

## BEEINFLUSSUNG DER BLUTSTRÖMUNG MITTELS HELIKALER STENTDESIGNS

### Controlling the Blood Flow with Helical Stent Structures

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

Universität Rostock, Lehrstuhl Strömungsmechanik, Albert-Einstein-Straße 2, 18059 Rostock

\*Technische Universität München, Ingenieur fakultät Bau Geo Umwelt, Fachgebiet Hydromechanik, Arcisstraße 21, 80333 München

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

CFD, koronarer Stent, Wandschubspannung, nicht-newtonsches Fluid, pulsatil, helikal  
CFD, coronary stent, wall shear stress, non-Newtonian fluid, pulsatile, helical

#### Zusammenfassung

Die koronare Herzkrankheit mit ihren schwerwiegenden Folgen zählt zu den häufigsten Todesursachen in Deutschland. Die pathologische Ursache besteht meistens in der atherosklerotischen Veränderung der Gefäßwand, die zu einem vollständigen oder teilweisen Verschluss der betroffenen Arterie führen. Als Behandlungsmöglichkeit hat sich heutzutage die Implantation eines Stents durchgesetzt. Ein Nachteil dieser Methode besteht darin, dass sich aufgrund der Stentstege die Blutströmung und somit die Wandschubspannung (WSS) ändert, was in klinischen Studien mit postoperativen Komplikationen, wie der In-Stent Restenose oder der Thrombose, in Verbindung gebracht wird. Im Rahmen vorheriger laseroptischen und numerischen Untersuchungen wurde der Einfluss des Stentdesigns auf die Blutströmung bereits herausgestellt. In dieser Studie soll die Möglichkeit zur gezielten strömungsmechanischen Beeinflussung des Blutes durch den Stent mit Hilfe eines helikalen Stentdesigns aufgezeigt werden. Die nun ausgebildeten Strömungsstrukturen führen zu einer verbesserten WSS-Verteilung gegenüber herkömmlichen Stentdesigns. Es wurden drei unterschiedliche helikale Stentdesigns mittels transienter numerischer Simulation analysiert, wobei der pulsatile sowie nicht-newtonsche Charakter der Blutströmung Berücksichtigung finden. Das verwendete numerische Modell wurde zuvor mittels Mikro-Particle-Image-Velocimetry Messungen validiert.

#### Einleitung

Vor allem unser Lebensstil hat neben der genetischen Disposition zur weiten Verbreitung kardiovaskulärer Erkrankungen geführt. So starben allein im Jahr 2012 insgesamt 350 000 Menschen an Erkrankungen des Gefäßsystems und darunter rund 55 000 Menschen an den Folgen eines Myokardinfarktes (GBE, 2012). Als Behandlungsmethode hat sich derzeit die Implantation eines Stent in das betreffende Gefäß durchgesetzt. Im Jahr 2008 wurden im Rahmen einer koronaren Intervention 270 000 Stents implantiert (van Buuren, 2010).

Eine der gravierendsten post-operativen Komplikationen ist die In-Stent Restenose, d. h. das Wiederverschließen des Gefäßes in folge einer überschießenden Entzündungsreaktion. Anhand klinischer Studien wurden Nachweise über die Auswirkungen des Stentdesigns auf das Restenosepotential erbracht (Kastrati et al., 2001). So besteht eine Korrelation zwischen der durch den Stent hervorgerufenen Wandschubspannungsverteilung und dem Auftreten einer Restenose. Ein verbessertes Stentdesign auf Basis strömungsmechanischer Erkenntnisse kann somit zu einer erhöhten physiologischen Verträglichkeit des Stents führen.

Die Wandschubspannung (WSS) hat sich in der Literatur als Bewertungskriterium verschiedener Stentdesigns durchgesetzt. Besonders die Fläche auf der eine WSS unter 0,5 Pa einwirkt, spielt hierbei eine entscheidende Rolle (Balossino et al., 2007 und Pant et al., 2010).

La Disa (2004), Hsiao (2012) und Stiehm et al. (2014) fanden eine hohe Sensitivität der Struthöhe, also der radialen Ausdehnung der Stentdrähte, bezüglich der WSS-Verteilung. Ein weiterer wichtiger Designparameter ist der Anströmwinkel der Struts (Gundert et al., 2012). Stiehm et al. (2013a) entwickelten ein Stentdesign mit helikaler Strutanordnung. Durch eine gezielte Umlenkung der Strömung konnte so eine, gegenüber herkömmlichen Designs, verbesserte WSS-Verteilung erreicht werden. Diese Arbeit beschränkte sich jedoch auf stationäre Simulationen.

Um eine möglichst physiologische Anströmung zu gewährleisten, wird in dieser Studie ein zeitlich variierendes Profil nach Womersley vorgegeben.

## Methoden

### Stentdesign

Die untersuchten Stents bestehen aus mehreren verdrehten Struts, die eine helikale Struktur bilden. Jede Helix besitzt eine Gesamtlänge von  $L = 4D$  mit einem Durchmesser von  $D = 3,5$  mm. Die drei Helixvarianten unterscheiden sich im Anstellwinkel  $\alpha$  und in der Anzahl der Struts, siehe Abb. 1.

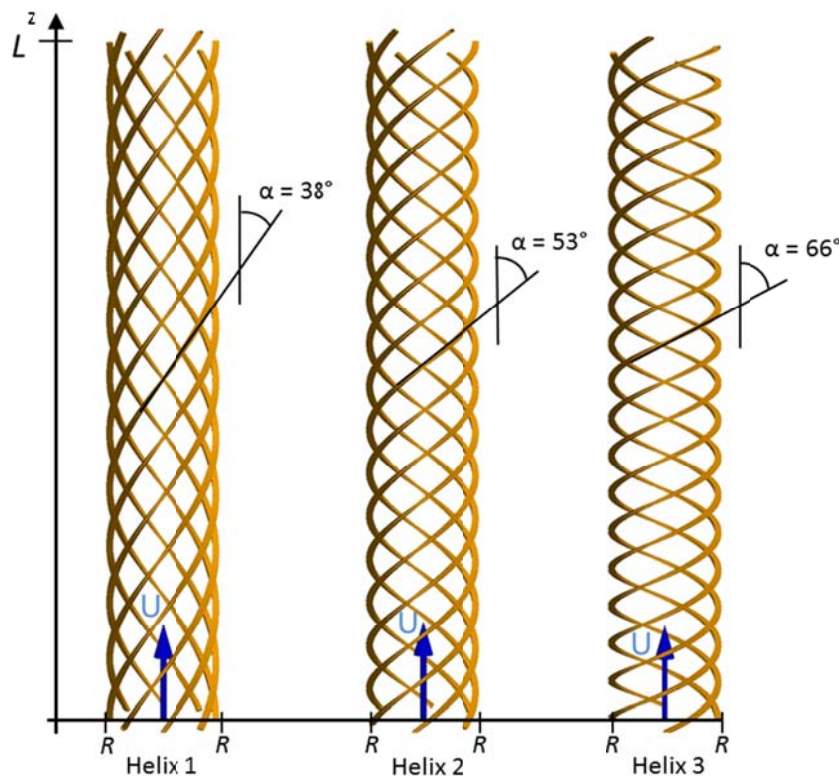


Abb. 1: CAD-Modell der drei Helixvarianten

Dabei wurden Anstellwinkel und Strutzahl so kombiniert, dass die summierte Länge aller Struts im jeweiligen Stent  $I_{Strut} = 213,62$  mm beträgt. Diese integrale Strutlänge  $I_{Strut}$  kann als Maß der Oberflächenbeschaffenheit verstanden werden. Für einen strömungsmechanischen Vergleich sollte sie daher bei den zu vergleichenden Stentdesigns identisch sein.

Die Struts wiesen einen rechteckigen Strutquerschnitt auf, wobei für jede Helixvariation zwei Stentmodelle mit unterschiedlicher radialer Ausdehnung untersucht werden. Die Struthöhe  $T$  beträgt  $T = 100$   $\mu\text{m}$  bzw.  $T = 200$   $\mu\text{m}$ . Die Strutbreite  $W$  ist bei allen Stentmodellen mit  $W = 100$   $\mu\text{m}$  identisch. Eine Übersicht die wichtigsten konstruktiven Parameter der Stentdesigns ist in der Tab. 1 gegeben.

Tab. 1: Übersicht der wichtigsten konstruktiven Parameter der untersuchten Stentdesigns

	Stentmodell					
	Helix 1		Helix 2		Helix 3	
	Helix 1.1	Helix 1.2	Helix 2.1	Helix 2.2	Helix 3.1	Helix 3.2
$L$	6 $D$					
$D$	3,5 mm					
$I_{Strut}$	213,62 mm					
$\alpha$	38°		53°		66°	
Struts	8		6		4	
$W$	100 $\mu\text{m}$					
$T$	100 $\mu\text{m}$	200 $\mu\text{m}$	100 $\mu\text{m}$	200 $\mu\text{m}$	100 $\mu\text{m}$	200 $\mu\text{m}$

### Rechengebiet

Die Koronararterie wird anhand eines geraden, starren und kreisrunden Rohres modelliert. Der Durchmesser des Modells beläuft sich auf  $D = 3,5$  mm. Die Länge des Arterienabschnittes beträgt insgesamt 12  $D$ . Die Vorlaufstrecke wurde mit 4  $D$  angenommen, während die Nachlaufstrecke 2  $D$  betrug. Die Diskretisierung nach der Finite Volumen Methode erfolgte mit dem Vernetzungsprogramm *snappyHexMesh*. Dadurch ist es möglich automatisiert unstrukturierte Rechenetze komplexer Geometrien zu erzeugen. Die dazu notwendigen CAD-Modelle wurden mithilfe von PTC Creo 2.0 generiert und sind in der Abb. 1 dargestellt. Bei der räumlichen Auflösung des Rechengebiets wurde sich an der Netzkonvergenzstudie von Jungmann (2014) orientiert. In der Abb. 2 ist die Größe des Rechengebiets sowie in einer Detailansicht und über den Querschnitt die Diskretisierung des Rechengebiets visualisiert.

### Randbedingungen

Für die Gefäßwand sowie die Stentoberfläche muss die Haftbedingung erfüllt sein, d. h. hier wird in normaler und in tangentialer Richtung zur entsprechenden Wand ein Geschwindigkeitsbetrag von  $u = 0$  m/s vorgegeben. Der Druck der Hauptströmung prägt sich der Grenzschicht auf, was zu einem Druckgradienten in radialer Richtung von  $dp/dr = 0$  Pa/m führt. Am Einlass wird ebenfalls ein Druckgradient von  $dp/dz = 0$  Pa/m vorgegeben. Diese Annahme muss durch eine entsprechend lang dimensionierte Vorlaufstrecke berücksichtigt werden, da es sonst zu Konvergenzproblemen, beispielsweise in folge numerischer Oszillation, kommen kann. Am Auslass wird ein Referenzdruck von  $p = 0$  Pa vorgegeben. Anhand des Druckverlustes stellt sich so im Rechengebiet je nach Lauflänge ein positiver Druckbetrag ein. Die Geschwindigkeit am Einlass wird über ein zeitlich-variierendes Geschwindigkeitsprofil nach Womersley 1955 definiert. Dadurch ist es möglich einen physiologischen Volumenstromverlauf abzubilden (Stiehm et al., 2013b).

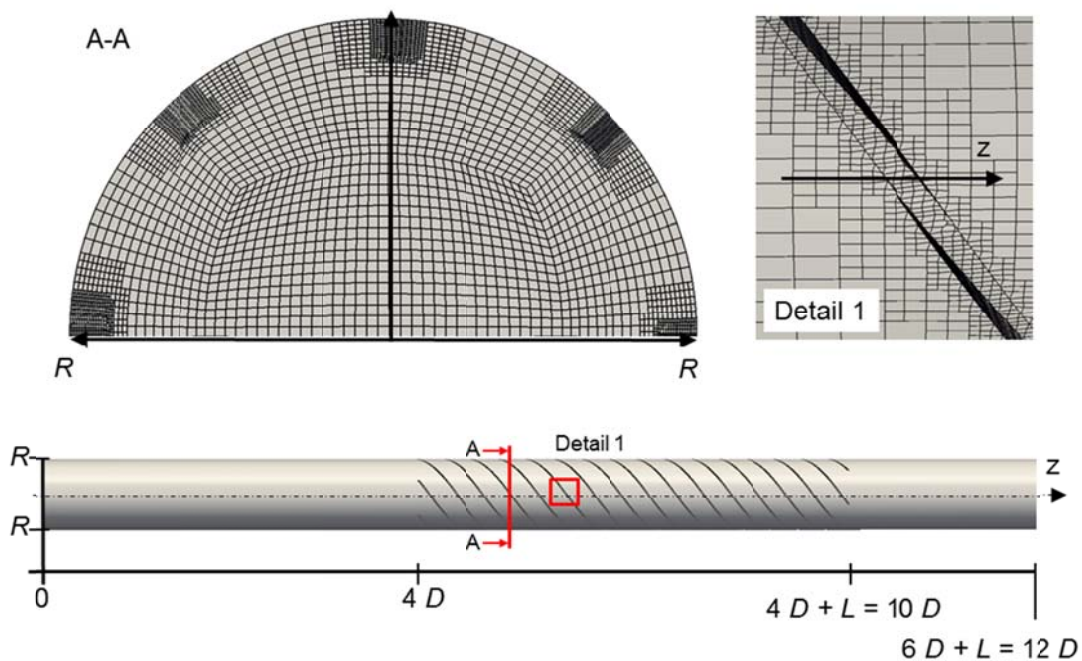


Abb. 2: Darstellung des Rechengebiets sowie Diskretisierung des Rechengebiets über den Querschnitt und im Bereich der Struts

### Wandschubspannung

Zur Beurteilung der Stentmodelle wird die Wandschubspannung auf der Gefäßoberfläche herangezogen:

$$\tau_w = \sqrt{\tau_{rz}^2 + \tau_{r\varphi}^2} = \eta(\dot{\gamma}) \sqrt{\left(\frac{\partial u_z}{\partial r}\right)^2 + \left(\frac{\partial u_\varphi}{\partial r}\right)^2}.$$

Die ermittelte Wandschubspannung wird anschließend über eine Periodendauer zeitlich gemittelt. In zahlreichen Publikationen wird auf eine Grenzwandschubspannung von  $\tau_w = 0,5 \text{ Pa}$  (Balossino et al. (2007) und Pant et al. (2010)) verwiesen. Eine geringere Wandschubspannung steigert das In-Stent Restenosepotential des Stents. In dieser Arbeit werden die Stentmodelle ebenfalls anhand dieses Grenzwertes verglichen.

### **Ergebnisse**

In der Abb. 3 ist beispielhaft die zeitlich gemittelte und normierte Wandschubspannungsverteilung auf der Gefäßwand von Helix 2.1 dargestellt. Die zeitliche Mittelung erfolgte über eine Schwingungsperiode. Als Grundlage der Normierung dient die zeitlich gemittelte Wandschubspannung einer ungestörten Strömung. Zusätzlich ist in Abb. 3 die Konturlinie für  $\tau_w = 0,5 \text{ Pa}$  hervorgehoben.

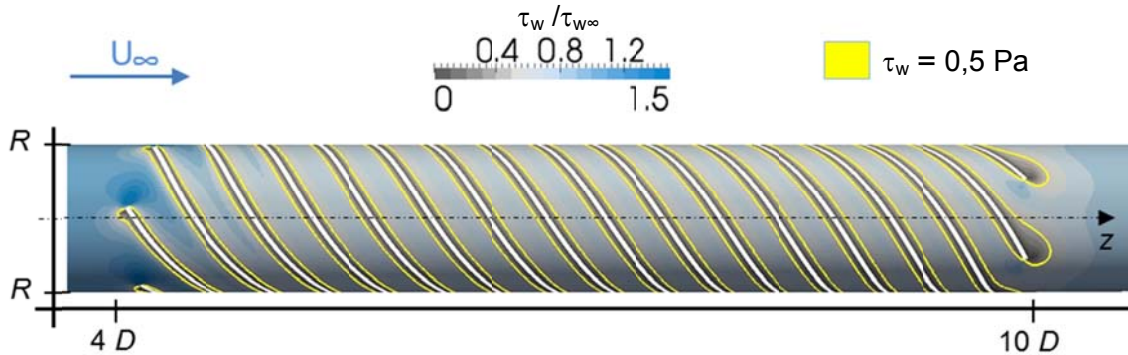


Abb. 3: Normierte Wandschubspannung auf der Gefäßwand, zusätzlich gelb eingefärbt ist die Konturlinie für  $\tau_w = 0,5 \text{ Pa}$

Am Ein- und Auslass des Stents sind in folge der scharfkantigen Strutenden Verwirbelungen in der Strömung feststellbar, welche sich auf die Wandschubspannungsverteilung auswirken. Ab einer Lauflänge von  $1 \text{ D}$  nach Eintritt in den Stent bleibt die Strömung konstant. Das zeitlich gemittelte und normierte Wandschubspannungsfeld zeichnet sich in diesem Bereich durch eine symmetrische Verteilung aus. Direkt stromauf- bzw. -ab der Struts sind die geringsten Wandschubspannungswerte zu verzeichnen. Die höchsten Werte werden zwischen den Struts erreicht. Diese Verteilung ist leicht stromab verschoben. Um beim Vergleich der Stents nicht die Ein- und Auslasseffekte berücksichtigen zu müssen, wird die kritische Länge  $L_{krit}$  als Kriterium eingeführt. Sie berechnet sich aus der Summe der beiden Abstände zwischen Strutoberfläche und der Konturlinie  $\tau_w = 0,5 \text{ Pa}$ :  $L_{krit} = L_{krit1} + L_{krit2}$ . Die Abb. 4 stellt die Bestimmung der kritischen Länge noch einmal graphisch dar.

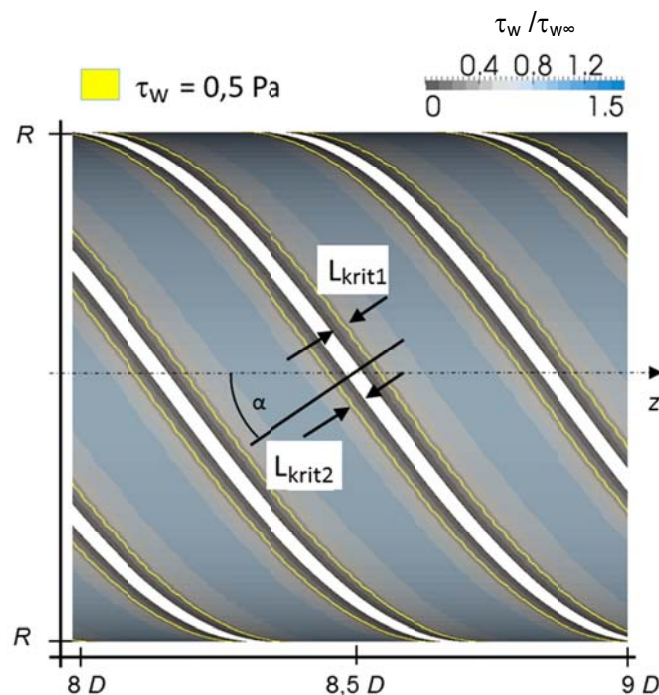


Abb. 4: Skizze zur Bestimmung der kritischen Länge  $L_{krit}$ , farbkodiert ist die normierte Wandschubspannung, die gelbe Konturlinie zeigt die Wandschubspannung von  $\tau_w = 0,5 \text{ Pa}$  an

Die anhand der zeitlich gemittelten Simulation gewonnenen kritischen Längen sind in der Abb. 5 dargestellt. Der Verlauf der Daten wurden zusätzlich durch eine quadratische Funktion approximiert.

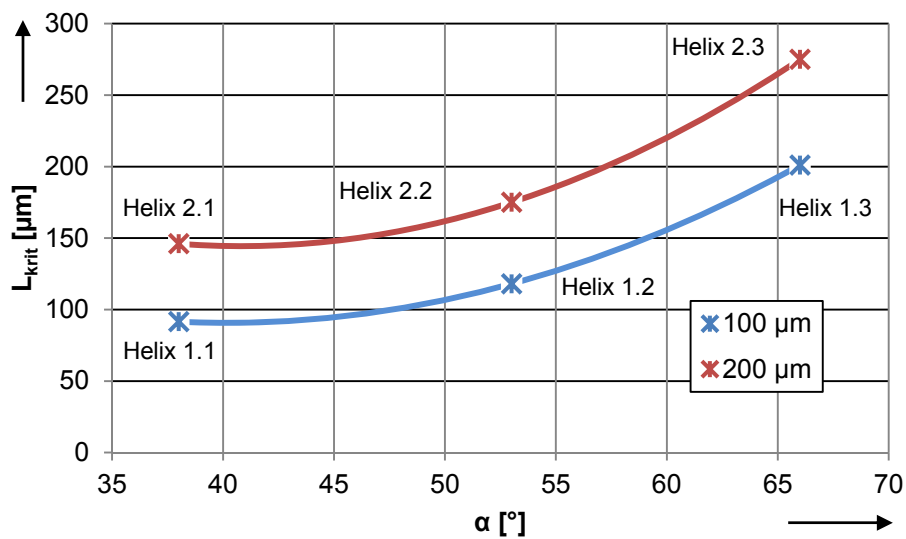


Abb. 5: Kritische Länge  $L_{krit}$  in Abhängigkeit des Anstellungswinkels  $\alpha$

Die graphische Darstellung zeigt, dass sich die kritischen Längen  $L_{krit}$  bei konstanter Struthöhe  $T$  in Abhängigkeit vom Anstellungswinkel  $\alpha$  durch eine quadratische Funktion der Form  $L_{krit}(\alpha) = a + b \cdot \alpha + c \cdot \alpha^2$  beschreiben lassen. Durch die Methode der kleinsten Quadrate wurden die Funktionsparameter bestimmt. Bei einer Struthöhe von  $T = 100 \mu\text{m}$  betragen  $a = 356,53 \mu\text{m}$ ,  $b = -13,24 \mu\text{m}$  sowie  $c = 0,165 \mu\text{m}$ . Für die Struthöhe  $T = 200 \mu\text{m}$  belaufen sie sich auf  $a = 486,77 \mu\text{m}$ ,  $b = -16,78 \mu\text{m}$  sowie  $c = 0,206 \mu\text{m}$ .

Der Verlauf beider Funktion ist ähnlich, was zu einer annähernd gleichbleibenden Differenz bezüglich des Anstellungswinkels  $\alpha$  führt. Die relative Vergrößerung der kritischen Länge nimmt so mit steigendem Anstellungswinkel  $\alpha$  ab. So erhöht sich bei einem Anstellungswinkel von  $\alpha = 38^\circ$  die kritische Länge bei  $T = 100 \mu\text{m}$  von  $L_{krit} = 92 \mu\text{m}$  auf  $L_{krit} = 146 \mu\text{m}$  bei  $T = 200 \mu\text{m}$  bzw. um 60 %. Bei einem  $\alpha = 53^\circ$  sind es hingegen nur noch 48 % und bei  $\alpha = 66^\circ$  lediglich 38 %. Durch einen Vergleich der Ergebnisse mit einem Stent in Reihenanordnung (Stiehm et al., 2014) ist zu erkennen, dass die helikale Struktur einen deutlichen Vorteil besitzt. Dieser führte in Folge einer Struterhöhung von  $T = 100 \mu\text{m}$  auf  $T = 180 \mu\text{m}$  bei einem  $\alpha = 60^\circ$  zu einer Zunahme der kritischen Fläche von über 100 %.

Dieser Sachverhalt lässt den Schluss zu, dass die Effektivität der helikalen Struktur mit steigender Struthöhe  $T$  zunimmt. Eine große radiale Ausdehnung führt somit zu einer verstärkten Umlenkung der Strömung. Diese Erkenntnis deckt sich mit dem Ergebnis von Stiehm et al. (2013a).

## Diskussion und Ausblick

In dieser Arbeit wurden numerische Simulationen der pulsatilen Durchströmung von Stents mit helikaler Strutanordnung vorgestellt. Die rheologischen Eigenschaften des Blutes wurden durch das Carreau-Yasuda Modell nach Leuprecht und Perktold (2001) berücksichtigt. In dieser Studie wurden sechs Varianten der Helixstruktur untersucht. Sie unterscheiden sich zum einen im Anstellungswinkel  $\alpha = 38^\circ$ ,  $53^\circ$  und  $66^\circ$  sowie in der Struthöhe  $T = 100 \mu\text{m}$  und  $T = 200 \mu\text{m}$ . Mit steigendem Anstellungswinkel nehmen die Bereiche geringer Wandschubspannung zu, wodurch das Restenosepotential des Stents ansteigt. Geringe Anstellungswinkel sind somit zu bevorzugen. Darüber hinaus führen hohe radiale Ausdehnungen zu geringen Wandschubspannungswerten, sodass geringe Struthöhen zu empfehlen sind.



Die hier analysierten Stents mit helikaler Strutanordnung sind lediglich generische Stentdesigns, die den strukturmechanischen Anforderungen kommerzieller Stents nicht genügen. In weiterführenden Arbeiten sollte daher dieses generische Design in ein kommerzielles überführt werden.

## Dankesworte

Diese Arbeit entstand im Rahmen des Programms Spitzenforschung in den neuen Ländern. Die Verfasser danken dem Bundesministerium für Bildung und Forschung für die Finanzierung des Projektes.

## Literatur

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

„Gesundheitsberichterstattung des Bundes“, [www.gbe-bund.de](http://www.gbe-bund.de), Mortalität und Todesursachen, ICD-10, Jahr 2012, letzter Zugriff: 27. Juni 2014

Gundert, T. J., Marsden, A. L., Yang, W. und LaDisa Jr., J. F., 2012: „Optimization of cardiovascular stent design using computational fluid dynamics“, *Journal of Biomechanical Engineering*, 134, pp. 1 - 8

Hsiao, H.-M., Chiu, Y.-H., Less, K.-H. und Lin, C.-H., 2012: „Computational modelling of effects of intravascular stent design on key mechanical and hemodynamic behavior“, *Computer Aided Design*, 44, pp. 757 - 765

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

LaDisa Jr., J. F., 2004: „Computational fluid dynamic estimation of wall shear stress alterations influencing neointimal hyperplasia after stent implantation“, Dissertation

Leuprecht, A. und Perktold, K., 2000: „Computer Simulation of Non-Newtonian Effects on Blood Flow in Large Arteries“, *Comp. Meth. In Biomech. and Biomed. Eng.*, 4, pp. 149-163

Pant, S., Bressloff, N. W., Forrester, A. I. J. und Curzen, N., 2010: „The Influence of Strut-Connectors in Stented Vessels: A Comparison of Pulsatile Flow Through Five Coronary Stents“, *Biomed. Eng.*, 38, pp. 1893-1907“

Stiehm, M., Brede, M., Quosdorf, D., Martin, H., Schmitz, K.-P. und Leder A., 2014: „Using CFD for a Sensitivity Analysis of Stent Design Parameters“, *BMT 2012*, 48. DGBMT Conference, Hannover

Stiehm M., Brede, M., Quosdorf, D. und Leder A., 2013a: „On creation of wall shear stress by helical flow structures in stented coronary vessels“, *Bio Nano Material*, 14, pp. 109 - 115

Stiehm, M., Quosdorf, D., Brede, M., Schmitz, K.-P. und Leder, A., 2013b: „Numerische Simulation pulsatiler Durchströmung von Koronarstents“, *Fachtagung GALA*, 2013

Stiehm, M., Leder, A., Brede, M. und Lootz, D., 2013c: „Stent mit Strömungselementen“, *DE-Patentanmeldung*, 13.118P-DE

van Buuren, F., 2010: „25. Bericht über die Leistungszahlen der Herzkatheterlabore in der Bundesrepublik Deutschland“, *Kardiologie*, 4, pp.502 - 508

Womersley, J. R., 1955: „Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known“, *J. Physiol.*, 127, pp. 553 - 563