

## NUMERISCHE SIMULATION VON NICHT-NEWTONSCHEN STRÖMUNGEN IN KORONARSTENTS

### NUMERICAL SIMULATION OF NON-NEWTONIAN FLOW THROUGH CORONARY STENTS

**M. Stiehm, D. Quosdorf, M. Brede, K.-P. Schmitz\*, A. Leder**

Universität Rostock, Lehrstuhl Strömungsmechanik, Albert-Einstein-Straße 2, 18051 Rostock

\* Universität Rostock, Medizinische Fakultät, Institut für Biomedizinische Technik, Friedrich-Barnewitz-Straße 4, 18119 Rostock

Simulation, koronarer Stent, Wandschubspannung, nicht-newtonsches Fluid  
simulation, coronary stent, wall shear stress, non-Newtonian fluid

#### Zusammenfassung

Eine weitverbreitete Behandlungsmöglichkeit der koronaren Herzkrankheit ist die Implantation eines Stents in die betreffende Koronararterie. Bei einem Stent handelt es sich um eine netzartige Struktur, die das verengte Blutgefäß abstützen soll, um den Blutfluss zu gewährleisten. Durch die Implantation kann es zu postoperativen Komplikationen wie Thrombosen und Restenose kommen. In klinische Studien konnten Korrelationen zwischen dem Stentdesign und den auftretenden Komplikationen festgestellt werden.

Die in dieser Arbeit vorgestellte Validierung des numerischen Modells einer Stentdurchströmung bezieht sich auf die Wandschubspannung als entscheidendes Kriterium der In-Stent-Restenose. Die experimentellen Daten wurden mit Hilfe der Micro-Particle-Image-Velocimetry gewonnen. Der scherverdünnende Charakter wurde mittels Carreau-Yasuda Modell approximiert. Es konnte festgestellt werden, dass sich die scherverdünnenden Eigenschaften stabilisierend auf die Strömung auswirken und einen positiven Einfluss auf die Wandschubspannungsverteilung in Bezug auf das In-Stent-Restenose Risiko haben.

#### Einleitung

Die strömungsmechanische Analyse von Blutströmungen durch Stents gewinnt immer mehr an Relevanz. Durch die einzelnen Stege des Stents, den sogenannten Stentstruts, wird die Blutströmung beeinflusst. Der Stent bildet ein zusätzliches Strömungshindernis an dem Verwirbelungen und Rezirkulationsgebieten auftreten, die zu einer Änderung der Wandschubspannungsverteilung führen. In den Rezirkulationsgebieten steigt die Verweilzeit der Blutbestandteile (Gay und Zhang 2009). Durch die in diesen Bereichen niedrigen Schubspannungen kann es zu Thrombosen kommen. Die Änderung der Wandschubspannung wird in klinischen Studien mit der In-Stent-Restenose in Verbindung gebracht (Kastrati et al. 2001). Vor allem niedrige Wandschubspannungen unter 0,5 Pa gelten als kritisch. Da das Stentdesign unmittelbaren Einfluss auf die hämodynamischen Effekte hat, stellt die Strömungsoptimierung eine Schlüsselrolle bei der Verringerung von postoperativen Komplikationen dar.

Bei strömungsmechanischen Untersuchungen spielen die rheologischen Eigenschaften des Blutes eine wesentliche Rolle. Blut besitzt einen scherverdünnenden Charakter (Chien1970). Im Gegensatz zu newtonschen Fluiden bei denen die Viskosität unabhängig vom Strö-

mungsfeld ist, nimmt die Viskosität von Blut bei steigender Scherrate ab. Bei hohen und moderaten Scherraten über  $100 \text{ s}^{-1}$  (Fung 1993) kann Blut als newtonsches Fluid betrachtet werden. Bei geringeren Scherraten wie sie in den Bereichen direkt stromauf bzw. stromab der Stentstruts erwartet werden (Balossino et al. 2008) muss der nicht-newtonsche Charakter des Blutes berücksichtigt werden, um realistische Wandschubspannungen zu erhalten (Benard et al. 2006). Bei numerischen Simulationen kann der Zusammenhang zwischen Scherrate und Viskosität über makrorheologische Modelle hergestellt werden. Eine Übersicht einiger Modelle ist in Johnston et al. 2004 zu finden. Für die vorliegende Arbeit wird das Carreau-Yasuda Modell verwendet.

Die Validierung von Simulationen anhand von experimentellen Messdaten ist für die Bewertung numerisch berechneter Ergebnisse unerlässlich. Die hier gezeigten numerischen Simulationen werden mit den Ergebnissen von Micro-Particle-Image-Velocimetry Messungen verglichen. Mit Hilfe der Micro-PIV Methode und einem Particle-Tracking Algorithmus konnten Geschwindigkeitsfelder und Wandschubspannungsverteilungen von Modellstents im Maßstab 1:1 ermittelt werden (Quosdorf et al. 2011). Um das optische Messverfahren einsetzen zu können, wurde eine an das Silikonmodell des Modellstents brechungsindexangepasste Blutersatzflüssigkeit verwendet. Bei der Blutersatzflüssigkeit handelt es sich um ein scher verdünnendes Fluid, dessen rheologische Eigenschaften an die des Blutes nach Chien 1970 angepasst wurden. Die Abhängigkeit der Viskosität von der Scherrate wurde durch ein Rotationsviskosimeter ermittelt. Für die Validierung der numerischen Methode wurden die Geometrie, die rheologischen Eigenschaften der Blutersatzflüssigkeit sowie die Randbedingungen modelliert.

## Numerische Simulation

Die Geometrie des Rechengebiets wurde nach Vorlage des im Experiment verwendeten Modells generiert. Dieses besteht aus einem kreisrunden, geraden Rohr mit einem Durchmesser von  $D = 3,5 \text{ mm}$ , in das ein Stent eingelassen ist. Als Stent wurde ein generischer Modellstent verwendet, der aus sechs Strutbögen zusammengesetzt ist, die mäanderförmig um den Umfang verlaufen. Der Querschnitt der Stentstruts ist quadratisch. Es werden insgesamt drei Modellstents untersucht, die sich in der Querschnittsfläche der Stentstruts unterscheiden ( $B = 0,4 \text{ mm}$ ,  $L = 1,0 \text{ mm}$ ,  $t = 0,06 \text{ mm}$ ,  $0,1 \text{ mm}$  bzw.  $0,14 \text{ mm}$ ). In Abbildung 1 a) ist die Geometrie des Modellstents dargestellt.

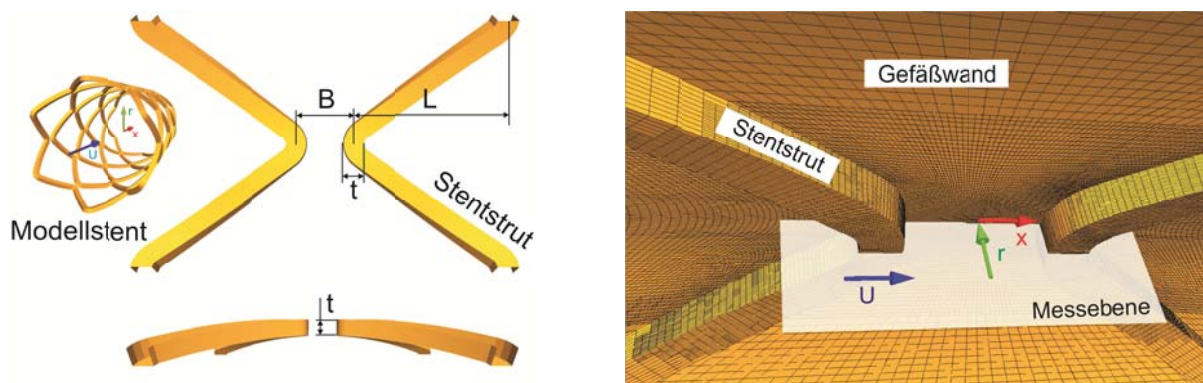


Abbildung 1: Modellstent a) Geometrie des Modellstents und b) Diskretisierung der Koronarartie mit Modellstent sowie Messebene der experimentellen Untersuchungen (Detailansicht)

Zur Berechnung des Strömungsfeldes werden im Rechengebiet die Impulsgleichung (1) sowie die Massenerhaltung (2) gelöst:

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} + \rho(u \cdot \nabla u) = \nabla \cdot \sigma + f \quad (1)$$

$$\nabla \cdot u = 0 \quad (2)$$

Hier ist  $u$  die Geschwindigkeit,  $\rho$  die Dichte des Fluids,  $f$  die externen Kräfte und  $\sigma$  der Spannungstensor. Der Zusammenhang zwischen Spannungs- und Deformationstensor ist durch:

$$\sigma = -pI + \eta(\dot{\gamma})(\nabla u + (\nabla u)^T) \quad (3)$$

gegeben, wobei  $p$  dem Druck,  $\eta$  der dynamischen Viskosität und  $\dot{\gamma}$  der Scherrate entspricht. Um den scherverdünnenden Charakter des Fluids zu erfassen, wird der Zusammenhang zwischen Scherrate und Viskosität durch das Carreau-Yasuda-Modell approximiert:

$$\eta(\dot{\gamma}) = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^a]^{(n-1)/a} \quad (4)$$

Das rheologische Verhalten des Fluids wird beim Carreau-Yasuda Modell durch eine obere und eine untere Grenzviskosität ( $\eta_0$  bzw.  $\eta_\infty$ ) beschränkt. Die scherverdünnende Charakteristik zwischen den Grenzviskositäten wird durch die Zeitkonstante  $\lambda$  und den Modellparametern  $a$  und  $n$  beschrieben. Die für die Validierung notwendigen Modellgrößen wurden durch einen Kurvenfit aus dem experimentell ermittelten Viskositätsverlauf der Blutersatzflüssigkeit gewonnen, siehe Abbildung 2.

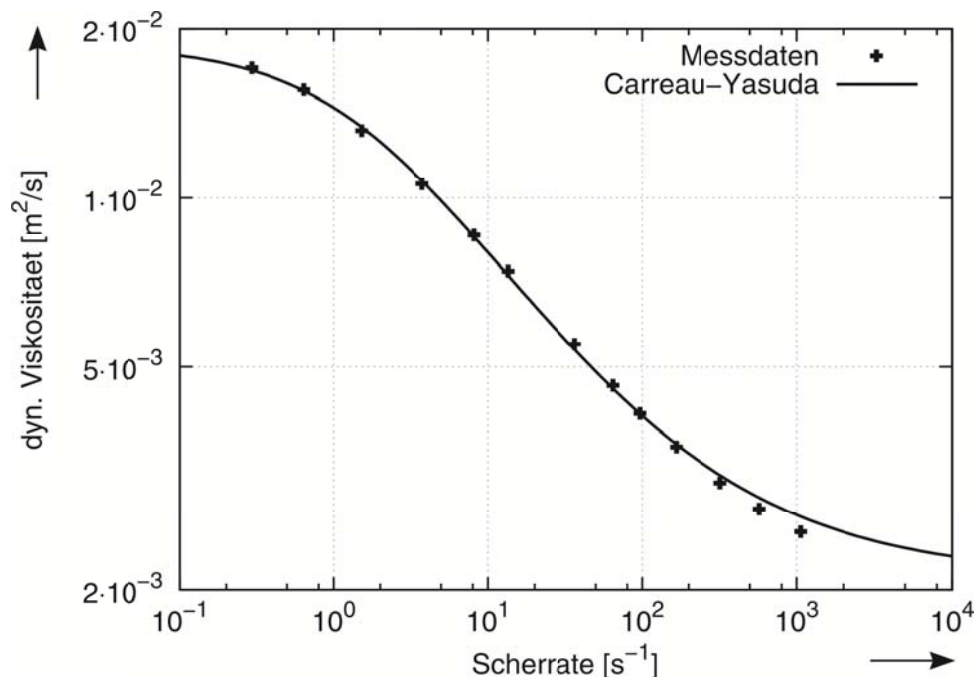


Abbildung 2: Messdaten sowie Kurvenfit nach dem Carreau-Yasuda-Modell der dynamischen Viskosität in Abhängigkeit von der Scherrate

Des Weiteren werden zusätzlich zu den Simulationen mit nicht-newtonschen Fluiden auch Simulationen mit newtonschen Fluiden durchgeführt. Durch den anschließenden Vergleich der Ergebnisse kann der Einfluss des scherverdünnenden Charakters eingeschätzt werden. In den Experimenten sowie bei den Simulationen wird eine Reynoldszahl von  $Re = 160$  angestrebt. Entsprechend den rheologischen Eigenschaften der Blutersatzflüssigkeit und mit der repräsentativen Scherrate:

$$Re_{rep} = \frac{\rho u_{\infty} D}{\eta(\dot{\gamma})} = \frac{u_{\infty} D}{\eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) [1 + (\lambda \dot{\gamma}_{rep})^a]^{(n-1)/a}} \quad (5)$$

$$\dot{\gamma}_{rep} = \frac{2u_{\infty}}{D} \quad (6)$$

errechnet sich mit einer Fluidichte von  $\rho = 1170 \text{ kg/m}^3$  ein mittlere Strömungsgeschwindigkeit von  $u_{\infty} = 0,13 \text{ m/s}$  und aus:

$$Re_{rep} = \frac{\rho u_{\infty} D}{\eta_{rep}} \quad (7)$$

ergibt sich eine dynamische Viskosität von  $\eta_{rep} = 3,39 \cdot 10^{-3} \text{ Pa s}$ .

Auf Grund der rotationssymmetrischen Geometrie des Stents kann unter den vorherrschenden laminaren Bedingungen auch von einer rotationssymmetrischen Strömung ausgegangen werden. Somit ist es möglich, den durchströmten Querschnitt des Rechengebiets entsprechende der Anzahl der Strutbögen auf ein Sechstel zu reduzieren. Die jeweiligen Flächen des Rechengebiets werden als Symmetrieflächen definiert. Für die Gefäßwand und den Stent wird die Haftbedingung vorgegeben. Aus vorangegangenen Simulationen wurden vollausgebildete Geschwindigkeitsprofile für newtonschen und scherverdünnende Fluide ermittelt, die als Einlassrandbedingungen dienen. Der Druck am Einlass ist durch eine Nullgradientenrandbedingung gegeben. Am Auslass wird entsprechend der Geschwindigkeitsgradient zu Null definiert.

Die Diskretisierung erfolgt über die Finite Volumen Methode, dazu wird das Rechengebiet in Hexaederzellen unterteilt, siehe Abbildung 1 b). Das entstehende Rechenetz ist blockstrukturiert aufgebaut.

Um eine Netzunabhängige Lösung zu erhalten wurde eine Netzkonvergenzstudie für den  $100 \mu\text{m} \times 100 \mu\text{m}$  Stent durchgeführt. Die Zellenanzahl der jeweiligen Netze betrug 212 000, 527 000, 1 806 000, 2 604 000 und 4 471 000 Zellen. Die räumliche Auflösung der ersten drei Netze reichte nicht aus um die Wandschubspannung vor Allem direkt vor und nach dem Strut korrekt zu erfassen. Die beiden feinen Rechenetze unterscheiden sich um Mittel um weniger als 5 %. Auf Grund der Ersparnis der Rechenzeit wird für die Auswertung der Wandschubspannungen das Rechenetz mit 2,6 Mio. Zellen verwendet.

## Ergebnisse

Es zeigte sich, dass die Wandschubspannung eines der kritischen Parameter für die In-Stent-Restenose darstellt. Daher wird der Schwerpunkt bei der Validierung des numerischen Modells auf die richtige Berechnung der Wandschubspannungsverteilung gelegt. In der Abbildung 3 sind die experimentell und numerisch ermittelten Wandschubspannungsverläufe in der Messebene des  $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$  Stents aufgeführt.

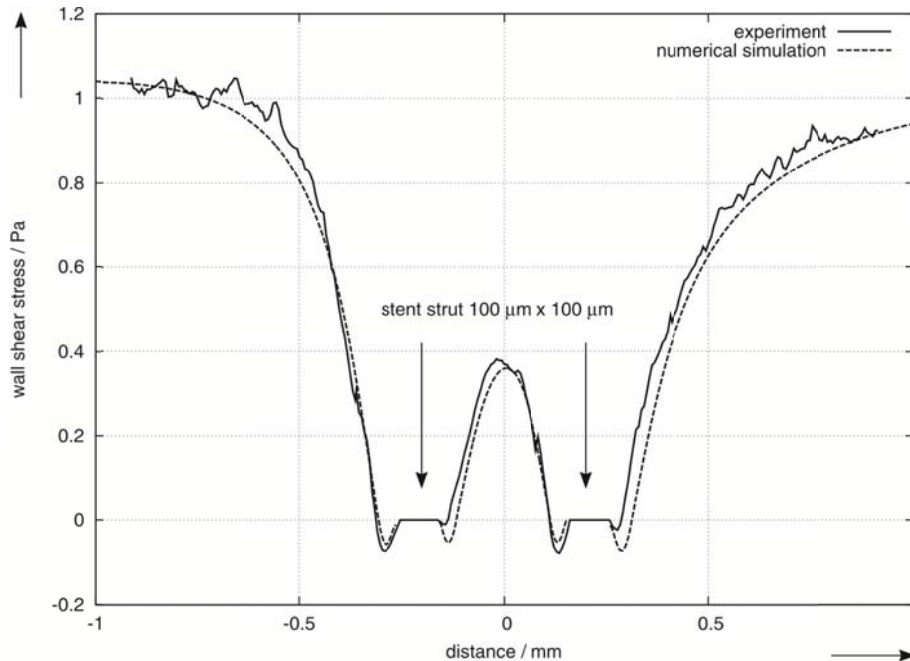


Abbildung 3: Experimentell und numerisch ermittelte Wandschubspannungsverteilung in der Messebene

Es ist eine sehr gute Übereinstimmung beider Verläufe zu erkennen. Deutlich zeigen sich Rezirkulationsgebiete jeweils stromauf bzw. stromab der Stentstruts. Zwischen den Stentstruts steigt die Wandschubspannung an, liegt aber mit  $0,4\ \text{Pa}$  noch im kritischen Bereich unter  $0,5\ \text{Pa}$ . Des Weiteren ist bei beiden Verläufen eine leichte Asymmetrie aufgrund der Strömungsrichtung in positiver x-Achse zu erkennen. Die Ergebnisse decken sich mit denen von Benard et al. 2006 und Berry et al. 2000. Das numerische Modell ist somit geeignet, um Wandschubspannungsverteilung bei der Durchströmung gestenteter Koronargefäße mit nicht-newtonschen Fluide zu simulieren.

Mit Hilfe von numerischer Simulation können Strömungsgrößen und Fluideigenschaften berechnet werden, die durch experimentelle Messtechnik nur schwer zu erfassen sind. Als Beispiel sei hier die Viskosität aufgeführt, die vor Allem bei Blutströmungen eine wesentliche Rolle spielt. Daher wird im Folgenden näher auf den Zusammenhang zwischen Scherrate- und Viskositätsverteilung eingegangen.

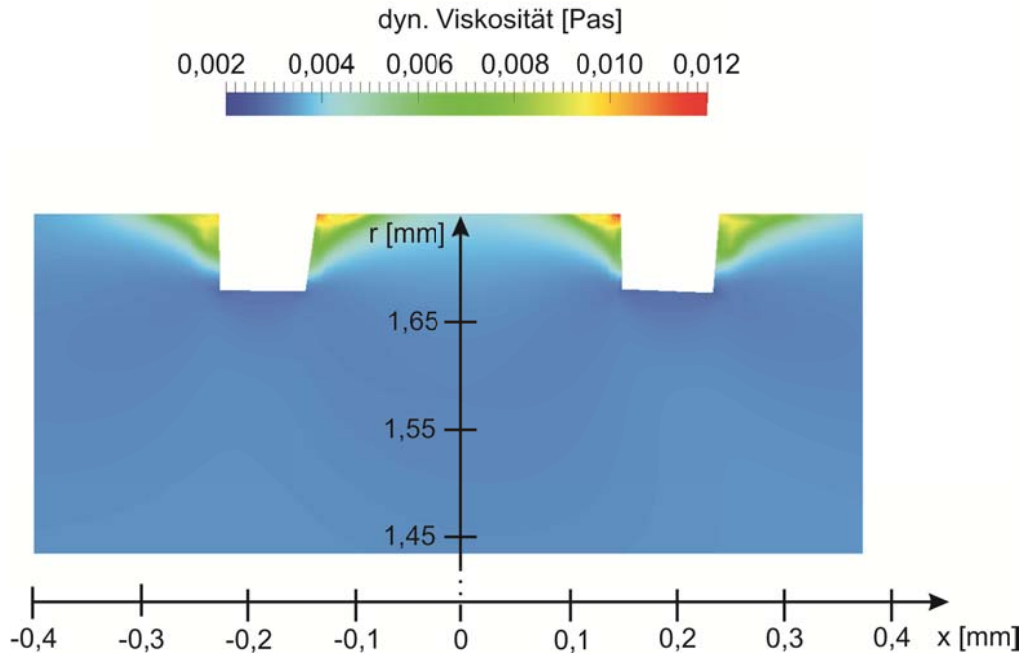


Abbildung 4: Verteilung der dynamischen Viskosität in der Messebene

In der Abbildung 4 ist die Verteilung der dynamischen Viskosität in der Messebene dargestellt. Vor allem in den Bereichen stromauf und stromab der Stentstruts liegt die dynamische Viskosität mit  $0,012 \text{ Pa s}$  deutlich über den Werten des restlichen Strömungsfeldes mit rund  $0,003 \text{ Pa s}$ . Ursächlich ist eine sehr geringe Scherrate in den Rezirkulationsgebieten, wodurch der scherverdünnende Charakter des Fluids ersichtlich wird.

In den Abbildungen 4 a bis c sind die Verläufe der Wandgeschwindigkeitsgradienten in der Messebene der drei Modellstents dargestellt. Die globalen Verläufe von newtonschen und nicht-newtonschen Fluid stimmen gut überein. Der höchste verzeichnete Geschwindigkeitsgradient liegt bei beiden Fluiden bei rund  $325 \text{ s}^{-1}$ . Dieser Wert ist größer als der Geschwindigkeitsgradient einer vergleichbaren vollausgebildetem, laminaren Rohrströmung eines newtonschen Fluids, der bei  $298 \text{ s}^{-1}$  liegt. Diese Erhöhung kommt aufgrund der Versperrung durch die Stentstruts zustande. Bei Scherraten unter  $100 \text{ s}^{-1}$  sind die Wandschubspannungen bei newtonschen Fluiden kleiner und bei Scherraten über  $200 \text{ s}^{-1}$  größer als bei den nicht-newtonschen Fluiden, siehe Abbildungen 4 d bis f. Dieses spiegelt den scherverdünnenden Charakter wider. Die Simulationen zeigen, dass bei newtonschen Fluiden die Rezirkulationsgebiete eine größere räumliche Ausdehnung besitzen. Der scherverdünnende Charakter wirkt sich in Bezug auf das In-Stent-Restenose Risiko positiv auf die Wandschubspannungsverteilung aus und wirkt insgesamt stabilisierend auf die Strömung. Dieser Effekt macht sich vor allem bei Stents mit großem Strutquerschnitt und geringem Strutabstand bemerkbar. Die höhere Viskosität in den Rezirkulationsgebieten wirkt dämpfend. Die Ergebnisse decken sich mit den Erkenntnissen von Ishikawa et al. 1998 und Abraham et al. 2005. Da sich die Simulationen auf die rheologischen Eigenschaften der Blutersatzflüssigkeit stützen und der scherverdünnende Charakter von Vollblut etwas größer ist, wird sich dieser Effekt bei der Berechnung realer Blutströmungen noch verstärken. Wie bereits Benard et al. 2006 feststellte ist die Berücksichtigung der scherverdünnenden Eigenschaften bei Blutsimulationen unerlässlich, wenn möglichst genaue Wandschubspannungsverläufe simuliert werden sollen. Auch die Verwendung eines mit der repräsentativen Scherrate skalierten newtonschen Fluids ist nur eine Näherung.

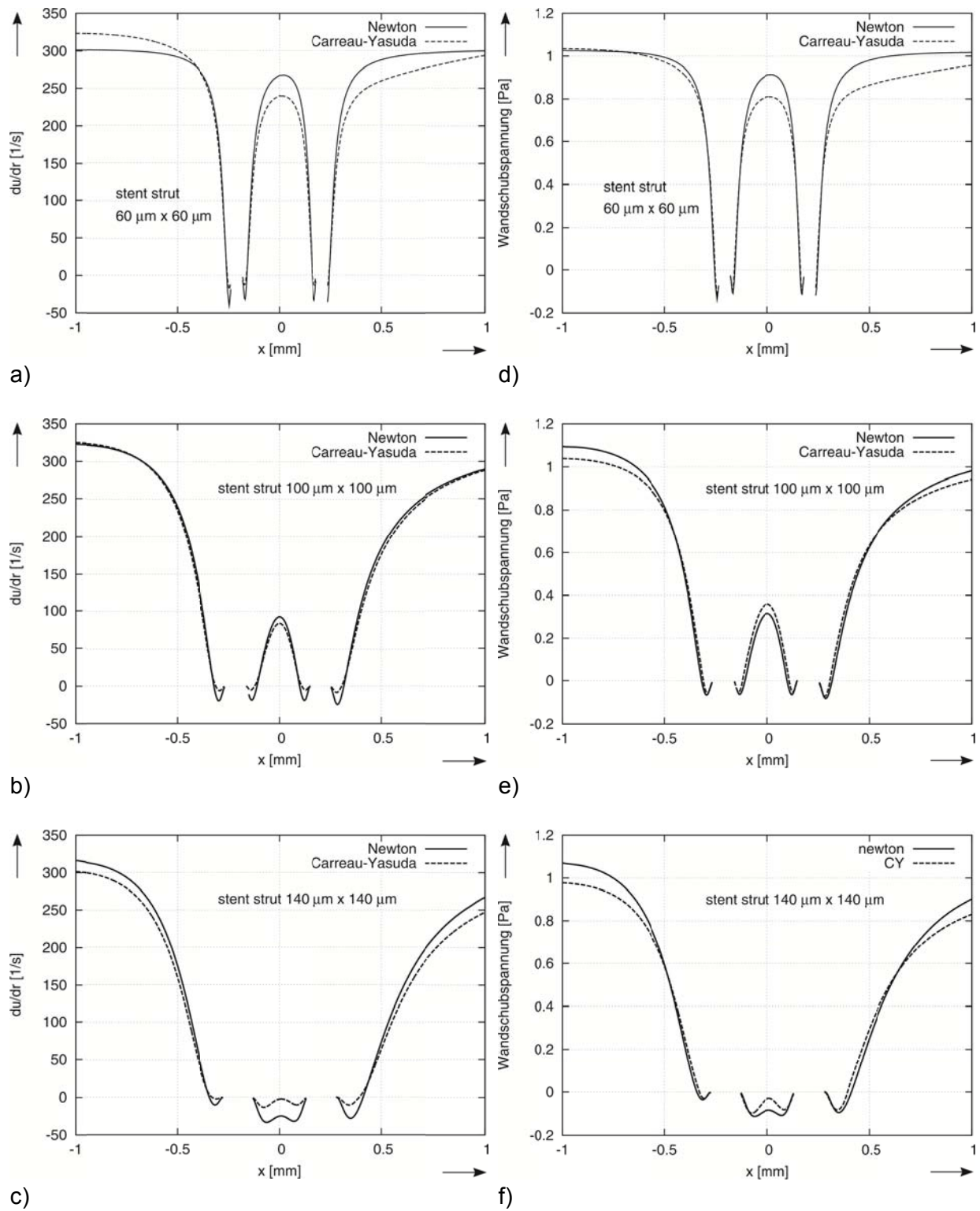


Abbildung 4: Geschwindigkeitsgradienten (a bis c) und Wandschubspannungen (d bis f) der drei Modellstents in der Messebene



## Diskussion und Ausblick

Das in dieser Arbeit vorgestellte numerische Modell stimmt mit experimentell ermittelten Wandschubspannungen sehr gut überein. Die scherverdünnenden Eigenschaften wurden durch das Carreau-Yasuda Modell erfasst. Für stationäre Stentdurchströmungen ist das numerische Modell gut geeignet. Des Weiteren zeigte sich, dass zur Berechnung der Wandschubspannungsverteilung die rheologischen Eigenschaften des Blutes berücksichtigt werden sollten. Weiterführende Analysen zur Gültigkeit newtonscher Fluideigenschaften sind aber unerlässlich. Auf Basis der gewonnenen Ergebnisse kann das numerische Modell eingesetzt werden, um Stentdesigns bezüglich strömungsmechanischer Gesichtspunkte zu optimieren.

## Dankesworte

Diese Arbeit entstand im Rahmen des Verbundprojektes REMEDIS. Der Verfasser dankt dem Verbundprojekt für die Förderung dieser Arbeit sowie den Mitarbeitern des Lehrstuhls Strömungsmechanik der Universität Rostock für die gute Zusammenarbeit.

## Literatur

Abraham, F., Behr, M., Heinkenschloss, M., 2005. "Shape optimization in unsteady blood flow: A numerical study of non-Newtonian effects", *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 8/3, pp. 201-212"

Balossino, R., Gervaso, F., Migliavacca, F., Dubini, G., 2008. "Effects of different stent designs on local hemodynamics in stented arteries", *Journal of Biomechanics*, 41, pp. 1053-1061

Benard, N., Perrault, R., Coisne, D., 2006. "Computational Approach to Estimation the Effects of Blood Properties on Changes in Intra-stent Flow", *Annals of Biomedical Engineering*, 34/8, pp. 1259-1271

Chien, S., 1970. "Shear Dependence of Effective Cell Volume as a Determinant of Blood Viscosity", *Science*, 168, pp. 977-978

Fung, Y. C., 1993. "Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues, 2. Ed., Springer, Berlin

Gay, M., Zhang, L. T., 2009. "Numerical studies on fluid-structure interactions of stent deployment and stented arteries", *Engineering with Computers*, 25, pp. 61-72

Ishikawa, T., Guimaraes, L. F. R., Oshima, S., Yamane, R., 1998. "Effect of non-Newtonian property of blood on flow through a stenosed tube", *Fluid Dynamic Research*, 22, pp. 251-264"

Johnston, B. M., Johnston, P. R., Corney, S., Kilpatrick, D., 2006. "Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: Transient simulations", *Journal of Biomechanics*, 39, pp. 1116-1128

Kastrati, A., Mehilli, J., Dirschinger, J., Pache, J., Ulm, K., Schühlen, H., Seyfarth, M., Schmitt, C., Blasini, R., Neumann, F.-J., Schömig, A., 2001. "Restenosis After Coronary Placement of Various Stent Types", *The American Journal of Cardiology*, 87, pp. 34-39

Quosdorf, D., Brede, M., Lootz, D., Martin, H., Schmitz, K.-P., Leder, A., 2011. "Micro-Particle-Image-Velocimetry zur Bestimmung der Geschwindigkeiten in einem Koronargefäß mit Stent", *Technisches Messen*, 78, pp. 239-245