für instationäre Anregungen unzureichende Ergebnisse liefert.

Der Vergleich dieses generischen Gefäßmodells zeigt den bedeutenden Einfluss des Arbeitsfluides auf die Messergebnisse, insbesondere auf die größere Amplitude der instationären WSS des NNF. Um weitere Einflüsse zu untersuchen, müssen vergleichende Messungen bei verschiedenen Re- und Wo-Zahlen durchgeführt werden. Des Weiteren müsste eine verbesserte Abstimmung zwischen Messzeit (Fluidhaltbarkeit) und Fluoreszenz der Gefäßwand gefunden werden, um aufgrund der zwar geringen aber vorhandenen Transparenzunterschiede der Fluide und der großen benötigten Fluidmenge dieses Prüfstandes, eine verbesserte Auflösung im wandnahen Bereich zu erreichen, um die Wandschubspannung noch genauer bestimmen zu können.

## Literatur

- Pielhop, K., Klaas, M., Schröder, W., 2015:** "Experimental analysis of the fluid-structure interaction in finite-length straight elastic vessels", *European Journal of Mechanics B/Fluids*, Vol. 50, pp. 71-88
- Van Wyk, S., Prah Wittberg, L., Bulusu, K.V., Fuchs, L., Plesniak, M.W., Gräf, F., 2015:** "Non-Newtonian perspectives on pulsatile blood-analog flows in a 180° curved artery model", *Physics of Fluids*, 27:071901
- Najjari, M.R., Hinke, J.A., Bulusu, K.V., Plesniak, M.W., 2016:** "On the rheology of refractive-index-matched, non-Newtonian blood-analog fluids for PIV experiments", *Experiments in Fluids*, 57:96
- Burgmann, S., Große, S., Schröder, W., Roggenkamp, J., Jansen, S., Gräf, F., Büsen, M., 2009:** "A refractive index-matched facility for fluid-structure interaction studies of pulsatile and oscillating flow in elastic vessels of adjustable compliance", *Experiments in Fluids* 47:865-881
- Sousa, P.C., Pinho, F.T., Oliveira, M.S.N., Alves, M.A., 2011:** "Extensional flow of blood analog solutions in microfluidic devices", *Biomicrofluidics*, 5:014108
- McMillan, D.E., Strigberger, J., Utterback, N.G., 1987:** "Rapidly recovered transient flow resistance: a newly discovered property of blood", *American Journal of Physiology*, Vol.253 no.4, H919-H926
- Chien, S., 1970:** "Shear Dependence of Effective Cell Volume as a Determinant of Blood Viscosity", *Science* 168:977-979
- Fournier, R.L., 2012:** "Basic Transport Phenomena in Biomedical Engineering", Third Edition, Taylor and Francis, p.125