

**Institut für Röntgendiagnostik der Technischen Universität München,
Abteilung Interventionelle Radiologie
Technische Universität München
Klinikum rechts der Isar
(Leiter: Univ.-Prof. Dr. H. Berger)**

**Flussdynamische Messung im Gefäßmodell nach
Stentimplantation mit Laser-Doppler-Anemometrie:
Analyse im 180° Bogen.**

Cornelius Grüber

**Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines**

Doktors der Medizin

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. H. Berger

2. Univ.-Prof. A. Kastrati

Die Dissertation wurde am 22.10.2003 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 22.07.2004 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	4
1.1. Vorwort	4
1.2. Theoretische Formulierung	5
1.3. Stromrichtungsänderung im Bogen bei stationärer Strömung	6
1.3.1. Strömungsformen	10
1.3.1.1. Laminare Strömung	10
1.3.1.2. Turbulente Strömung	11
1.3.2. Reynoldszahl	14
1.4 Stents	16
1.5 Entstehung Arteriosklerotischer Plaques	19
2. Aufgabenstellung.....	20
3. Material und Methoden.....	21
3.1. Modelle	21
3.2. Modelltechnik	23
3.3. Meßmethoden	24
3.3.1. Laser-Doppler-Anemometrie	24
3.4. Strömungskreislauf und Meßwerteerfassung	30
3.5. Rheologie der Modellflüssigkeit	34
3.6. Einstellung der pulsierenden Strömung	36
4. Versuchsdurchführung.....	38
4.1. Laser-Doppler-Anemometrie	39
5. Ergebnisse.....	42
5.1. 6mm Bogen mit Stent I im Vergleich zum Leermodell	42
5.2. 6mm Bogen mit Stent II im Vergleich zum Leermodell	54
5.3. 8mm Bogen mit Stent III im Vergleich zum Leermodell	63
5.4. 8mm Bogen mit Stent IV im Vergleich zum Leermodell	69
5.5. 6mm Bogen mit Stent V im Vergleich zum Leermodell	76
5.6. 8mm Bogen mit Stent VI im Vergleich zum Leermodell	81
5.7. Zusammenfassung der Ergebnisse	86
5.7.1 Stent I	86
5.7.2 Stent II	87
5.7.3 Stent III	87
5.7.4 Stent IV	88
5.7.5 Stent V	88
5.7.6 Stent VI	89
5.7.7 Ergebnisse	90

6. Diskussion.....	91
6.1 Messtechnik	91
6.2 Eigenschaften des Fluids	92
6.3 Eigenschaften der Gefäßmodelle	95
6.4 Strömungsverhältnisse im Bereich von Gefäßkrümmungen	96
6.5 Ergebnisse	100
7. Zusammenfassung.....	104
8. Literaturverzeichnis.....	107
9. Abbildungsverzeichnis.....	115
10. Danksagung.....	117
Anhang.....	118

1. Einleitung

1.1 Vorwort

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit Geschwindigkeitsmessungen und Geschwindigkeitsveränderungen in gefäßsimulierenden Modellbögen. Die aus Silikonkautschuk bestehenden Bögen mit einem Winkel von 180° werden mit Stents versehen. Alle Modelle sind elastisch und haben eine einheitlichen Wanddicke. Es wird mit zwei unterschiedlichen Durchmessern gearbeitet.

In diesen Modellen werden mit einem Laser-Doppler-Anemometer (LDA) die Geschwindigkeitsprofile im durchgehenden Rohr aufgezeichnet, um Veränderungen der Strömung, sowie auftretende Wirbelgebiete bei den unterschiedlichen Durchmessern und Stents gegenüber dem Leermodell festzustellen. Die Untersuchungen wurden bei pulsierender Strömung durchgeführt.

1.2 Theoretische Formulierungen

Die Fluidströmung wird von verschiedenen physikalischen Faktoren beeinflusst. Dabei haben physikalische Stoffgrößen wie Dichte, Viskosität, Wärmekapazität und Wärmeleitfähigkeit, sowie das kinematische Verhalten (Zeit, Geschwindigkeit und Beschleunigung), als auch dynamische und thermodynamische Faktoren (Druck, Temperatur, Kraft, Arbeit, Energie und Wärme) auf das Fluidverhalten Einfluß.

Die von J.L. Lagrange (34) begründete Betrachtungsweise faßt das bewegte Fluid als einen Punkthaufen auf, dessen einzelne Massenpunkte (Fluidelemente) gewissen, durch den Zusammenhang des Fluids bedingten Bewegungsbeschränkungen unterworfen sind, und fragt nach dem zeitlichen Ablauf der Bewegung jedes einzelnen Fluidelementes. Bei dieser substantiellen Betrachtungsweise wird jedem Fluidelement ein Lagevektor zugewiesen. Dabei sei darauf hingewiesen, dass bei gleichförmig bewegten und ruhenden Fluiden das kinematische Verhalten keine Rolle spielt. In diesem Fall kommt dem dynamischen Verhalten die entscheidende Bedeutung zu. Das bedeutet, es treten Druck und Zugkräfte auf. An dieser Stelle sei auf die Handbuchbeiträge von Oswatitsch (60,61,62) über die physikalischen Grundlagen der Strömungslehre und Serrin (77) über die mathematischen Grundlagen der klassischen Fluidmechanik verwiesen.

Bei einer ungleichförmigen Bewegung eines Fluids treten zeitlich und räumlich veränderliche Strömungsfelder auf. Diese kommen dadurch zustande, dass jedes Fluidelement zu einer bestimmten Zeit, eine bestimmte an Masse gebundene Geschwindigkeit besitzt. Damit kommt der kinematische Faktor ins Spiel.

Wichtig ist in diesem Zusammenhang, die Unterscheidung zwischen einer „laminaren“ Strömung, bei der die Fluidteilchen in wohlgeordneten Schichten nebeneinanderliegen und einer „turbulenten“ Strömung, bei der es zur Verwirbelung der Schichten und damit der Fluidteilchen kommt. Diese vorerst vereinfachte Darstellung gilt für ein gerades Rohr mit einer glatten Innenwand. (Siehe Kap. 1.3.1)

1.3 Stromrichtungsänderung im Bogen bei stationärer Strömung

Bei Rohren mit einer gekrümmten Achse (90° Kurve) ist die Geschwindigkeitsverteilung der Strömung nicht mehr achsensymmetrisch wie bei einer laminaren oder turbulenten Strömung in einem geraden Rohr. Zusätzlich kommt es in Rohrleitungen zu Strömungsablösungen sowie zu Sekundärströmungen. In unserem Fall werden zwei gerade Leitungsabschnitte, mit einem 180° Krümmer verbunden.



B

Abb:1 Zulauf(A)
und Ablauf.(B)
Verbunden über ein
Silikonrundbogen mit
6mmØ

A

Die Geschwindigkeitsverteilungen über den Rohrquerschnitt des Krümmers verhalten sich wie in Abb.2 dargestellt ist.

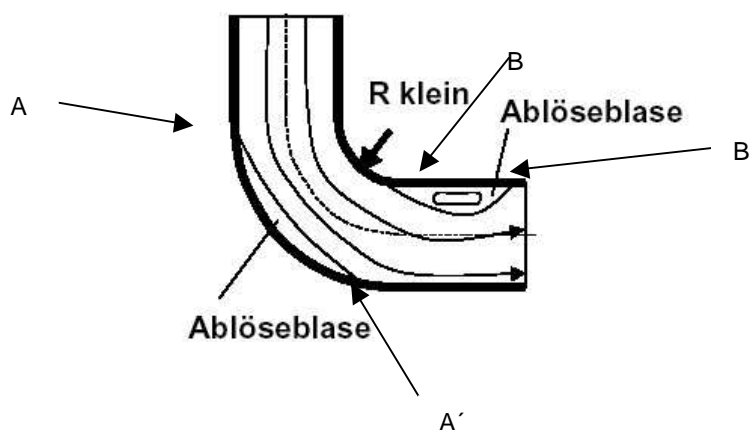


Abb:2 Krümmer mit Ablösezonen

Auf Grund der Zentrifugalkraft längs der gekrümmten Stromlinien wird ein radialer Druckanstieg hervorgerufen. Das bedeutet, dass der Druck auf der Aussenseite des Rohres im Vergleich zur Innenseite ansteigt. Während der Druck (p) im Zulaufquerschnitt (p_1) noch gleichmäßig über den ganzen Rohrquerschnitt verteilt ist,

erfährt die Außenseite des Rohres zwischen **A** und **A'** eine Druckerhöhung ($p'_{a} > p_a \approx p_1$), so dass sie im Bereich **A-A'** das Fluid gegen steigenden Druck bewegt.

Auf der Innenseite sinkt der Druck erstmal ab bis zum Punkt **B** und steigt anschließend beim Punkt **B'** näherungsweise auf den gleichmäßigen Auslaufwert p_2 .

Im Bereich **B-B'** bewegt sich das Fluid ebenfalls gegen einen steigenden Druck. Sind die Druckanstiege groß genug führen sie zur Ablösung der wandnahen Reibungsschicht mit verbundener Wirbelbildung. Das achsensymmetrische Geschwindigkeitsprofil der Einlaufstrecke erfährt durch die Richtungsänderung der Strömung im gekrümmten Rohr eine starke Änderung, die sich erst im geraden Anschlussrohr wieder in ein achsensymmetrisches Profil zurückverwandelt.

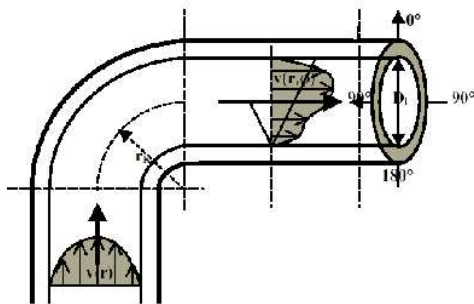


Abb:3 Strömungsprofil vor und nach einer 90° Krümmung

Die Strecke, die das Fluid benötigt um wieder zu einem achsenparallelen Profil zu gelangen, beträgt etwa eine Rohrlänge mit dem 50- bis 70fachen Durchmesser des Rohres hinter dem Krümmer. Diese Erkenntnis ist für diesen Versuch an einem 180° Bogen besonders wichtig.

Neben der eben besprochenen Hauptströmung tritt in Rohren mit Strömungsumlenkung zusätzlich das Phänomen der Sekundärströmung auf. Diese lässt sich am besten verstehen, wenn man einen Rohrquerschnitt direkt in der Umlenkung betrachtet.



Abb: 4 Sekundärströmung

Viskose Fluids haften, wie weiter unten erwähnt, mit ihrer äußersten Schicht von Fluidelementen an der Rohrwand. Diese äußere Schicht unterliegt durch ihre Randständigkeit besonders stark dem durch die Krümmung hervorgerufenen Druckgefälle. Das wandnahe Fluid wandert dem Druckgefälle folgend von außen nach innen, während sich in der Querschnittsmitte ein Rückstrom von Innen nach Außen einstellt, der auch durch die Zentrifugalkraft bedingt ist. Zusätzlich tritt hinter dem Scheitelpunkt an der Aussenseite eine Teilchenbeschleunigung und innen eine Verzögerung (Teilchenstau) auf. Auf diese Weise entsteht die Sekundärströmung, die einem Doppelwirbel gleicht. (Abb. 4) Durch Überlagerung mit der Hauptströmung bildet sich ein doppelt schraubenförmiges Strömungsbild.

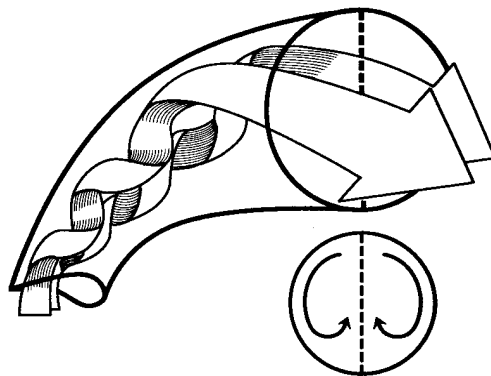


Abb:5 Doppelwirbel der Sekundärströmung, der ein schraubenförmiges Strömungsbild liefert

Wie A. Müller (54) mit seinen Farbfädenversuchen beweisen konnte, treten diese Doppelwirbel aber erst bei Reynoldszahlen (siehe Kap. 1.3.2) > 15 auf. Allerdings konnte auch er in der Gegend des Ablenkungswinkel $\alpha = 90^\circ$ eine Verdickung des

wandständig inneren und eine Verjüngung des wandständig äußeren Farbfadens erkennen, was auf die Entstehung von Druckunterschieden bereits bei ganz kleinen Reynoldszahlen hindeutet.

1.3.1 Strömungsformen

Es werden im wesentlichen zwei Strömungsformen wirklicher Flüssigkeiten unterschieden, wie Reynolds und Couette (13,66) bei ihren Versuchen mit Rohrströmungen erkannten. Diese nehmen auf die Größe der Reynoldszahl (siehe Kap 1.3.2) Einfluß. Zum einen die **Schichtströmung** oder auch **laminare Strömung** (lat. lamina = Schicht) und die **Wirbelströmung** oder auch **turbulente Strömung** (lat. turbo = Wirbel) genannt.

1.3.1.1 Laminare Strömung

Die Merkmale der laminaren Strömung (81,82) beruhen darin, dass sich die einzelnen Flüssigkeitsteilchen in quasi wohlgeordneten und nebeneinander hergleitenden Schichten in axialer Richtung bewegen. Die laminare Strömung ist durch Hagen (19) und Poiseuille (64) entdeckt, beschrieben und auch rechnerisch erfasst worden.

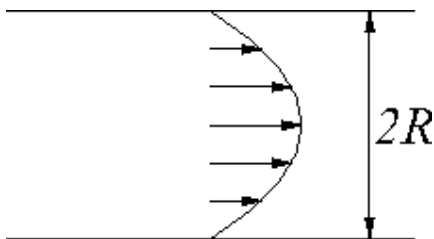


Abb.6 Strömungsprofil laminarer Strömung

Würde man in eine laminare Strömung einen andersfarbigen Stromfaden hereinbringen, so würde sich dieser zwischen die Schichten der Strömung schieben, aber in Farbe und Form erhalten bleiben, ohne sich mit der anderen Flüssigkeit zu vermischen.

Anschaulich ist klar, dass an den Wänden eine Flüssigkeitsschicht haftet (d.h. v (Geschwindigkeit) = 0). Durch die Reibung zu benachbarten Molekülen wird auch die daran angrenzende (innere) Schicht relativ stark abgebremst, aber nicht bis zum Stillstand ($v > 0$). Diese Schicht beeinflusst nun ihrerseits wieder die nächste Schicht und so weiter. Die Flussgeschwindigkeit jeder Schicht nimmt also zur Mitte hin immer mehr zu.

1.3.1.2 Turbulente Strömung

Bei der bisher betrachteten laminaren Strömung war die Geschwindigkeit v relativ klein und daher die kinetische Energiedichte ebenfalls klein. Energieverluste (23) (innere Reibung) werden bei diesem Strömungstyp direkt aus der potentiellen Energie (Druckdifferenz) gespeist. Kennzeichen der laminaren Strömung ist das ungestörte Fließen einzelner Flüssigkeitsfäden (Tintenversuch).

Bei gleichbleibender Viskosität und unverändertem Querschnitt ändert sich das Strömungsverhalten der laminaren Strömung bei allmählicher Zunahme der Flussgeschwindigkeit ab einer bestimmten Geschwindigkeit. Dementsprechend ist die kinetische Energiedichte größer. Die eigentlich axial gerichteten Strömungsbewegungen überlagern sich an allen Stellen, wodurch wechselnde Zusatzbewegungen entstehen, die regellos an allen Seiten verlaufen, so dass sich die Strombahnen gegenseitig beeinflussen und kleine Wirbel bilden. Energieverluste werden nun auch aus der kinetischen Energie gespeist. Da nun aus zwei unterschiedlichen Energiequellen die Verluste ausgeglichen werden müssen, führt das zu einem neuen Strömungsverhalten der turbulenten Strömung (65). Auffällig an diesem Strömungstyp ist die Wirbelbildung.

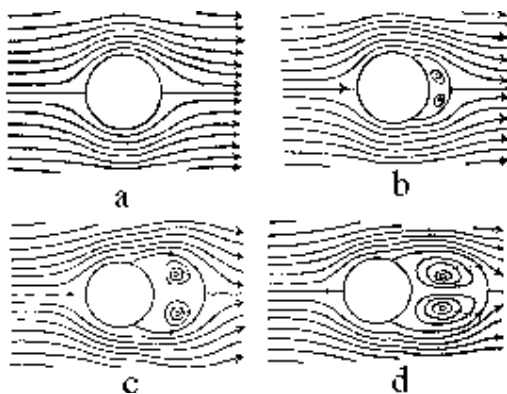


Abb. 7 Übergang von einer laminaren Umströmung zur turbulenten. Es bilden sich Wirbel, die sich ablösen.

Der Widerstand ist bei turbulenten Strömungen (Energie in Wirbel) i.a. größer als bei laminaren, und es zeigt sich ein abgeflachteres Geschwindigkeitsprofil.

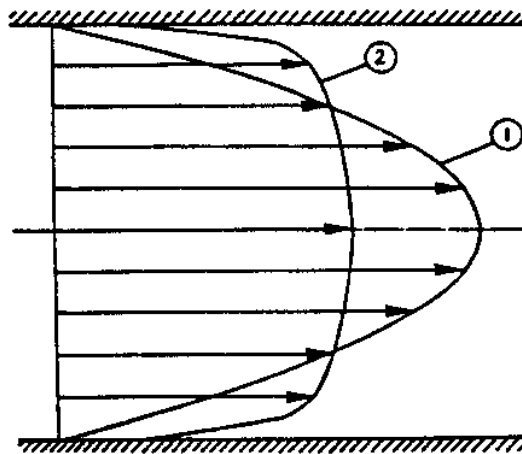


Abb:8 Vergleich: 1. Laminares Strömungsprofil; 2. Turbulentes Strömungsprofil

Nach einer Theorie von Prandtl (65) entstehen die Turbulenzen aus dünnen Schichten der Flüssigkeit, die entlang der strömungsbegrenzenden Wände verlaufen, den sog. Grenzschichten. Es wurde festgestellt, dass folgende Faktoren an dem Übergang von laminarer zu turbulenter Strömung beteiligt sind:

1. Äußere Abmessung der Stromröhre
2. Strömungsgeschwindigkeit und
3. Viskosität des strömenden Mediums.

Diese Faktoren entsprechen den Größen aus denen die **Reynolds - Zahl** gebildet ist. Bei allen Innenströmungen, also Rohr- und Kanalströmungen findet der Umschlag im Bereich der sogenannten **kritischen Reynolds - Zahl** statt, die sich bei technischen Rohren zwischen

$$\mathbf{Re_{kr} \approx 2300- 3000}$$

befindet.

Beispiele für turbulente Strömungen in der Medizin sind der Luftstrom in den tracheo-bronchialen Verzweigungen der Lunge, der Blutstrom in der aufsteigenden Aorta oder an den Herzklappen. Die durch die Turbulenz hervorgerufenen Herzklappengeräusche sind ein wichtiges Mittel in der Diagnostik (z.B. Insuffizienz der Herzklappen). Bei sehr hohen Strömungsgeschwindigkeiten (z.B. durch starke körperliche Belastung) können sogar in allen größeren Arterien turbulente Strömungen vorliegen und Strömungsgeräusche vernommen werden.

Auch bei der Blutdruckmessung können die Turbulenzgeräusche in der abgeklemmten Arterie gehört werden. Die Geräusche verschwinden erst wieder, wenn das Blut wieder laminar fließt.

Das Problem bei turbulenten Strömungen ist, dass die Turbulenzen bzw. Wirbel oft sehr viel Energie beinhalten, welche zur Belastung der entsprechenden Gefäßwände führt. (z. B. Aorta)

1.3.2 Reynolds-Zahl

Die Frage, wann eine Strömung laminar oder turbulent verläuft, hat bereits **Reynolds** beschäftigt. Er konnte an Hand einer Reihe von systematischen Versuchen zeigen, dass der Übergang von laminarer zu turbulenter Strömung immer dann auftritt, wenn der Parameter, den man heute **Reynolds-Zahl Re** nennt, einen bestimmten Zahlenwert überschreitet. Je nach Form und Oberflächenbeschaffenheit des durch oder umströmten Körpers gibt es eine bestimmte **kritische Reynolds-Zahl**, die den Wechsel von laminarer zu turbulenter Strömung bestimmt, also gilt

$Re < Re_{kr}$: laminare Strömung

$Re > Re_{kr}$: turbulente Strömung

Bei Rohrströmung beträgt die mit der mittleren Durchströmungsgeschwindigkeit v_m , dem Rohrdurchmesser D und der kinematischen Viskosität ν gebildete Reynolds-Zahl den laminar-turbulenten Umschlag.

$$Re_{kr} = \frac{v_m D}{\nu} = 2320 \quad (\text{unterer Grenzwert})$$

Bei besonders störungsfreier Einlaufströmung (gut abgerundeter Rohranschluß, sorgfältige Versuchsdurchführung) hat man Werte bis zu **$Re \approx 50000$** (oberer Grenzwert) beobachtet.

Diese dimensionslose Zahl vergleicht die kinetische Energiedichte mit der Reibungsverlustdichte. Die Reibungsverlustdichte ergibt sich

aus

$$E_R = \frac{F_R \cdot s}{V} = \frac{(\eta \frac{dv}{dx} A) \cdot s}{A \cdot s} = \eta \frac{dv}{dx}$$

Der Geschwindigkeitsgradient wird abgeschätzt durch den typischen Wert der Geschwindigkeit und der charakteristischen Länge bzw. Dimension des Systems (= Durchmesser D) und der kinematischen Viskosität. Das bedeutet, dass sich die Reynolds-Zahl wie folgt ergibt

$$\begin{aligned}
 Re &= \frac{\text{kinetische Energie}}{\text{Reibungsverlust}} \\
 &= \frac{\rho v^2}{2\eta \frac{v}{2r}} = \frac{\rho r v}{\eta}
 \end{aligned}$$

Diese Zahl ist ein Stabilitätskriterium für laminare Strömungen. Empirisch lässt sich ein Grenzwert finden, die kritische Reynoldszahl (siehe oben).

Zusätzlich wird neben der Reynoldszahl der Womersley-Parameter eingeführt, um die instationären Strömungscharakteristika zu erfassen. Sie wird durch das Verhältnis der instationären Beschleunigungskräfte zu Reibungskräften gebildet (86).

1.4 Stents

Stents sind endovaskuläre Gefäßstützen, die aus einem expandierbaren Drahtgeflecht bestehen und zur endoluminalen Schienung von Gefäßen dienen.



Abb.9: Der Stent stabilisiert die Gefäßwand und hält so das Blutgefäß offen © Weber Shandwick

Häufige Anwendungsgebiete sind arteriosklerotische Gefäßverschlüsse, Dissektionen, Aneurysmen (49) und vaskuläre Fistelbildungen. Zur Behandlung von Stenosen wird nach angiographischer Darstellung des betroffenen Gefäßes der Stent unter Bildwandlerkontrolle mittels Katheter in der Stenose platziert und anschließend mit einem Ballonkatheter dilatiert. Wie bei der Angioplastie wird der Katheter über die A.femoralis, die A.brachialis oder über die A.carotis in das Gefäßsystem eingeführt. Um dem Auftreten schwerer Bradykardien und damit zerebraler Hypoperfusion vorzubeugen, wird vor dem Eingriff ein intravenöser Zugang gelegt und 1 mg Atropin bereitgelegt (47,48). Zusätzlich wird der Patient für zwei Tage vollheparinisiert und erhält über vier Wochen Thrombozytenaggregationshemmer (z.B. 2 x tägl. 300 mg ASS und 250 mg Ticlopidin).

Jeder Stent ist durch spezifische Eigenschaften gekennzeichnet, die in der Folge aufgeführt sind:

- **Biokompatibilität:** Dieser Begriff besagt, dass auf der Stentoberfläche eine ausgeprägte Blutgerinselneigung herrscht.
- **Flexibilität:** Sie ist besonders wichtig zur Passage des Führungskatheters und bei geschlängelten Gefäßen.
- **Sichtbarkeit:** Diese hängt vom Röntgengerät, dem Stentmaterial und vom Design des Stents ab. Eine optimale Stentplatzierung ist nur bei guter Darstellbarkeit möglich.
- **Stentoberfläche:** Sie bestimmt die Sichtbarkeit und die Fähigkeit, eine Unregelmäßigkeit des Gefäßes vollständig abzudecken, führt aber zugleich auch das Risiko der Blutgerinnselneigung mit sich.

Die Implantation eines Stent ist ebenso wie die PTA mit Risiken wie Thrombose, Embolie, Restenosierung, Gefäßverletzung oder Pseudoaneurysmabildung verbunden. Infektion, Verformung oder Wanderung des Stents stellen weitere Komplikationen dieser Technik dar (72).

Hauptprobleme nach Stentimplantation sind Thrombosebildung und Intimahyperplasie. Unvollständig expandierte Stents und Verletzungen der Gefäßwand während der Implantation können zur Okklusion des behandelten Gefäßes führen. Entscheidend dabei ist die Bauweise des Maschenwerks und die verwendeten Materialien. Meist bestehen die Gitter aus Metallegierungen und je nach Art der Entfaltung wird zwischen selbstexpandierbaren, ballonexpandierbaren, thermoexpandierbaren Stents und Kombinationen daraus unterschieden. Die Beschichtung der Stentoberflächen mit Antikoagulantien, Kortikoiden, radioaktiven Stoffen oder Wachstumsfaktoren stellt eine weitere Variante im Stentdesign dar (35). Aber nicht nur die Form und die Beschaffenheit spielen bei der Auswahl des richtigen Stents eine wichtige Rolle, auch Applikationsort und Indikationstellung beeinflussen die Ergebnisse dieser Methode.

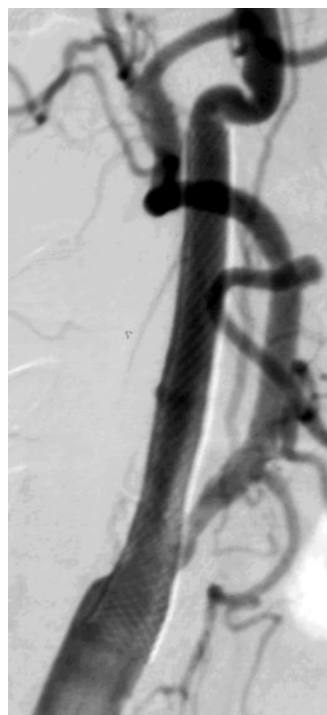
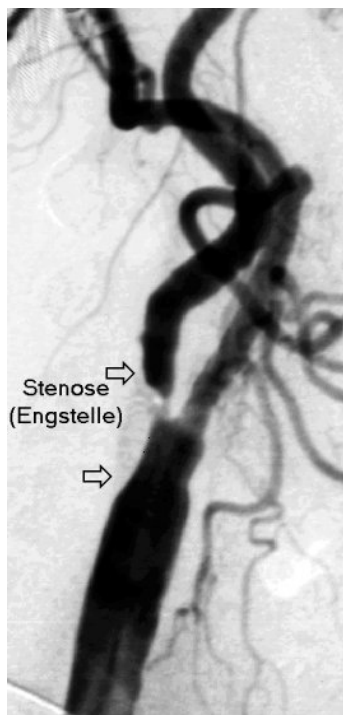


Abb.10: Zustand **vor** (linkes Bild) und **nach** (mittleres Bild) Einbringung eines Stents nach Gefäßverschluss (Darstellung: DSA)

Abb.11: Zustand **16 Monate nach** (linkes Bild) Einbringung eines Stents nach Gefäßverschluss (Darstellung: DAS)

Auch in dieser Studie werden selbstexpandierbare „ Self-X“ und „Covered“ Stents der Firma Jomed verwendet.

1.5 Entstehung Arteriosklerotischer Plaques

Arteriosklerose ist ein weit verbreitetes Krankheitsbild, was besonders durch den Wohlstand der Nachkriegszeit eine Progression erfahren hat. In der Klinik spricht man deshalb auch häufig vom „metabolischen Syndrom“ oder auch „Wohlstands Syndrom“. Dieses Syndrom vereint viele Krankheitsformen, die auch alleine in der Lage sind Arteriosklerose zu verursachen. Häufig finden sich Risikofaktoren wie Bluthochdruck, Rauchen, Einnahme oraler Antikonzeptiva mit hohem Östrogengehalt, Hyperlipidämie, Diabetes mellitus, physische Inaktivität, frühzeitige Arteriosklerose in der Familienanamnese und genetische Prädisposition (wie z.B. bei Hyperlipoproteinämie Typ II und IV, Homozytinurie oder Gicht) (55,70,73). Weitere Risikofaktoren für die Entstehung arteriosklerotischer Plaques sind Alter und Geschlecht. So weisen Frauen im geschlechtsreifen Alter durch die Schutzwirkung weiblicher Geschlechtshormone ein geringeres Risiko auf an Arteriosklerose zu erkranken als Männer gleichen Alters (68). Darüber hinaus ist natürlich der Verlauf des Gefäßes und seine Abzweigungen, sprich die Anatomie Schuld an der Entstehung von Plaques. Zahlreiche experimentelle Untersuchungen konnten zeigen, dass intraarterielle Regionen mit zeitlich wechselnden Scherkräften, Wirbelbildung und Rezirkulationsphänomenen Prädilektionsstellen einer frühen Arteriosklerose darstellen. Für das Karotissystem ist der Karotisbulbus gegenüber dem Strömungsteiler eine solch bevorzugte Stelle (14, 25, 26, 27, 32, 39, 45, 78). Ma, Li und Ku (45) konnten zeigen, dass der verminderte Stoffwechseltransfer stark mit der Intimaverbreiterung im Bereich der Ablösezone korreliert und einen wichtigen Faktor in der Entstehung arteriosklerotischer Plaques darstellt. Diese Arbeit befasst sich jedoch mit einem „Gefäß“ welches keine Verzweigungen aufweist, sondern ein 180° Bogen darstellt. Hier kommt es sowohl im Innenwand als auch im Aussenwandbereich zu Ablösezone (54) mit verminderten Stoffwechsel-austausch.

2. Aufgabenstellung

In dieser Arbeit werden die hämodynamischen Einflüsse von Stents (Drahtgeflecht zur Reokklusionsprophylaxe in menschlichen Gefäßen) in vitro, auf das Fließverhalten von einem blutähnlichen transparenten Fluid (gleiche Viskosität) in verschiedenen Positionen und Gefäßverläufen aus rheologischer Sicht untersucht. Es werden verschiedene Stentmodelle der Firma Jomed getestet. Dazu werden sogenannte „Self-X“ und „Covered“ Stents in einem 180° Silikonkautschuk-Bogen mit einem Durchmesser von 6mm bzw. 8mm untergebracht, um anschließend die Geschwindigkeits- und Profilveränderung zum Leermode zu ermitteln.

Solche hämodynamischen Untersuchungen sind durch die besonderen Fließeigenschaften des Blutes in vivo, den Aufbau der Arterien und die Pulsatilität des Blutflusses erheblich erschwert und erfordern einen erheblichen experimentellen Aufwand (14,32,33,36,40,41,43,53).

Im Labor für Biofluidmechanik der Fachhochschule München ist ein geeigneter Versuchsaufbau zur Durchführung eines solchen Experiments etabliert. Durch die Laser-Doppler-Anemometrie (LDA) konnte in dieser Studie das Fließverhalten und die Geschwindigkeit des Fluids in einem 180°-Bogen dreidimensional dargestellt werden. Der Laser ermöglicht das berührungslose Messen von Geschwindigkeitsprofilen und verhindert dadurch Artefakte auf Grund der Messvorrichtung selbst. Zwei Voraussetzungen sind für den Versuch unerlässlich:

Zum einen müssen die Modelle transparent sein, um Brechungen des Laserstrahls an der Modellwand zu verhindern, zum anderen sollen die Elastizitätseigenschaften der Modellwände denen menschlicher Arterien gleichen.

Der zur Verfügung stehende Strömungskreislauf simuliert eine pulsatile Strömung unter nahezu physiologischen Kreislaufverhältnissen.

Wie aus zahlreichen Untersuchungen (21,23,50,81,82,83) an Krümmern (Rohrbögen, Rohrknien) mit glatter oder rauher Rohrwand hervorgeht, ist der Einfluss der Stromumlenkung, Strömungsablösung sowie das Auftreten von Sekundärströmungen auf die Veränderung des Flusses ganz erheblich. Dadurch stellt sich die Frage, in wie weit sich diese Veränderung durch zusätzliche Implantation verschiedener Stents in den elastischen Bogen verbessern, verschlechtern oder unbeeinflusst lassen.

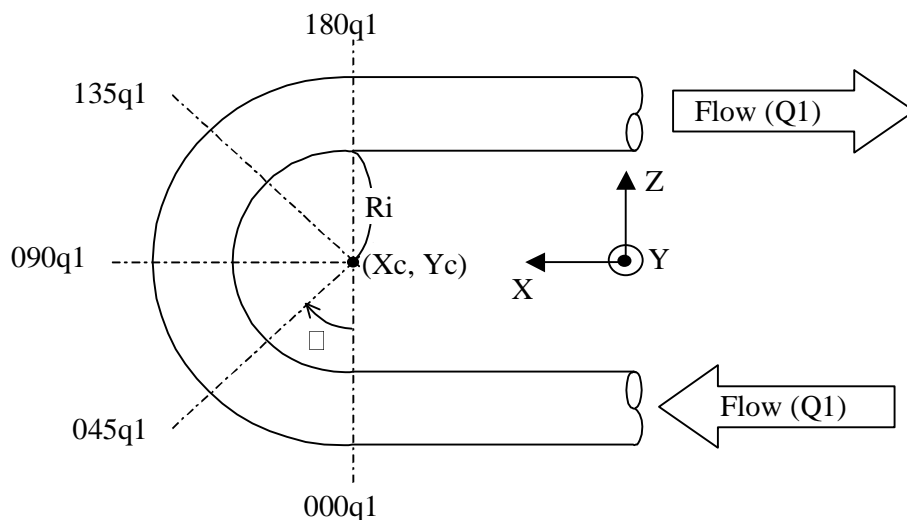
3. Material und Methoden

3.1 Modelle

Zur Durchführung dieses Experiments wurden verschiedene 180° Bögen mit „Self-X“ Stents, „uncoverd“ und „coverd“ (elongierter Rundbogen) versehen und zwar einmal in einer Länge von 0–90° vom Bogenanfang bis Bogenscheitel und zum anderen über die gesamte Bogenlänge, also 180°. Diese aus Silikonkautschuk bestehenden Modelle sind transparent und ermöglichen das berührungslose Messen repräsentativer Strömungsverläufe mittels Laser-Doppler-Anemometrie. Verwendet wurden jeweils Modelle mit einem Innendurchmesser von 6 mm als auch 8 mm. Die Wandstärke der Modelle beträgt 0,5 mm. Hergestellt wurden diese Modelle nach einem von Liepsch (36,37,43), beschriebenen Verfahren.

Die Platzierung der Stents wurde von Prof. Dr. med. H. Berger, Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München vorgenommen: (Abb.13-18).

Bogen- Modell 6/8 mm ohne Stent (Abb.12)



Für die Vergleichsmessungen wurde ein Modell mit 6mm Durchmesser des Rundbogen ohne Stent verwendet (Leerwert).

Bogen Modelle mit Stent

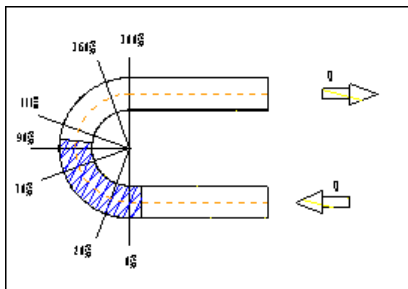


Abb.13: Stent I: A Jomed Self-X-Stent, 6mm in diameter and 32 mm in length, was placed from 0-90° (elbow start to apex)

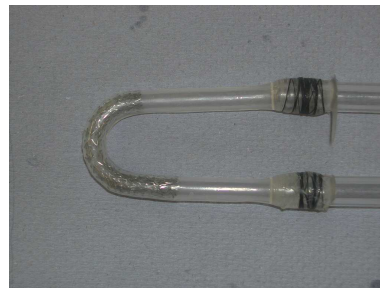
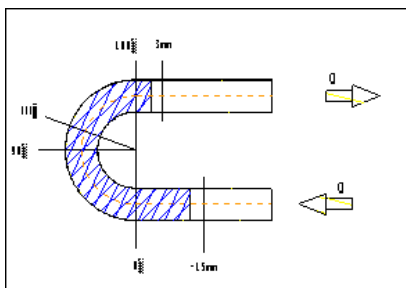


Abb.14: Stent II: A Jomed Self-X-Stent, 6mm in diameter 64 mm in length, was placed from 0-180° (elbow start to elbow end)

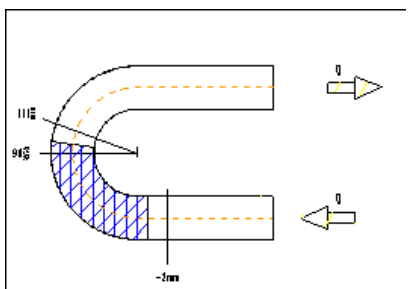


Abb.15: Stent III: A Jomed Self-X-Stent, 8mm in diameter 32mm in length, was placed from 0-90° (elbow start to apex)

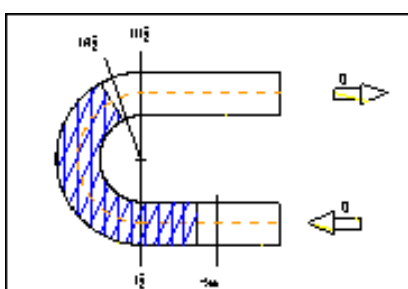


Abb.16: Stent IV: A Jomed Self-X-Stent, 8mm in diameter 64mm in length, was placed from ca. 0-180°. (elbow start to elbow end).

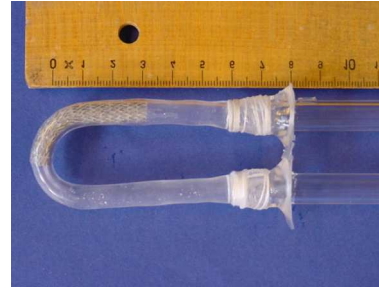
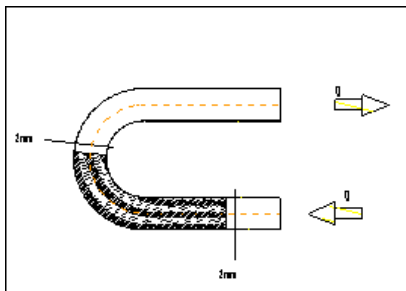


Abb.17: Stent V: A Jomed Covered Stent, 6mm in diameter and 32 mm in length, was placed from 0-90°. (elbow start to apex).

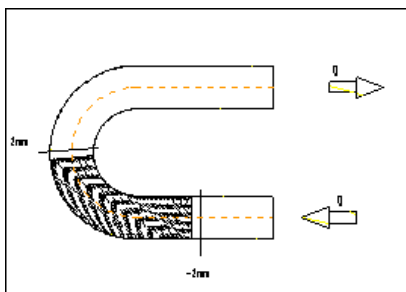


Abb.18: Stent VI: A Jomed Covered Stent, 8mm in diameter and 32mm in length, was placed from 0-90° (elbow start to apex)

Verwendet wurden ein 32 mm langer Jomed Self-X Stent (\varnothing 6 mm / 32 mm Länge) mit 6 mm Durchmesser für einen Stentwinkel von ca. 90°, ein Jomed Self-X Stent mit 64 mm Länge und 6mm Durchmesser für einen Stentwinkel von ca. 180°, ein 32mm Jomed Self-X Stent mit 8 mm Durchmesser für einen Stentwinkel von ca. 90°, ein 64mm Jomed Self-X Stent mit 8 mm Durchmesser für einen Stentwinkel von ca. 180° und jeweils ein Covered light Stent mit 32 mm Länge und einem Durchmesser von 6 mm bzw. 8 mm. Plaziert wurden alle Stents vollständig in dem elongierten Rundbogen.

3.2 Modelltechnik

Die Simulation von physiologischen Strömungsverläufen, wie sie in natürlichen Gefäßen vorkommen, setzt von Seiten der Modelle folgende Eigenschaften voraus:

1. Maßstabstreue im Verhältnis 1:1

2. Viskoelastizitätseigenschaften von physiologischen Arterienwänden
3. Transparenz der Wände , die den Einsatz der Laser-Doppler-Anemometrie ermöglicht

Die Technik zur Herstellung solcher Modelle wurde im Labor für Biofluidmechanik der Fachhochschule München (41) entwickelt:

1. Es wurde mit einem Bohrer der Stärke 6mm und 8mm ein solcher Rundbogen auf zwei 7mm dicke Aluminiumplatten gefräst, so dass auf jeder Seite die Hälfte eines solchen Bogens zu liegen kam. Dadurch wurde die sogenannte Kernform gebildet. Zwei fixierende Muttern sorgen dafür, dass beide Hälften der Kernform direkt übereinander gepresst werden können und so als Schablone für einen Rundbogen dienen.
2. Diese Kernform wird mit Silikonspray benetzt und anschließend mit geschmolzenem Modellwachs (Dea Wachs, Firma Schubert & Salzer) gefüllt. Nach Erkalten des Wachses erhält man den sogenannten Wachskern des Modells.
3. Dieses Negativ aus niedrigschmelzendem Wachs wird an einem rotierenden Motor befestigt und anschließend mit einem Gemisch aus neun Teilen Silikon Elatosil RT 601 A und einem Teil Härter Elatosil RT 601 B gleichmäßig übergossen und anschließend getrocknet. Dieser Vorgang wird so oft wiederholt bis die Wandstärke von 0,5 mm erreicht ist. Für die unter 3.1 beschriebenen Modelle wurden vier Silikonschichten aufgetragen.
4. Abschließend wird der Wachskern bei 75° C aus dem Modell herausgeschmolzen und zur weiteren Reinigung in Isopropanol eingelegt.

3.3 Meßmethoden

3.3.1 Laser-Doppler-Anemometrie

Einer der entscheidenden Parameter dieses Versuches ist das berührungslose Messen von Teilchengeschwindigkeiten mittels der Laser-Doppler-Anemometrie (LDA). Damit steht ein Messverfahren zur Verfügung, dass weder die Strömung selbst, noch die Eigenbewegungen der Rohrwände beeinflusst. Weitere Pluspunkte der Methode liegen in dem hohen räumlichen und zeitlichen Auflösungsvermögen,

der genauen Justierbarkeit und der Unabhängigkeit von Temperaturschwankungen, wodurch jegliche Eichung entfällt.

Um einwandfreie Messungen und schließlich Ergebnisse zu garantieren, ist die Transparenz des zu untersuchenden Systems eine Grundvoraussetzung. Die Strahlen des Lasers müssen sowohl das Fluid als auch die Modellwände ungehindert passieren können. Um nun Geschwindigkeiten und Profilveränderungen messen zu können, werden Teilchen benötigt, die zu einer Streuung des Laserlichts führen. Hierzu werden in diesem Experiment TiO_2 -Teilchen verwendet, die die Viskosität nicht verändern.

Ausführliche Beschreibungen zur Laser-Doppler-Anemometrie finden sich bei Durst (10) und Liepsch (36,43). Die hier gezeigten Graphiken und Herleitungen sind zum Teil der Diplomarbeit von Herrn Dipl.-Ing. S. Graser (17) entnommen. Das Prinzip der Laser-Doppler-Anemometrie beruht auf dem Dopplereffekt und den Interferenzeigenschaften des Lichtes:

- **Der Dopplereffekt**

Der Dopplereffekt beschreibt das Phänomen der Frequenzverschiebung, das auftritt, wenn ein Beobachter Wellen eines relativ zu ihm bewegten Senders empfängt. Aus der Veränderung der Frequenz läßt sich die Geschwindigkeit des Senders berechnen (80). In unserem Fall stellen die TiO_2 -Teilchen im Fluid den Sender dar. Werden die Teilchen vom Laserlicht getroffen, so senden diese eine um die Dopplerfrequenz f_d zum Laserlicht veränderte Lichtfrequenz aus. Die Dopplerfrequenz ist dabei linear proportional zur Geschwindigkeit des Streuteilchens längs des Laserstrahls. Für die Frequenz des Streulichts gilt:

$$f_{\text{Streulicht}} = f_{\text{Laser}} + f_{\text{Doppler}}$$

Da die Frequenzänderung des Laserlichts jedoch nicht meßbar ist, kann auch die Dopplerfrequenz aus dieser nicht berechnet werden. Man nutzt daher die Interferenzeigenschaften des Lichts als elektromagnetische Welle und erzeugt ein Interferenzbild, indem man zwei Laserstrahlen überlagert.

- Interferenzmodell

Unter Interferenz versteht man die Überlagerung von Wellen an einem Ort, wobei weder Amplitude, noch Frequenz oder Phase einer einzelnen Welle durch die gleichzeitige Existenz der anderen Wellen verändert werden (80).

Bei der Laser-Doppler-Anemometrie werden zwei gleichfrequente Laserstrahlen mittels geeigneter Optik in der zu untersuchenden Strömung zum Schnitt gebracht. Im Schnittvolumen entsteht ein Interferenzbild bestehend aus Hell- und Dunkelzonen, dessen räumliche Ausdehnung vom Schnittwinkel der Laserstrahlen abhängt. Hier lässt sich die Geschwindigkeit orthogonal zur Symmetrieachse der Strahlen messen.

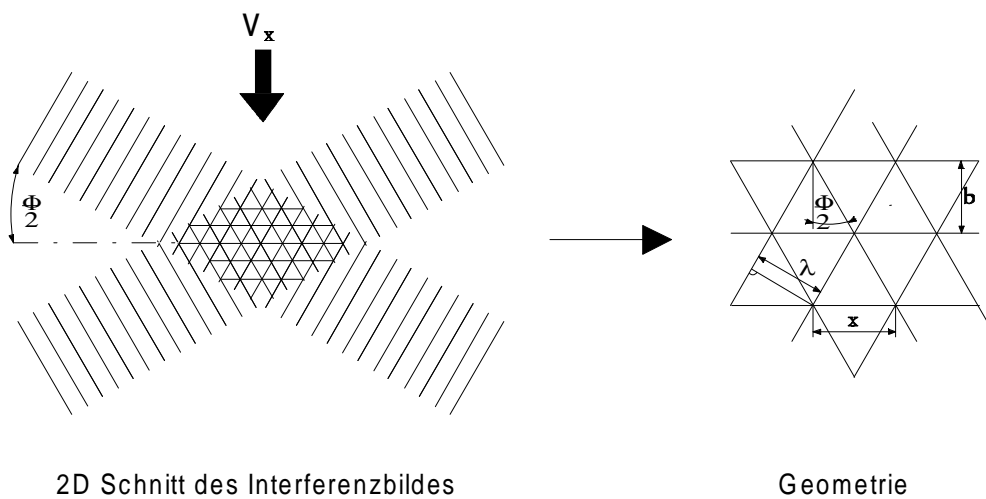


Abb.19: Interferenz im Schnittpunkt der Laserstrahlen

Strömt ein Streuteilchen durch das Messvolumen (Schnittvolumen), streut es das Licht je nach Zone (hell oder dunkel) mehr oder weniger. Es entsteht ein „Flackern“ (Burst), das über den Photomultiplier (Abb. 24 und Anhang Abb. 5) in ein Wechselstromsignal verwandelt wird und per EDV ausgewertet werden kann. Um die orthogonale Komponente der Strömungsgeschwindigkeit berechnen zu können, muss der Abstand b der Interferenzstreifen (der Hell-/Dunkelzonen) bekannt sein. Dieser wird mit Hilfe des Schnittwinkels und der Wellenlänge der beiden Laserstrahlen berechnet. Wenn man zunächst die Geometrie des Interferenzmusters (Abb.19) betrachtet, gilt:

$$x = \frac{\lambda}{\cos(\Phi / 2)} \quad (1)$$

Mit $\tan(\Phi / 2) = \frac{x}{2 \cdot b}$ (2)

ergibt sich durch Auflösen nach der Streifenbreite b aus (1) und (2):

$$b = \frac{\lambda}{2 \tan(\Phi / 2) \cos(\Phi / 2)} = \frac{\lambda}{2 \sin(\Phi / 2)} \quad (3)$$

Betrachtet man die Laserfrequenz in Abhängigkeit von ihrer Wellenlänge und Lichtgeschwindigkeit, folgt mit

$$\lambda = \frac{c}{f_{\text{Laser}}} \quad (4)$$

für die Streifenbreite b :

$$b = \frac{c}{2 f_{\text{Laser}} \sin(\Phi / 2)} \quad (5)$$

Für die Geschwindigkeit v_x , die senkrecht zu den Interferenzstreifen gemessen werden soll, ergibt sich aus (1) bis (5) folgende Formel:

$$v_x = b \cdot f_{\text{Doppler}} = \frac{c}{2 \sin(\Phi / 2) f_{\text{Laser}}} \cdot f_{\text{Doppler}} \quad (6)$$

Aus der Geometrie der Laserstrahlen können noch folgende Zusammenhänge entnommen werden:

$$\tan(\Phi / 2) = \frac{\text{Strahlenabstand}}{2 \cdot \text{Brennweite}} = \frac{s}{2 \cdot F} \quad (7)$$

Daraus folgt:

$$(\Phi / 2) = \arctan \frac{s}{2f} \quad (8)$$

Mit $(\Phi / 2)$ aus (8) und den dazugehörigen Daten des Lasers:

$$\lambda = 632.8 \times 10^{-9} \text{ [m]}$$

$$f = 0.05 \text{ [m]}$$

$$s = 0.03 \text{ [m]}$$

ergibt sich für die Streifenbreite b folgender Wert: $b = 1.10110 \times 10^{-6} \text{ [m]}$

Damit läßt sich die Strömungsgeschwindigkeit v_x mit Hilfe der gemessenen Dopplerfrequenz f_{Doppler} (Burst) bestimmen:

$$v_x = 1.10110 \cdot 10^{-6} \cdot f_{\text{Doppler}} \text{ [m/s]}$$

Eine Dopplerfrequenz von 908.18 kHz entspricht in diesem Fall einer axialen Geschwindigkeit von 1.0 m/s.

Das Vorzeichen von v_x (die Richtung der Geschwindigkeit) wird mit Hilfe der Braggzellen ermittelt (siehe unten).

- **Die Optische Anordnung des Lasers-Doppler-Anemometers**

Für die Messungen stand ein LDA-System der Firma BBC Goerz zur Verfügung:

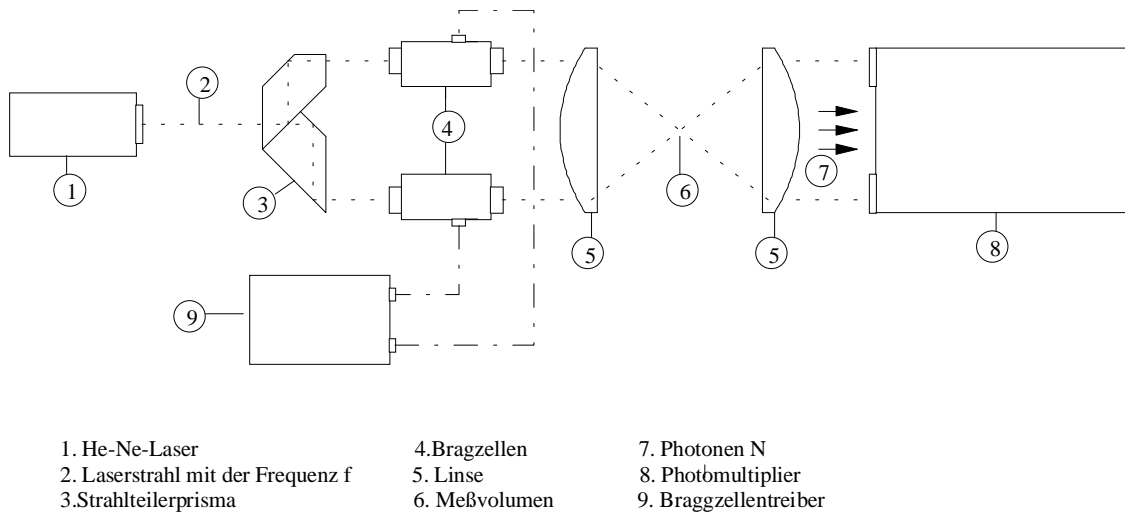


Abb.20: Schema des LDA-Systems

Der He-Ne-Laser [1] erzeugt einen Laserstrahl mit einer Leistung von $P = 6.5 \text{ mW}$ und einer Wellenlänge von $\lambda = 632.8 \text{ nm}$. Dieser wird im Strahlteilerprisma [3] in zwei Belichtungsstrahlen mit gleicher Intensität und einem Abstand von 30 mm aufgeteilt. Mit Hilfe der beiden Braggzellen [4] läßt sich die Richtung der Teilchen bestimmen. Dazu wird die Frequenz eines der beiden Laserstrahlen verändert (geschiftet) und das Interferenzbild in Bewegung versetzt. Richtungsabhängig erhält man bei betragsgleichen Geschwindigkeiten höhere oder niedrigere Dopplerfrequenzen. Durch die Sammellinse [5] werden die beiden Laserstrahlen im Brennpunkt fokussiert. Hier befindet sich das Messvolumen [6] für die örtliche Geschwindigkeitsmessung. Eine Blende vor dem Photomultiplier verhindert das Eindringen der Hauptstrahlen. Nur die verbleibende Streustrahlung [7] gelangt in den Photomultiplier [8]. Hier werden die Photonen mittels Elektronenvervielfacher in elektrische Spannung umgewandelt, die die Dopplerfrequenzinformation enthält. Dieser Anodenstrom wird in einen Signalprozessor weitergeleitet und in ein AD-Signal zur Computerverarbeitung umgewandelt.

3.4 Strömungskreislauf und Meßwerteerfassung

Der Versuchsaufbau gliedert sich in zwei Funktionsbereiche : Strömungskreislauf und Messwerteerfassungsanlage (Anhang).

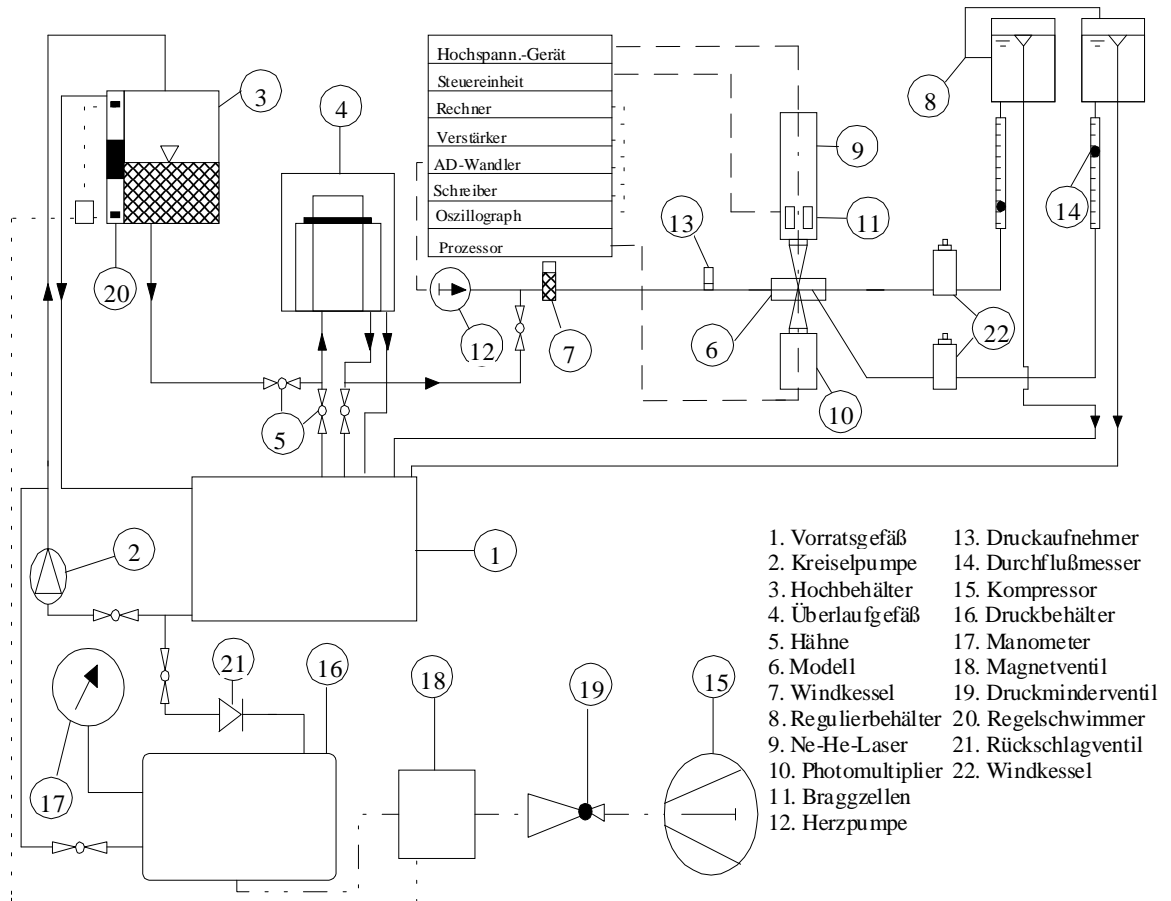


Abb.21: Darstellung des Strömungskreislaufs und der Messwerteerfassungsanlage

Strömungskreislauf

Durch Druckluft aus einem Kompressor [15] wird das Fluid aus dem Druckbehälter [16] in den Hochbehälter [3] gepreßt. Mittels eines Schwimmers [20], an dem ein Magnet befestigt ist, erfolgt die Regelung der Füllstandhöhe im Hochbehälter. Je nach Füllstandhöhe schließt bzw. öffnet das Magnetventil [18] im Steuergerät. Erreicht die Füllstandhöhe einen bestimmten einstellbaren Maximalwert, der durch verschieben des oberen Magnetschalters variiert werden kann, wird das

Magnetventil geschlossen und somit die Druckluftzufuhr zum Vorratsbehälter unterbrochen. Vom Hochbehälter gelangt das Fluid in ein Überlaufgefäß [4], das während der Versuche aufgrund des geodätischen Höhenunterschiedes zu den Regulierbehältern [8] einen konstanten statischen Druck in der Meßstrecke sicherstellt. Durch Veränderung in der Höhenverstellung des Überlaufgefäßes und der Reguliergefäße läßt sich der statische Druck beliebig ändern, wodurch sich verschiedene physiologische Druckverhältnisse simulieren lassen. Überschüssig gefördertes Fluid wird durch eine Überlaufleitung in das Vorratsgefäß zurückgeleitet. Das Fluid gelangt vom Überlaufgefäß durch eine Schlauchleitung an der Herzpumpe [12] vorbei über den Windkessel [7] in die Einlaufstrecke vor dem Modell [6]. Diese Einlaufstrecke ist hinreichend lang gewählt, so dass weit vor der Strömungsumlenkung im Modell eine vollausgebildete laminare Strömung entsteht. Wie bereits erwähnt sollte die Einlaufstrecke mindestens das 50- bis 70fache des Modelldurchmessers betragen, was im Versuchsaufbau entsprechend berücksichtigt wird. Der Druck in der Einlaufstrecke wird mittels zweier induktiver Druckaufnehmer der Firma Höttinger Baldwin, Typ PD1 , gemessen. Diese Druckaufnehmer ermöglichen Druckmessungen bis zu einer Genauigkeit von 10 mbar. Anschließend strömt das Fluid durch das Modell [6] , das in den Modellkasten eingespannt ist und weiter durch die Windkessel [22]. Durch diese werden Reflexionen, die bei pulsierender Strömung zu erwarten sind, vermieden und das dynamische Verhalten des Arteriensystems simuliert. Ferner kann die Druckamplitude durch eine Volumenänderung der Luft im Windkessel leicht verändert werden. Im Anschluß an die Windkessel [22] fließt das Fluid durch die Schwebekörperdurchflußmesser [14], die Abweichungen des Volumenstroms von 1 g/min anzeigen. Im Anschluß folgen die Regulierbehälter [8], an denen durch Höhenverstellung die Einstellung der berechneten Volumenströme erfolgt. Von dort fließt das Fluid zurück in das Auffanggefäß.

Der Strömungskreislauf läßt sich sowohl mit stationärer, als auch mit pulsatiler Strömung betreiben. Zur Erzeugung einer pulsierenden Strömung wird einer stationären Strömung mittels einer Membrankolbenpumpe (Herzpumpe) [12] eine oszillierende Strömung überlagert. Der Kolbenhub der Pumpe ist stufenlos verstellbar. Die Höhe des Kolbenhubes und der Verlauf der Hubbewegung während einer Pumpphase sind an einer programmierbaren Trigger- und Steuereinheit, der sogenannten Servopumpensteuerung, einzustellen.

Zwischen Kolbenpumpe und Einlaufstrecke ist wie bereits erwähnt ein Windkessel [7] zwischengeschaltet, der die Elastizität der physiologischen Blutgefäße imitiert. Durch Veränderung des Luftpolsters läßt sich dabei die Elastizitätskomponente verändern.

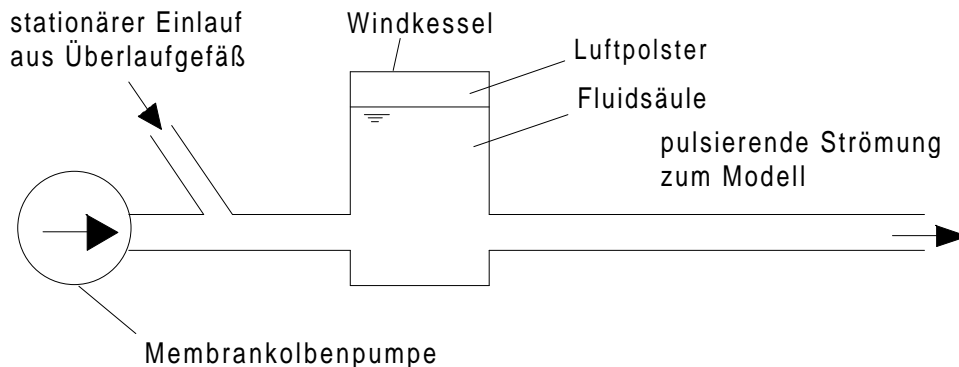


Abb.22: Pumpe und Windkessel für die Erzeugung der periodischen Pulswelle

Meßwerteerfassung

Die eigentliche Messapparatur, das Laser-Doppler-Anemometer ist beweglich auf einem Verschiebetisch montiert. Dieser Koordinatentisch ist in Bezug auf das Modell sowohl in axialer als auch in vertikaler und horizontaler Richtung zur Modellachse manuell und automatisch verschiebbar. Das Modell aus Silikon ist in der Versuchsanordnung zwischen einem He-Ne-Laser ($\lambda = 632.8 \text{ nm}$) [9] / Braggzellen [11] und Photomultiplier [10] in einem Modellkasten fixiert. Dieser Modellkasten besteht aus Glas und ist somit aus allen Richtungen transparent. Zusätzlich wird der Modellkasten mit einem Glycerin-Wasser-Gemisch aufgefüllt, das den selben Brechungsindex wie Modell und Fluid ($n = 1.409$) besitzt.

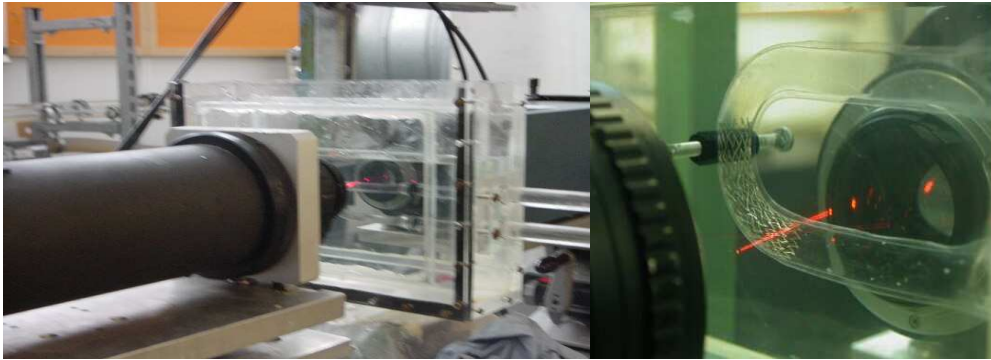


Abb.23: Laser (hinten rechts) Modellkasten mit Modell und Glycerin-Wasser-Gemisch (Mitte) Photomultiplier (vorne links).

Dadurch wird der Laserstrahl nicht durch unterschiedliche Brechungsindizes abgelenkt.

An den Photomultiplier [10] ist ein Signalprozessor angeschlossen, der die aus tretenden Dopplerfrequenzen zu analogen Signalen umwandelt und mittels AD-Wandler in ein Audio/Digital-Signal zur Computerverarbeitung überführt.

Der Koordinatentisch, Typ FP2, der Firma Deckel, läßt sich bei manueller Einstellung bis auf $5\mu\text{m}$ genau in horizontaler und axialer Richtung justieren. Als Verschiebeeinrichtung in vertikaler Richtung dient ein Hebe- und Senktisch, an dem eine Meßuhr mit einer Genauigkeit von einem hundertstel mm zur genauen Höheneinstellung montiert ist. Dieser Hebe- und Senktisch, auf dem der durchsichtige Modellkasten [6] mit dem Silikonmodell montiert ist, ist vollkommen unabhängig von den horizontalen Einstellungen des Koordinatentisches. Daraus folgt, das in horizontaler Richtung das Laser-Doppler-Anemometer und in vertikaler Richtung der Modellkasten verschoben wird. Mögliche Beeinträchtigungen der Messungen werden recht zuverlässig durch diese Achsenaufteilung ausgeschlossen, da das Modell einschließlich der Einlaufstrecke beim Anfahren der einzelnen Meßpunkte nicht in horizontaler und axialer Richtung bewegt werden kann. Es werden bei den Versuchen punktuell 5, 7 bzw. 9 Messungen über dem Modelldurchmesser durchgeführt. Dabei wird an jedem Messpunkt die Geschwindigkeit über acht Perioden (Phasen) der Herzpumpe sowie der zugehörige Druckverlauf aufgenommen.



Abb.24: Verschiebetisch mit Photomultiplier, Modellkasten etc.

3.5 Rheologie der Modellflüssigkeit

Die Viskosität des Blutes wird von zwei Komponenten bestimmt:

1. Der Viskosität des Plasmas mit newtonschem Fließverhalten
2. Der Anzahl der Blutzellen am Blutvolumen, dem Hämatokrit

Die Konzentration der Blutzellen, sowie deren Fähigkeit zur Verformung und/oder Aggregation in der Strömung sind maßgeblich für die Viskosität des Blutes verantwortlich. Bei niedrigen Schergefällen besteht die verstärkte Tendenz zur Aggregation, so dass dies zu einem Ansteigen der Blutviskosität führt. Demzufolge findet bei hohen Schergefällen eine Desaggregation statt, da sich die Längsachse der Teilchen in Strömungsrichtung ausrichtet und mit einer Abnahme der Viskosität einhergeht. Daraus ergibt sich, dass sich Blut bei hohen Scherraten wie ein newtonsches Fluid verhält, bei niedrigen Scherraten aber ein nichtnewtonsches Fließverhalten aufweist .

Dies bedeutet, dass eine Versuchsflüssigkeit verwendet werden muss, deren Fließverhalten demjenigen von Blut ziemlich nahe kommt. Das Blut wird dabei als

eine nicht newtonsche Flüssigkeit mit pseudoplastischer Fließart und einer thixotropen Fließkurve betrachtet .(26,27,40)

Für die Simulation im Strömungskreislauf muss das Fluid folgende Eigenschaften besitzen:

Der Brechungsindex des Fluids muss wegen der LDA- Messmethode dem des Silikonkautschuks des Modells ($n = 1.409$) angepasst werden.

Des weiteren darf keine Absorption des Laserlichtes durch das Fluid stattfinden. Dies bedeutet, dass die Versuchslösung transparent sein muss.

Das verwendete Fluid sollte die Fließeigenschaften des Blutes bei 37°C bei Zimmertemperatur (21°C) erreichen, da eine Beheizung des Versuchskreislaufs aufwendig ist. Es müsste ein Thermostat in den Kreislauf eingebracht werden.

Als Ersatzblutflüssigkeit eignet sich ein Gemisch aus Dimethylsulfoxid (DMSO), destilliertem Wasser (H_2O) und Polyacrylamiden (Separan) (40).

DMSO ist ein aprotisches Lösungsmittel mit einer Dichte von $\rho = 1100 \text{ kg/m}^3$, durch das der geforderte Brechungsindex erzielt wird. Bei Separan handelt es sich um ein synthetisches, anionisches und organisches Flockungsmittel, das als Gelbildner verwendet wird (es gibt verschiedene Arten von Separan, welche sich in Ihrer Ladungsdichte sowie ihrem Molekulargewicht unterscheiden, wodurch die Viskosität der Lösung, welche mit einem dieser Polymere angesetzt wird, verändert werden kann).

Bei diesen Versuchen wurden 0.0000135 Gewichtsprozent Separan AP45 und 0.00001906 Gewichtsprozent Separan AP 302 (beides von DOW) zu 35 kg DMSO- H_2O -Gemisch zugegeben. Das Mischungsverhältnis von DMSO zu destilliertem Wasser beträgt 1.07:1 (51.7% DMSO und 48.3% destilliertes Wasser). Als Streuteilchen für das Laserlicht wurden hier auf das Gesamtvolumen des Fluids 3 ml TiO_2 mit einer Dichte von $\rho = 3840 \text{ kg/m}^3$ und für die Ultraschallmessungen 2 cm^3 Latexpartikel ($\varnothing 6 \mu\text{m}$) von BASF zugegeben. Bei einer Dichte von $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$ der DMSO- H_2O -Separan-Lösung betrug die repräsentative Viskosität $\eta = 4,9 \text{ mPa}\cdot\text{s}$. Um keine verfälschten Meßergebnisse zu erhalten, wird die Viskosität während des Meßvorganges täglich kontrolliert.

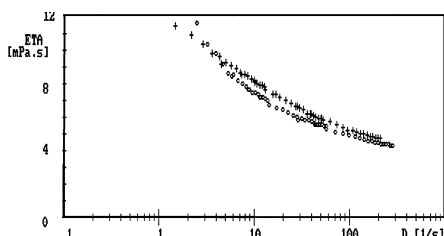


Abb.25: Viskosität des Fluid (oooo); Viskosität von Blut (++++)
Zur Bestimmung der Viskosität steht ein Rotationsviskosimeter der Firma Haake zur Verfügung (Rotovisco RV100, Meßsystem CV100, Meßeinrichtung ME 30).



Abb. 26: Viskosimeter

Das Meßsystem des Viskosimeters ist luftgelagert und die Meßeinrichtung temperierbar. Die zugehörige Luftversorgungseinheit LV 100 liefert die dazu notwendige hochreine, trockene Luft. Die Temperiereinheit CV 100 sorgt für die konstante Temperatur. Über einen Rheokontroller wird die gesamte Meßeinrichtung mit einem Computer angesteuert, der zum einen die Meßdaten an einen Schreiber ausgibt und zum andern die gewonnenen Meßdaten aufzeichnet und speichert. Mit der vorstehend beschriebenen DMSO-H₂O-Separan-Lösung läßt sich menschliches Blut sehr gut simulieren und kann aufgrund seiner physikalischen Eigenschaften für die LDA-Messungen als geeignet angesehen werden.

3.6 Einstellung der pulsierenden Strömung

Für die Simulation physiologischer Strömungsverhältnisse in den Modellen ist die Erzeugung einer pulsierenden Strömung bei entsprechenden Druck- und Flußverhältnissen notwendig. Wie unter Punkt 3.4 beschrieben, können in dem hier verwendeten Strömungskreislauf solche Bedingungen geschaffen werden. Folgende Einstellungen wurden gewählt:

Volumenstrom im Modell: $V = 25.8 \text{ l/h}$

Rynoldszahl: $Re = 220$

Frequenz: $f = 70/\text{min}$

Für die Oszillation der Herzpumpe wurde versucht, eine in einer A.carotis communis mittels Doppler-System gemessene Geschwindigkeitskurve einzustellen. Diese wurde vorher an der A. carotis eines gesunden Probanden aufgenommen.

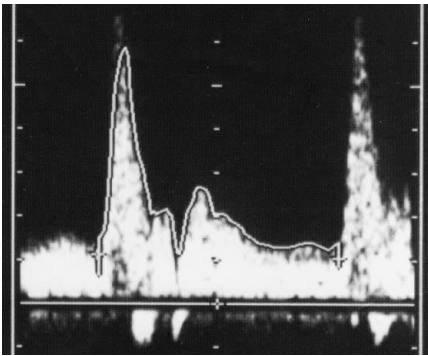


Abb.27: Dopplerbild einer A. carotis

Das Durchschnittsdruckniveau betrug 9600 Pa (ca. 72 mmHg) bei einer Druckamplitude von 7500 Pa (ca. 56 mmHg). Dies entspricht sehr gut den physiologischen Verhältnissen bei einem Blutdruck von ca. 130/70. Damit lässt sich folgern, dass mit dem verwendeten Strömungskreislauf und den gewählten Einstellungen am Windkessel und an der oszillierenden Pumpe auch die peripheren Strömungswiderstände gut simuliert werden konnten, da aus strömungsmechanischer Sicht eindeutige Beziehung zwischen Druck, Volumenstrom und Strömungswiderstand herrscht.

4. Versuchsdurchführung

Die Strömungsverhältnisse in den Rundbögen mit unterschiedlichem Durchmesser werden, wie oben beschrieben mit der Laser-Doppler-Anemometrie gemessen.

Die zu untersuchenden Modelle werden nacheinander betrachtet. Die Einstellung der Druck-, Volumenstrom-, und Geschwindigkeitsverhältnisse erfolgt zunächst am Leermodell. Dieses wird in gleicher Weise wie die Modelle mit Stent bzgl. der Strömungsverhältnisse vermessen. Hieraus ergeben sich die Referenzwerte zum späteren Vergleich mit den Stentmodellen.

Nach dem Einbau des Modells in den Modellkasten, wird das Modell an das Zu- und Abflussrohr des Strömungskreislaufs angeschlossen.

Als Bezugspunkt wird der Punkt definiert, der als Radiusmittelpunkt fungiert. Dieser wird als Mittelpunkt X_c bezeichnet (siehe Abb.28). Die Berechnung und Bezeichnung aller Querschnitte erfolgt von diesem Mittelpunkt aus.

Zur genauen Justierung jedes Messquerschnitt wird die Flächen innerhalb des Rohres anhand der Schnittpunkte der beiden Laserstrahlen in Y und Z-Richtung genau vermessen, wodurch sich für jeden Messpunkt Koordinaten des Verschiebetisches ergeben, die sich exakt positionieren lassen. Ist der Nullpunkt festgelegt, können die gewünschten Positionen im Modell mit dem Verschiebetisch angefahren werden.

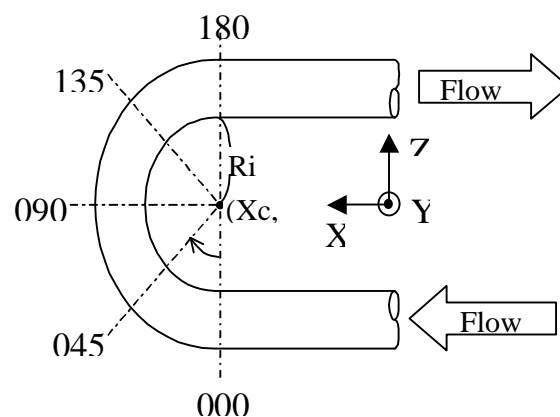


Abb.28: Meßquerschnitte des elongierten Rundbogen

An jedem Versuchstag wird die Viskosität des Fluids mittels Viskosimeter bestimmt und eventuelle Abweichungen vom Sollwert mit der Zugabe von Separan ausgeglichen. Zudem werden jeden Tag die Volumenströme im System bestimmt.

4.1 Laser-Doppler-Anemometrie-Messung

LDA- Messungen werden nach Möglichkeit an folgenden Querschnitten durchgeführt (siehe Abb.28):

0° ; 45° ; 90° ; 135° ;180°

In einigen Modellen liessen sich aus unterschiedlichen Gründen die im einzelnen erläutert werden nicht alle Messpunkte ansteuern.

Pro Querschnitt werden in 69 genau definierten Punkten Messungen der axialen Geschwindigkeitskomponente mittels Laser- Doppler- Anemometrie durchgeführt. Die Position der jeweiligen Punkte wird durch das oben genannte Protokoll festgelegt und entspricht folgender Verteilung über den Querschnitt:

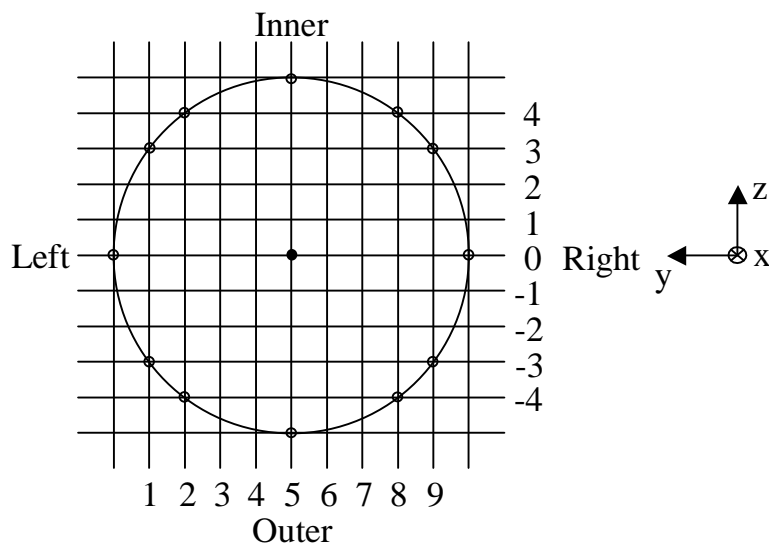


Abb.29: Jeder Querschnitt wird in 9 Ebenen aufgeteilt und jeder Ebene eine bestimmte Anzahl an Meßpunkten zugeordnet.

Eine Messung erfolgt dabei über acht Pulswellen, wobei je Pulswelle 100 Geschwindigkeitswerte aufgezeichnet werden. Für jeden Zeitpunkt werden die jeweils zusammengehörigen Einzelwerte der acht Pulsationen gemittelt und daraus eine Zeit-Geschwindigkeits-Kurve mit 100 Werten erstellt. Die Mittelung der

Geschwindigkeitswerte erfolgt mit dem Computer. Bei einer Pulsefrequenz von 70 bpm findet alle 0,0116 s eine Messung statt.

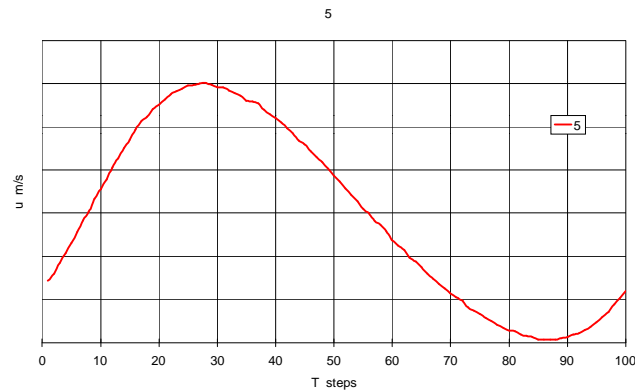


Abb.30 Zeit-Geschwindigkeits-Kurve im Leermodell am Punkt X_0 (Ebene 0, Meß-punkt 5)

Für jeden Querschnitt läßt sich zu jedem gemessenen Zeitpunkt ein Geschwindigkeitsprofil bestehend aus 69 Punkten konstruieren. Jeder Wert dieses Profils stellt die axiale Geschwindigkeit des entsprechenden Punktes zum Zeitpunkt t dar. Die folgende Abbildung zeigt alle 69 Geschwindigkeitswerte zum Zeitpunkt $t = 30$. Betrachtet man die obige Geschwindigkeits-Zeit-Kurve, so fällt $t = 30$ mit dem systolischen Geschwindigkeitsmaximum zusammen:

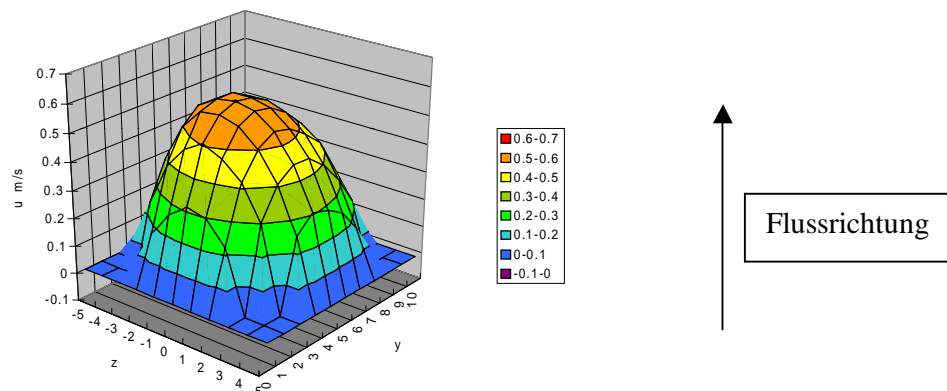


Abb.31: Geschwindigkeitsprofil im Leermodell 15 mm proximal X_0 zum Zeitpunkt $t = 30$

Im Folgenden werden die Ebenen der Modellquerschnitte einzeln dargestellt. Dies vereinfacht den direkten Vergleich der Modelle untereinander, wenn die entsprechenden Querschnitte in der gleichen Graphik dargestellt werden.

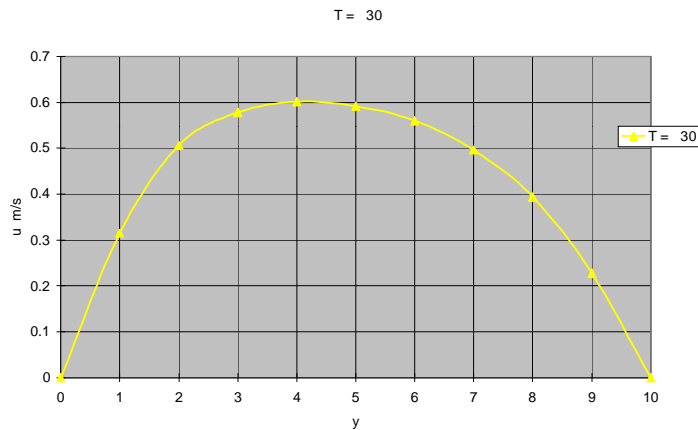


Abb.32: Geschwindigkeitsprofil im Leermmodell bei X_0 zum Zeitpunkt $t=30$ (entspricht Phase 60) in Y-Richtung

Im folgenden Ergebnisteil werden die jeweiligen Geschwindigkeitsprofile der einzelnen Modelle den entsprechenden Profilen des Leermodells ohne Stent gegenübergestellt und bewertet. Dabei wird auf die Darstellung aller Querschnittsprofile aus Übersichtsgründen verzichtet. Mit der entsprechenden Software des LDA-Systems lassen sich die Geschwindigkeitsprofile zu jedem beliebigem Zeitpunkt darstellen.

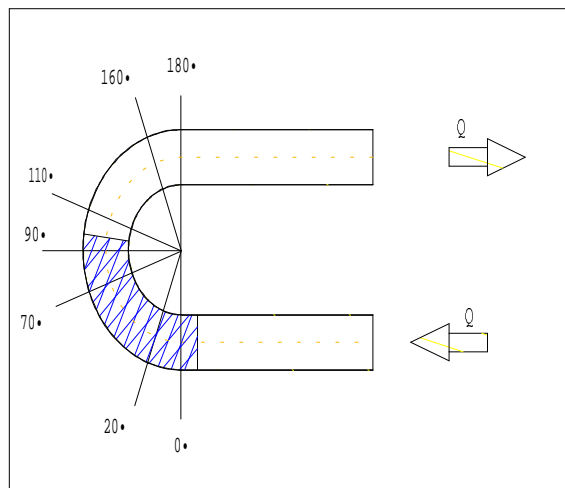
Dabei wird ein Pulsationszyklus in 360 Phasen eingeteilt. Hier werden zwei systolische Geschwindigkeitsprofile berücksichtigt und ein diastolisches Profil.

5. Ergebnisse

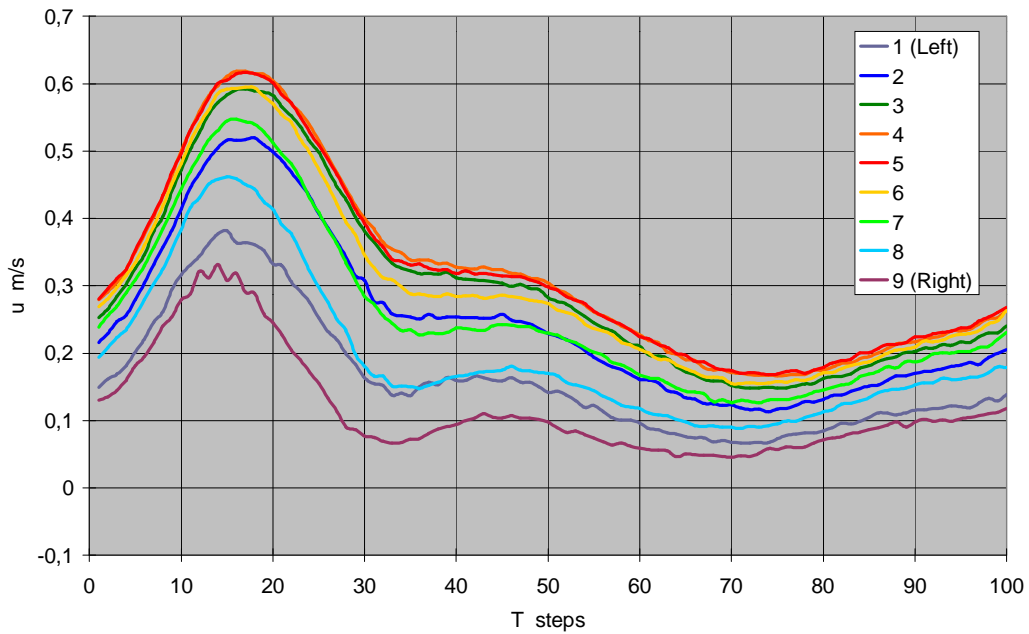
Einfluss verschiedener und unterschiedlich positionierter Stents auf das Strömungsprofil. Vergleich von Laser-Doppler-Anemometrie-Messungen mit und ohne Stent.

In diesem Abschnitt werden die LDA-Messungen der einzelnen Modelle mit den Messungen im LeermodeLL verglichen. Gemessen werden Pulsphasen, die in $T = 100$ Teile unterteilt werden. Es werden zwei Zeitpunkte in der Systole, $T = 20$ und $T = 30$, sowie ein Zeitpunkt in der Diastole $T = 70$, bei den verschiedenen Stents und Modellen mit dem entsprechenden Lehrmodell verglichen.

5.1 6mm Bogen mit Stent 1 ca. 90°

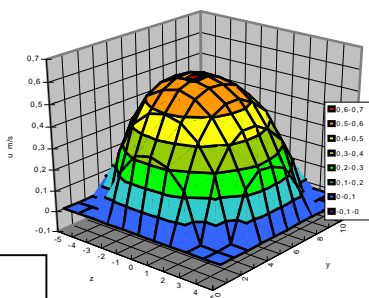


Das obige Schema zeigt einen Silikonbogen mit einem Self-X Stent der Firma Jomed, 6mm, ca. 90°. Dieses Modell wird mit dem entsprechenden Lehrmodell verglichen. Es gelten die gleichen Versuchsparameter. ($f = 70.0$ b.p.m; $Re = 220$; Carotid Curve) Alle Messungen wurden mit einer Frequenz von 70 bpm. und einem Womersley-Parameter (86) von 3,7 an einer Carotis Druckkurve durchgeführt.

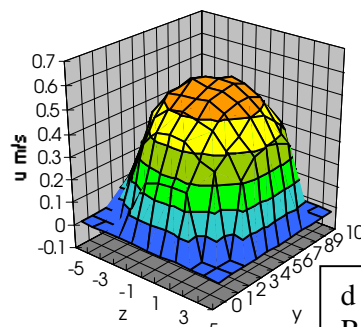


Geschwindigkeitsverlauf über eine Pulswelle(Systole und Diastole) am Eintritt des Leermodells..

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 0^\circ$ noch vor dem Stent

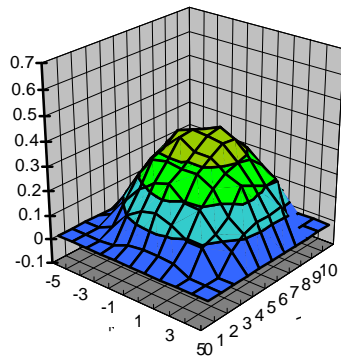


$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 0 \text{ deg.}$
 Without Stent
 Carotid Curve

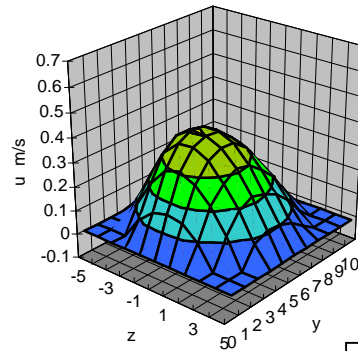


$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 0 \text{ deg.}$
 With Stent No.1 (90
 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt $T = 20$ (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 0° zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .

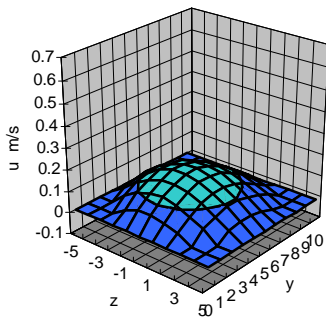


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

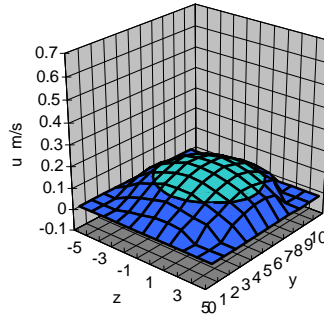


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 With Stent No.1 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 0° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent



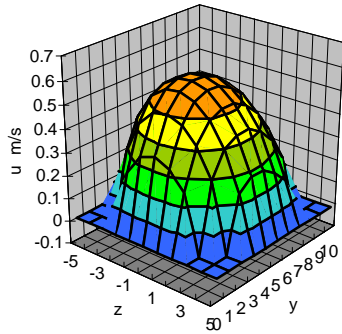
d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 With Stent No.1 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 0° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

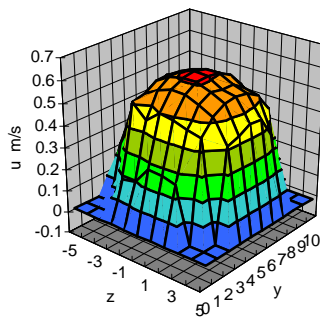
Geschwindigkeitsprofile am Querschnitt $\theta = 0$ weisen praktisch keine Unterschiede auf, da wir uns unmittelbar vor dem Eingang des Stents in der geraden Einflussbahn befinden und deshalb in beiden Modellen der gleiche laminare axiale Fluss herrscht.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 20^\circ$

d = 6 mm
 Re = 220
 q = 20 deg.
 Without Stent

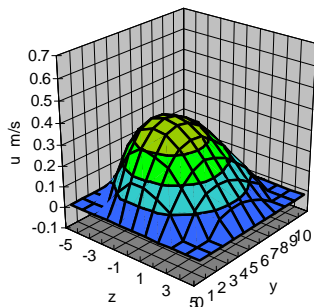


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 20 deg.
 With Stent No.1 (90 deg.)

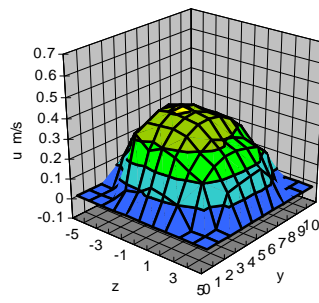


Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 20° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 20° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

d = 6 mm
 Re = 220
 q = 20 deg.
 Without Stent

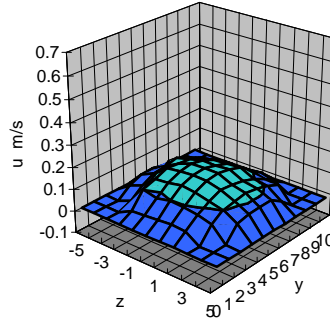
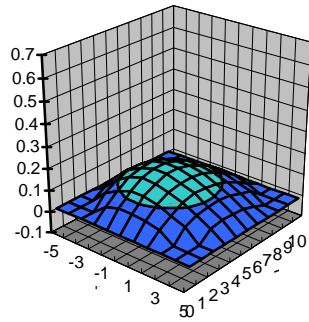


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 20 deg.
 With Stent No.1 (90 deg.)



Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 20° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 20° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

d = 6 mm
 Re = 220
 q = 20 deg.
 Without Stent



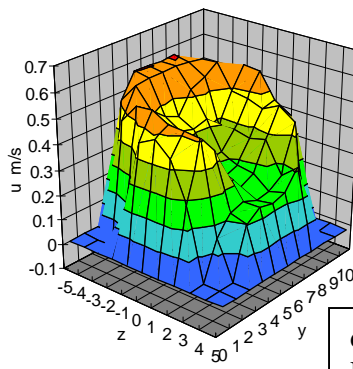
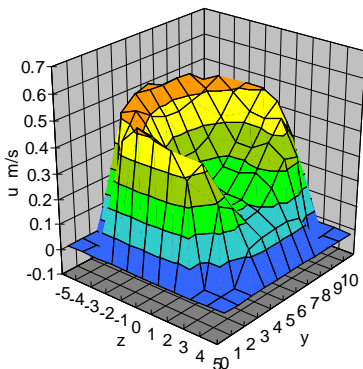
d = 6 mm
 Re = 220
 q = 20 deg.
 With Stent No.1 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 20° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 20° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

Schon bei der Messebene $\theta = 20$ erkennt man, dass durch den Stent eine Querschnittsverengung erfolgt, wodurch die Geschwindigkeitsgradienten in der Nähe der Wand steiler werden und sich die parabole Form der Strömung im Vergleich zum Leermodell relativ stark abflacht. Zusätzlich steigt die maximale Geschwindigkeit an. Vor allem in der Systole lässt sich bereits eine leichte Flüssigkeitsverlagerung auf die Außenwand des Modells hin erkennen, was auf die Winkelveränderung von 20° zurückgeht. (Siehe Kap. 1.3)

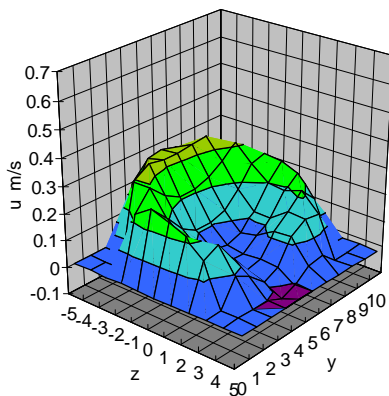
Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 70^\circ$

d = 6 mm
 Re = 220
 q = 70 deg.
 Without Stent
 b.p.m.)

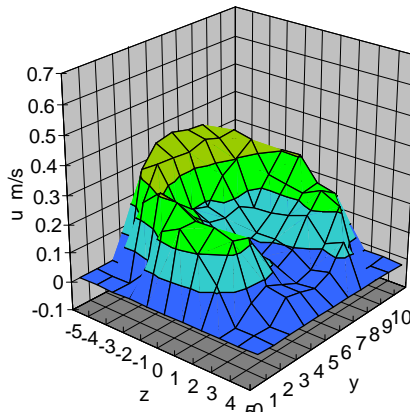


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 70 deg.
 With Stent No.1 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 70° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 1 90° auch an Position 70° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

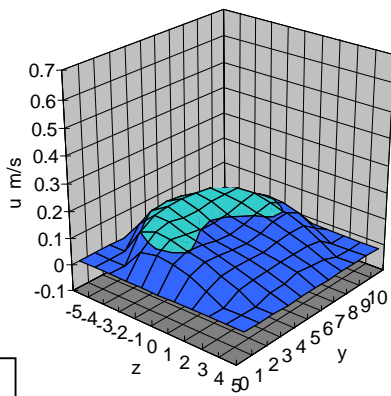


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 70 deg.
 Without
 Stent

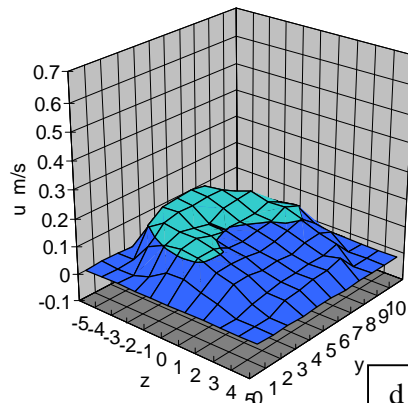


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 70 deg.
 With Stent No.1 (90
 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 70° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 70° zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 70 deg.
 Without
 Stent

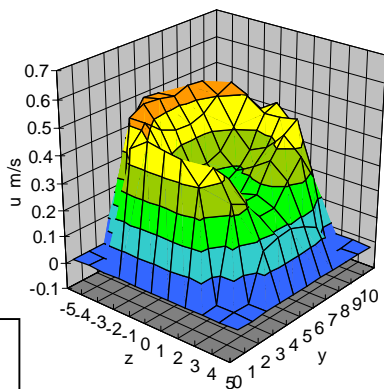


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 70 deg.
 With Stent No.1 (90
 deg.)

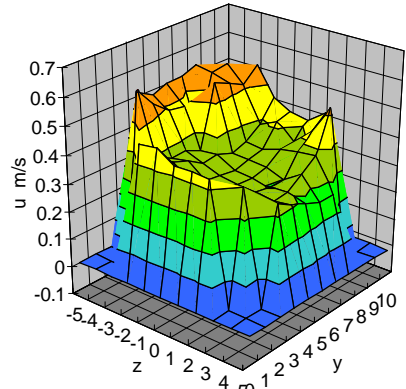
Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 70° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 70° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

Deutlich erkennt man sowohl beim Leermodell, als auch beim Stentmodell die Ausbildung eines hufeisenförmigen Geschwindigkeitsprofils. Es fällt auf, dass der Geschwindigkeitsgradient auf der Rohraußenseite im Vergleich zur Innenseite stark ansteigt. Zu dem wurde beim Leermodell in der Zeit T = 30 an der Rohrwand eine negative Geschwindigkeit gemessen. Dies bedeutet es erfolgt eine Ablösung der Strömung von der Wand unter Ausbildung einer Rückwärtsströmung.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 90^\circ$

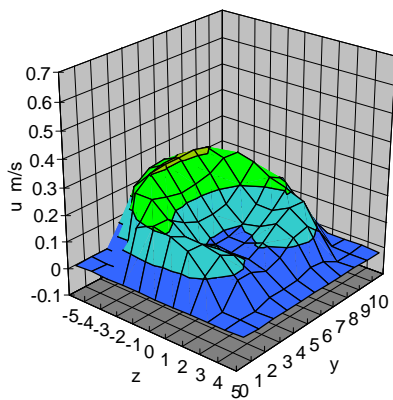


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 Without Stent

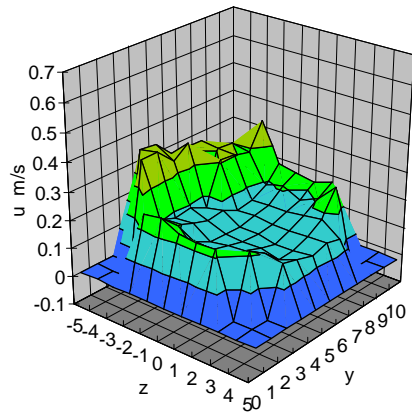


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 With Stent No.1 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

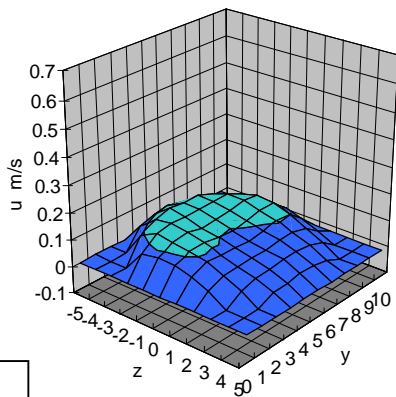


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 Without Stent

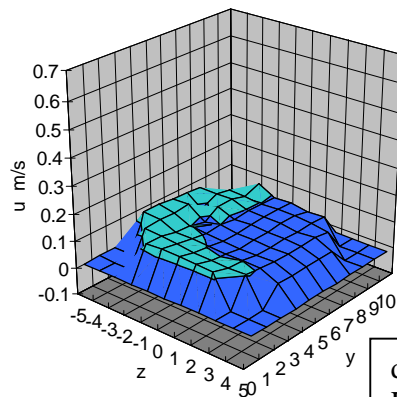


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 With Stent No.1 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 Without Stent

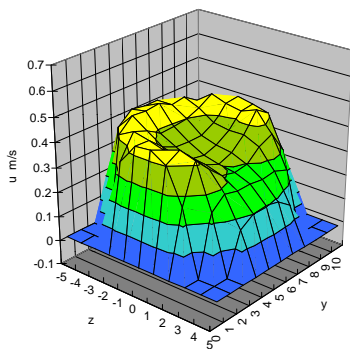


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 With Stent No.1 (90 deg.)

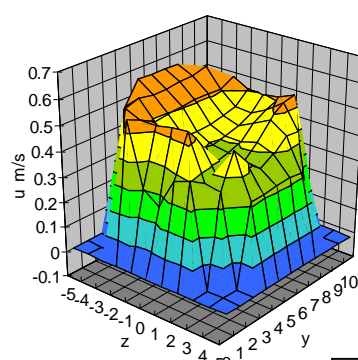
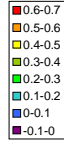
Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

Auch an der Messposition 90° erhält man in der Systole (T=20) ein hufeisenförmiges Strömungsprofil, das zur Diastole hin wieder abklingt. Allerdings lässt sich erkennen, dass der Stent in der Wandnähe durch den erhöhten Geschwindigkeitsgradienten Fluktuationen und Geschwindigkeitsschwankungen hervorruft, die in der Diastole entsprechend nachlassen.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 110^\circ$



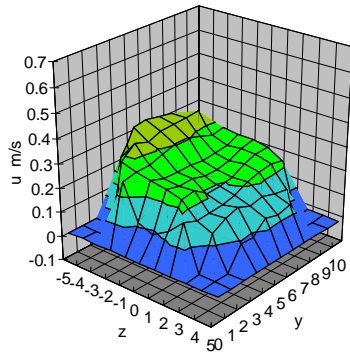
d = 6 mm
 Re = 220
 q = 110 deg.
 Without Stent



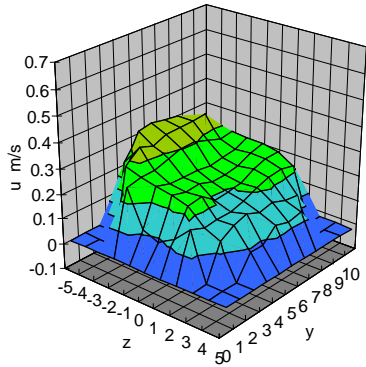
d = 6 mm
 Re = 220
 q = 110 deg.
 With Stent No.1 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 110° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 110° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

d = 6 mm
 Re = 220
 q = 110 deg.
 Without Stent

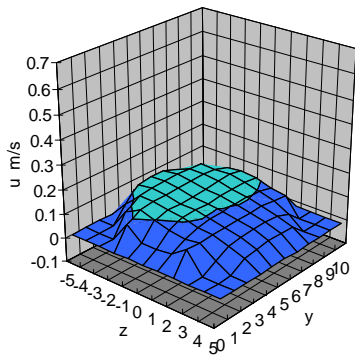


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 110 deg.
 With Stent No.1 (90 deg.)

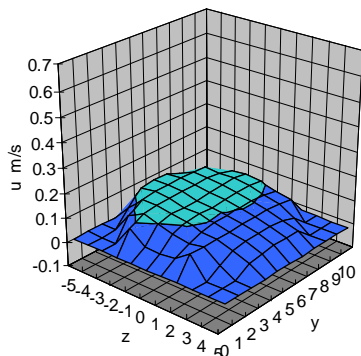


Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 110° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 110° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

d = 6 mm
 Re = 220
 q = 110 deg.
 Without Stent



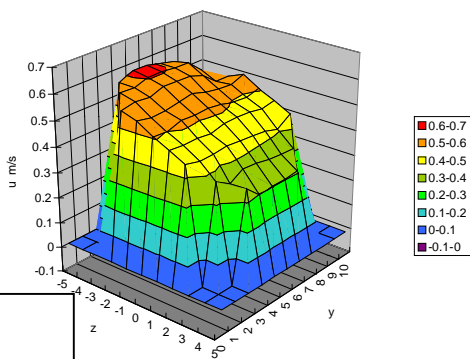
d = 6 mm
 Re = 220
 q = 110 deg.
 With Stent No.1 (90 deg.)



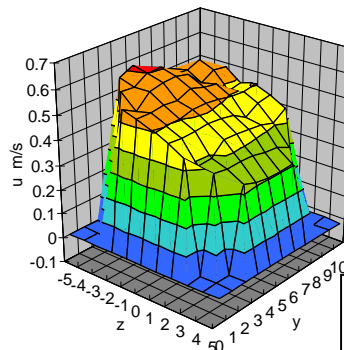
Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 110° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 110° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

Das extrem ausgeprägte hufeisenförmige Geschwindigkeitsprofil lässt schon bei der 110° Position stark nach. In der Diastole ist bereits kein hufeisenförmiges Profil mehr zu erkennen. Genauso werden auch die durch den Stent hervorgerufenen Fluktuationen weniger, da der Stent bereits kurz hinter der 90° Position endet und an diesem Messpunkt mittlerweile wieder die gleichen Bedingungen wie im Leermodell herrschen.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 160$

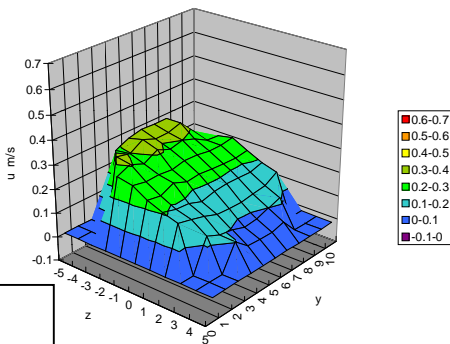


$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 160 \text{ deg.}$
 Without Stent

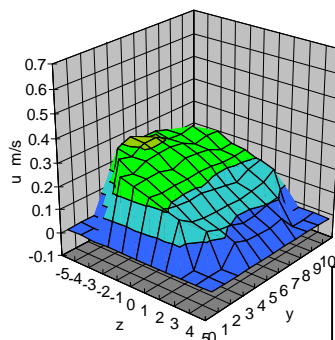


$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 160 \text{ deg.}$
 With Stent No.1 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 160° zum Zeitpunkt $T = 20$ (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 160° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

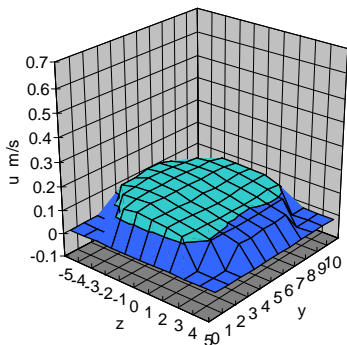


$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 160 \text{ deg.}$
 Without Stent

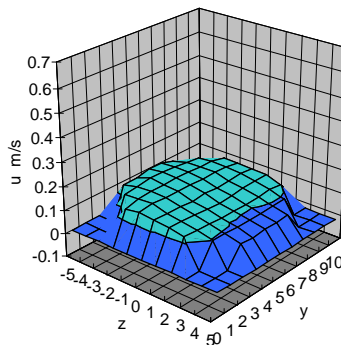


$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 160 \text{ deg.}$
 With Stent No.1 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 160° zum Zeitpunkt $T = 30$ (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 160° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .



$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 160 \text{ deg.}$
 Without Stent

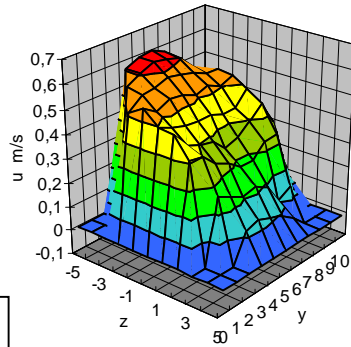


$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 160 \text{ deg.}$
 With Stent No.1 (90 deg.)

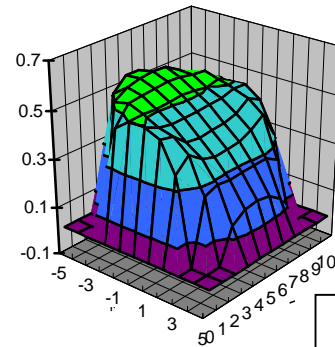
Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 160° zum Zeitpunkt $T = 70$ (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 160° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

In der 160° Messebene ist zu erkennen wie das parabolische Geschwindigkeitsprofil allmählich zurückkehrt.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 180^\circ$

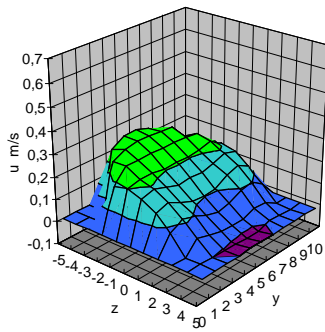


d = 6 mm
Re = 220
q = 180 deg.
Without Stent

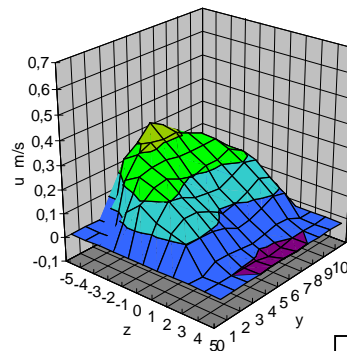


d = 6 mm
Re = 220
q = 180 deg.
With Stent No.1 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 180° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 180° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .



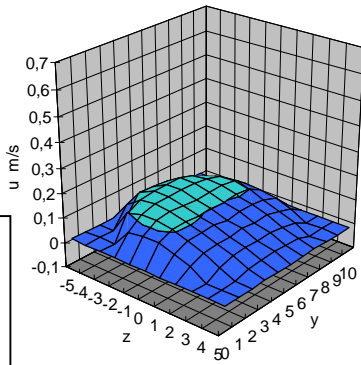
d = 6 mm
Re = 220
q = 180 deg.
Without Stent



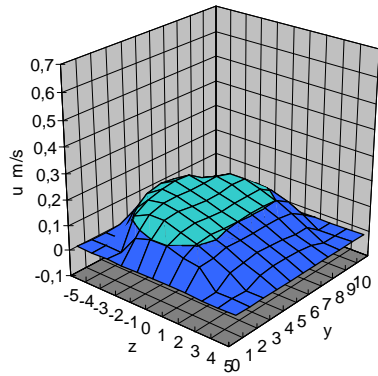
d = 6 mm
Re = 220
q = 180 deg.
With Stent No.1 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 180° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 180° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

d = 6 mm
 Re = 220
 q = 180 deg.
 Without Stent



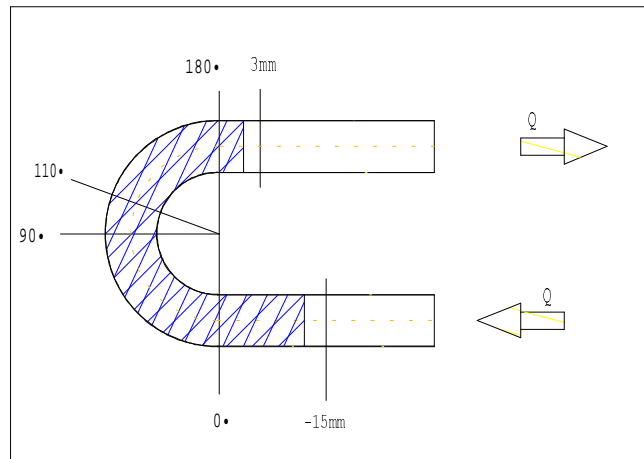
d = 6 mm
 Re = 220
 q = 180 deg.
 With Stent No.1 (90 deg.)



Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 180° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 1 (90° Bogen) auch an Position 180° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts)

In der Messebene 180° ist zu erkennen, dass sich das Flussprofil vom Stentmodell mittlerweile dem des Leermodells gleicht. Zusätzlich gleichen sich die Geschwindigkeiten in Wandnähen zunehmend dem der Rohrachse an. Dies ist besonders während der Diastole zu erkennen. Bei T=30 ist bei beiden Modellen eine negative Geschwindigkeit an der Rohrbinnenwand zu verzeichnen.

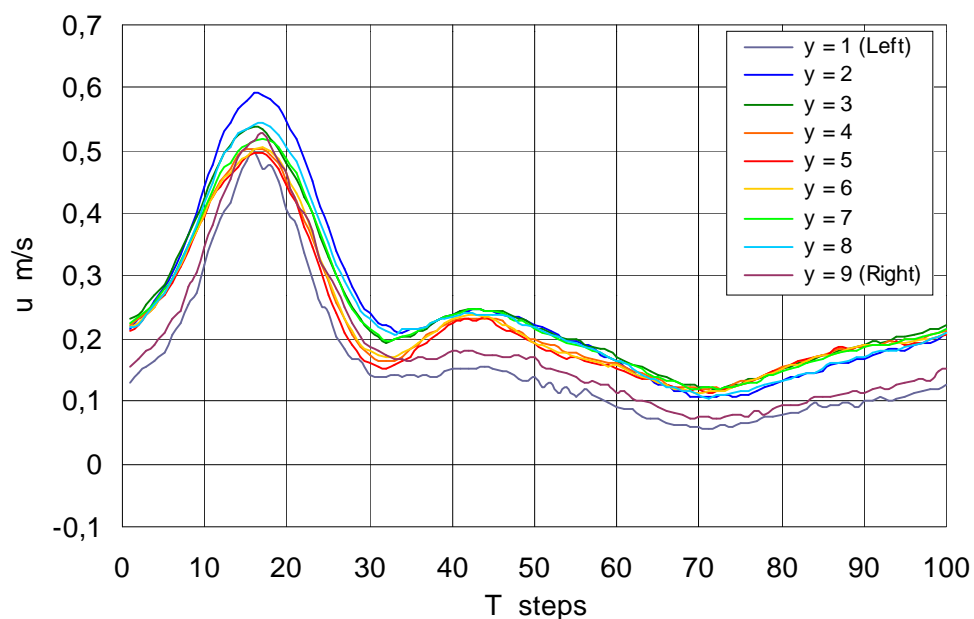
5.2 6mm Bogen mit Stent 2 ca. 180°



Self-X Stent, 6mm, ca. 180°

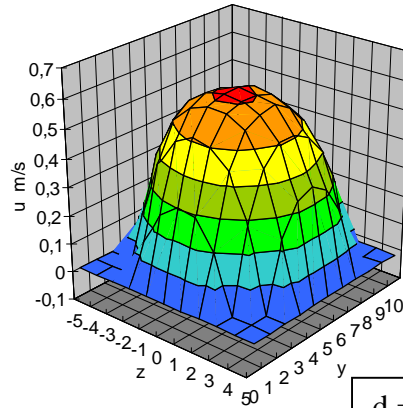
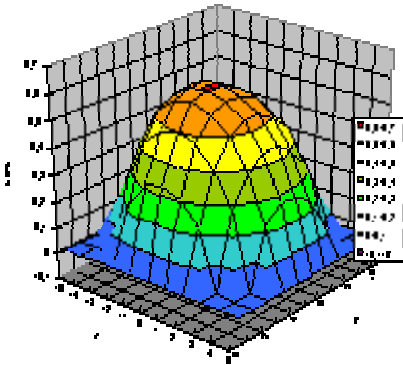
Die obige Grafik zeigt ebenfalls einen Silikonbogen mit einem Self-X Stent der Firma Jomed, 6mm mit ca. 180° Kurvenverlauf. Dieses Modell wird mit dem gleichen Lehrmodell wie Stent 1 und verglichen. Es gelten die gleichen Versuchsparameter. ($f = 70.0$ b.p.m; $Re = 220$; Carotid Curve)

Es werden zwei Zeitpunkte der Systole $T = 20$ und $T = 30$ sowie ein Punkt der Diastole $T = 70$ zwischen den einzelnen Modellen verglichen.



Hier wird die Geschwindigkeitsverteilung entlang der Y-Achse während Systole und der Diastole kurz vor dem Eintritt in den Stent gezeigt.

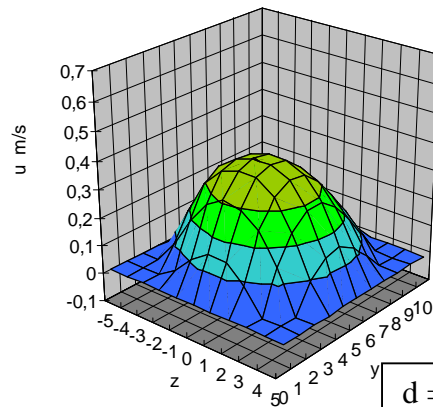
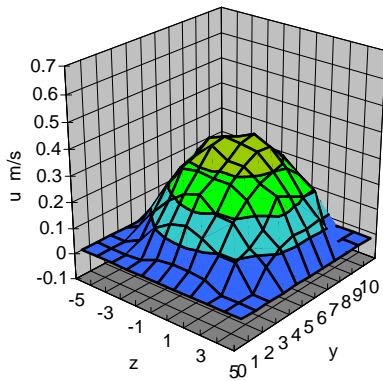
Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 0^\circ$ (15mm) noch vor dem Stent



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

d = 6 mm
 Re = 220
 -15 mm Upstream
 (Just before Stent)
 With Stent No.2 (180 deg.)

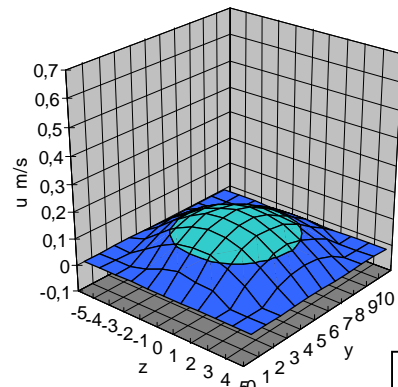
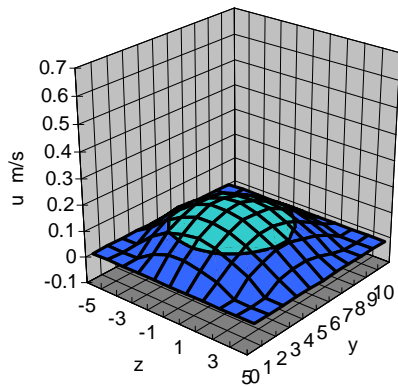
Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 2 (180°) 15mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

d = 6 mm
 Re = 220
 -15 mm Upstream
 (Just before Stent)
 With Stent No.2 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 2 180° 15mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .



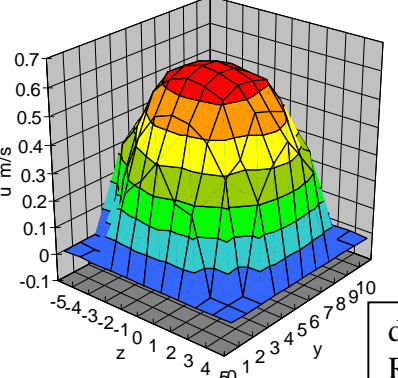
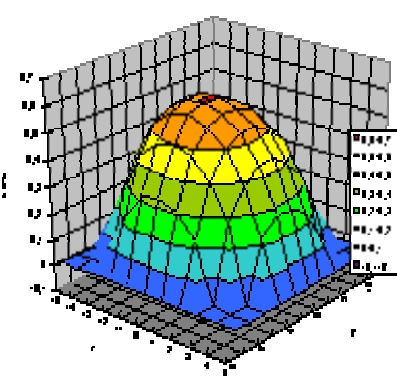
d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

d = 6 mm
 Re = 220
 -15 mm Upstream
 (Just before Stent)
 With Stent No.2 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 2 180° 15mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .

Der Nullpunkt im Stentmodel 2 wurde um 15mm in X-Richtung verschoben, da bei seinem eigentlichen Nullpunkt bereits der Stent begonnen hat und damit die Messwerte schlecht miteinander zu vergleichen sind. Wie sich erkennen lässt, sind beide Profile in Ausdehnung und Geschwindigkeit sehr ähnlich. Im nächsten Schritt sollen die beiden wirklichen Nullpunkte verglichen werden.

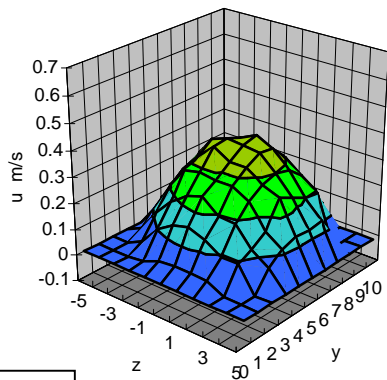
Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 0^\circ$



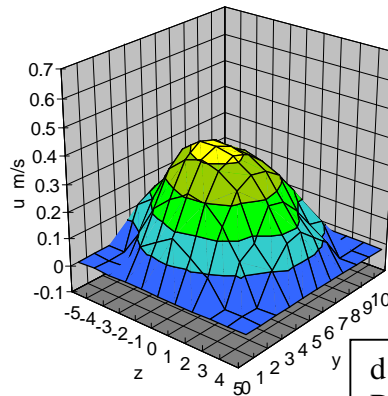
d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 With Stent No.2 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 2 (180°) zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .

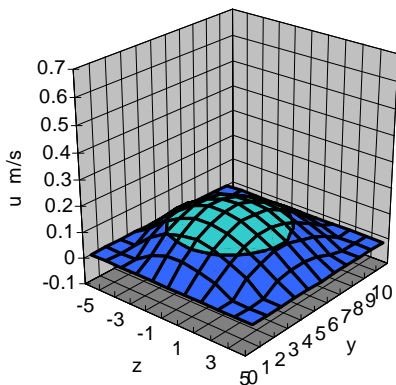


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

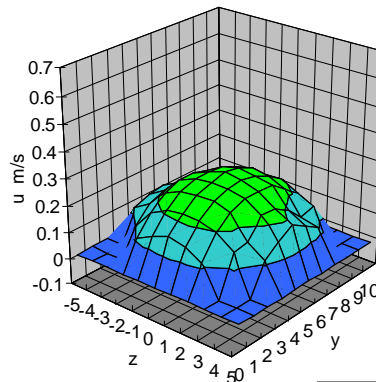


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 With Stent No.2 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 2 (180°) zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

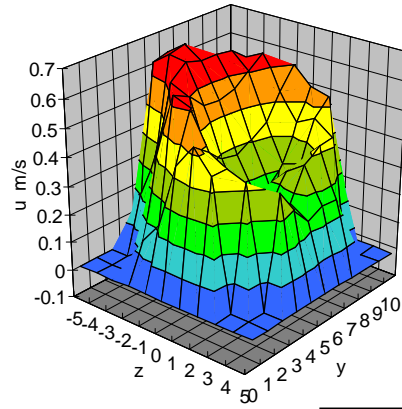
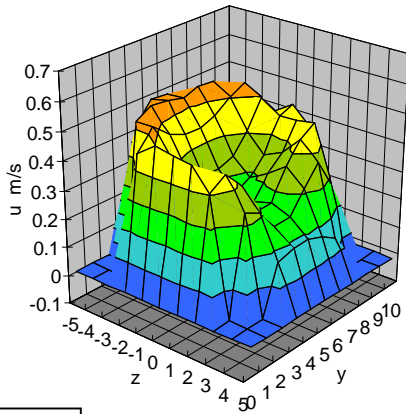


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 With Stent No.2 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 2 (180°) zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .

Zum wirklichen Messpunkt $\theta = 0^\circ$ lassen sich schon deutliche Unterschiede in beiden Profilen erkennen. Diese durch den Stent verursachten Veränderungen sind am einfachsten zum Zeitpunkt T=20 zu identifizieren. Hier ist die Geschwindigkeit im Stentmodel ca. 0,06 m/s schneller und das Flussprofil weist Abflachungen in Randnähe auf. Die Geschwindigkeitszunahme bleibt zu allen systolischen und diastolischen Messzeitpunkten bestehen, was die Ursache „Stent“ bestätigt.

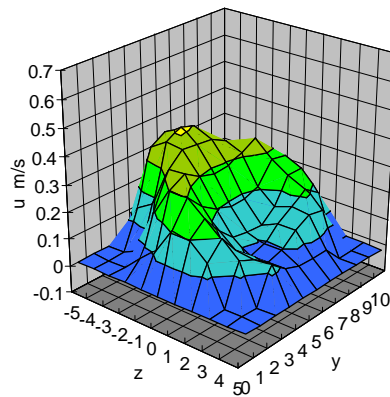
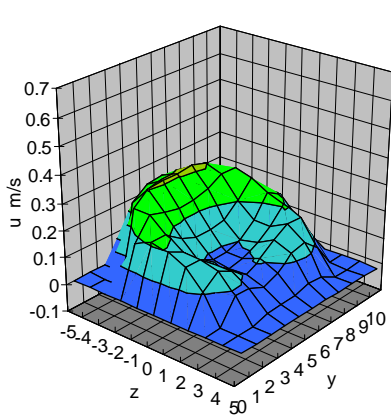
Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 90^\circ$



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 Without Stent

d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 With Stent No.2 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt $T = 20$ (links) und Stent 2 180° auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

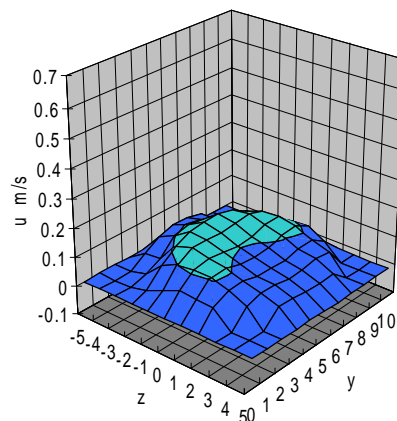
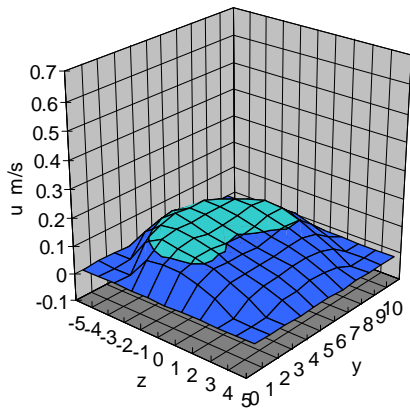


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 Without Stent

d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 With Stent No.2 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt $T = 30$ (links) und Stent 2 180° auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 Without Stent

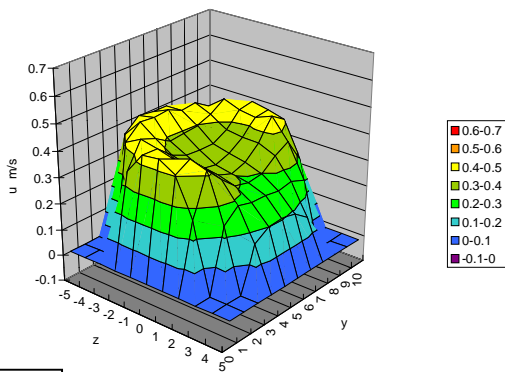


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 With Stent No.2 (180 deg.)

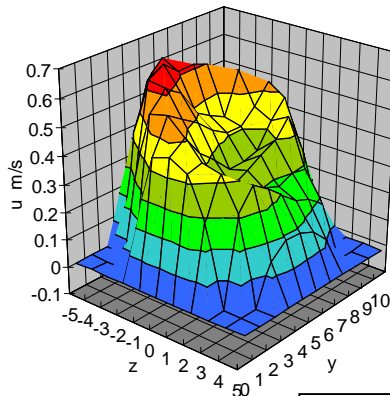
Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 2 180° auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

Auch in der 90° Messebene bleibt die Geschwindigkeit des Fluids im Vergleich zum Leermodell erhöht. Eine Querschnittsverengung, die durch den Stent verursacht wird, sorgt für einen deutlichen Anstieg des Strömungsgradienten. Dies lässt sich am besten an den systolischen Werten zum Zeitpunkt T=20 und T=30 erkennen.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 110^\circ$

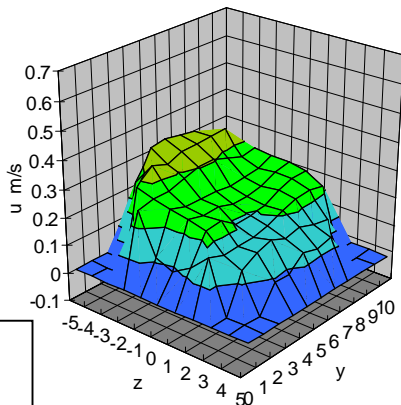


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 110 deg.
 Without Stent

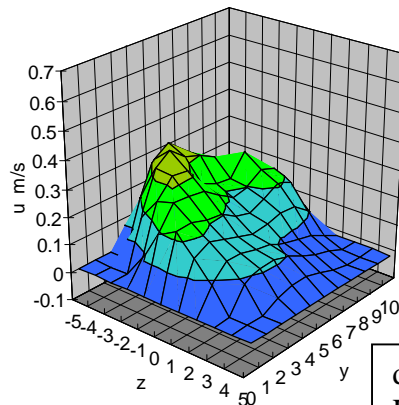


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 110 deg.
 With Stent No.2 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 110° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 2 180° auch an Position 110° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

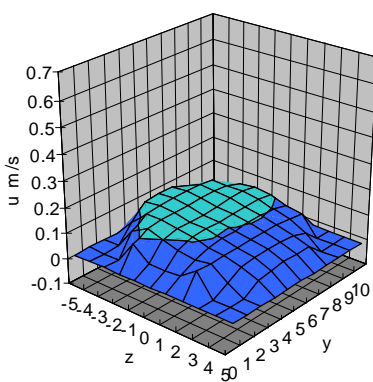


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 110 deg.
 Without Stent

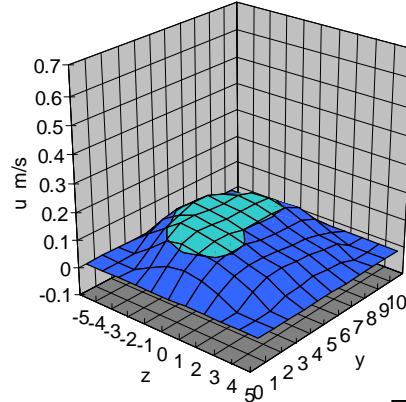


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 110 deg.
 With Stent No.2 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 110° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 2 180° auch an Position 110° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 110 deg.
 Without Stent



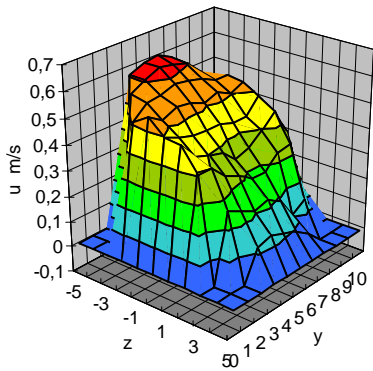
d = 6 mm
 Re = 220
 q = 110 deg.
 With Stent No.2 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 110° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 2 180° auch an Position 110° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

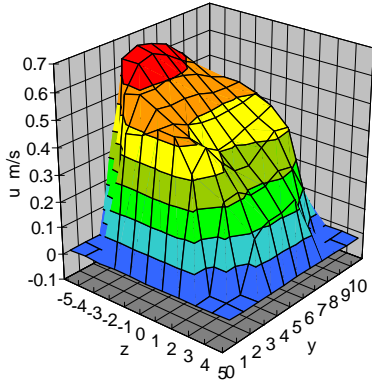
Das Flussprofil bei T=20 des Leermodells gleicht einem gleichmässigen Hufeisen, während das des Stentmodell stärkere Strömungsfuktuationen aufweist. Auch ist hier die Geschwindigkeit im Vergleich zum Leermodell um ca. 0,1 m/s höher. Allerdings verringert sich der Profilunterschied mit der Zeit, siehe T=70.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 180^\circ$

d = 6 mm
 Re = 220
 q = 180 deg.
 Without Stent

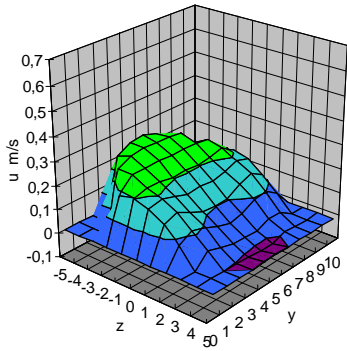


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 180 deg.
 With Stent No.2
 (180 deg.)

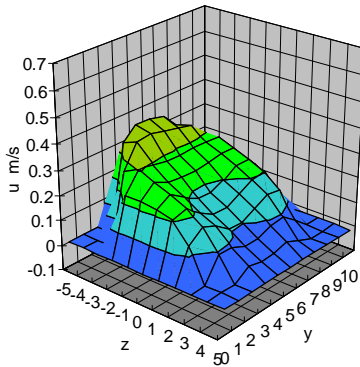


Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 180° zum Zeitpunkt $T = 20$ (links) und Stent 2 180° auch an Position 180° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

d = 6 mm
 Re = 220
 q = 180 deg.
 Without Stent

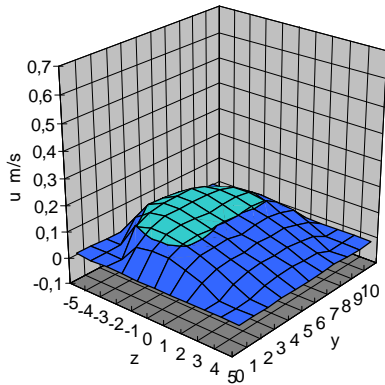


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 180 deg.
 With Stent No.2
 (180 deg.)

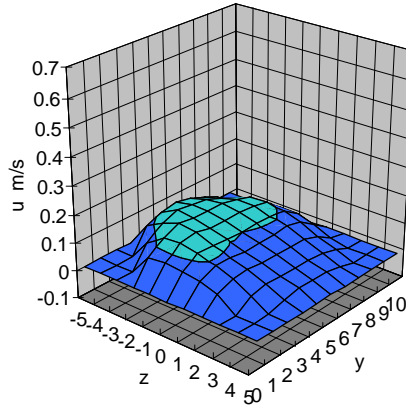


Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 180° zum Zeitpunkt $T = 30$ (links) und Stent 2 180° auch an Position 180° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 180 \text{ deg.}$
 Without
 Stent



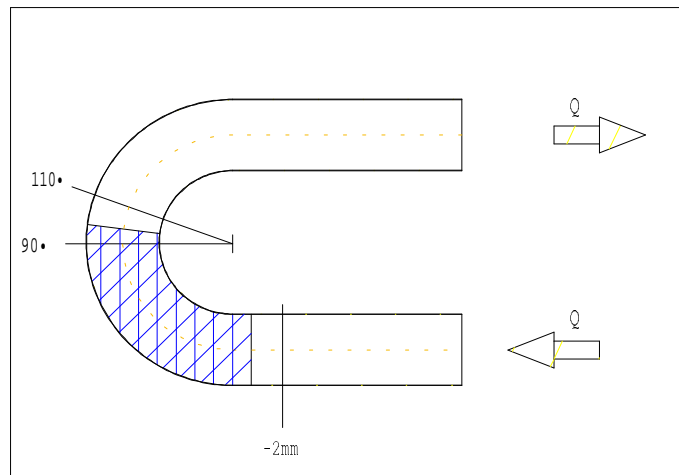
$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 180 \text{ deg.}$
 With Stent No.2
 (180 deg.)



Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 180° zum Zeitpunkt $T = 70$ (links) und Stent 2 180° auch an Position 180° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts)

Die Strömungsprofile beider U-Bögen ähneln sich recht stark, allerdings ist die Geschwindigkeit des Fluids in dem Stentmodell zum Zeitpunkt der Systole deutlich höher. (ca. 0,12 m/s). Zusätzlich gleichen sich die Geschwindigkeiten in Wandnähen zunehmend den Geschwindigkeiten der Rohrachse an. Dies ist besonders während der Diastole zu erkennen.

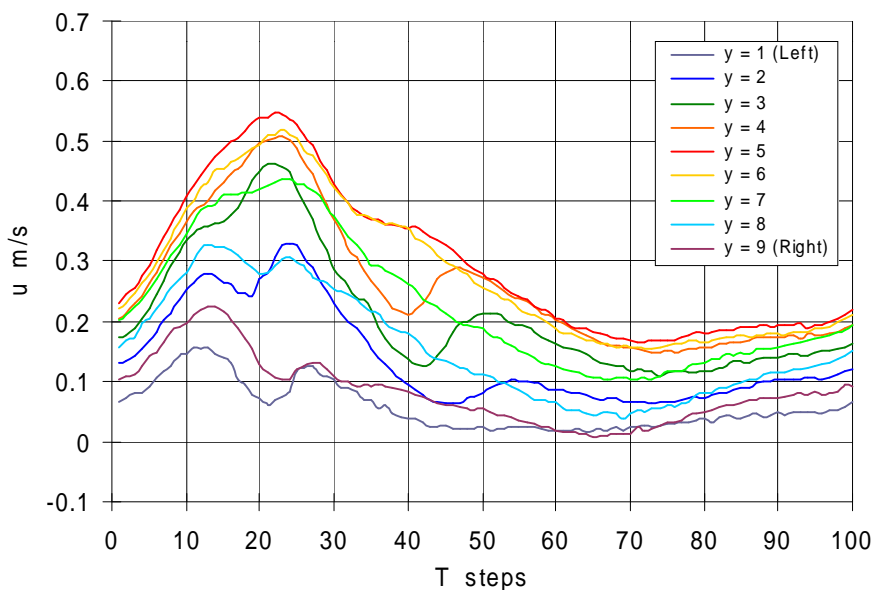
5.3 8mm Bogen mit Stent 3 ca. 90°



Self-X Stent, 8mm, ca. 90°

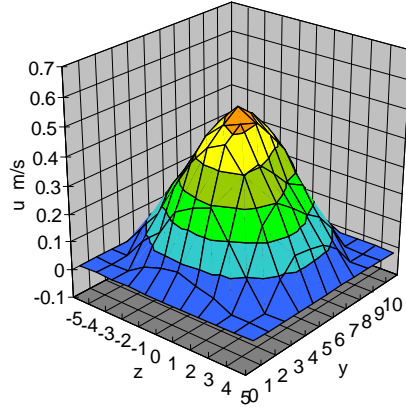
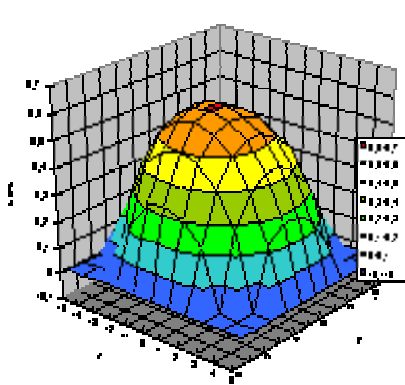
Die obige Grafik zeigt ebenfalls einen Silikonbogen mit einem Self-X Stent der Firma Jomed, 8mm mit ca. 90° Kurvenverlauf. Dieses Modell wird mit dem gleichen Lehrmodell wie Stent 1 und Stent 2 verglichen. Es gelten die gleichen Versuchsparameter. ($f = 70.0$ b.p.m; $Re = 220$; Carotid Curve)

Es werden zwei Zeitpunkte der Systole $T = 20$ und $T = 30$ sowie, ein Punkt der Diastole $T = 70$ zwischen den einzelnen Modellen verglichen.



Hier wird die Geschwindigkeitsverteilung entlang der Y-Achse während Systole und der Diastole kurz vor dem Eintritt in den Stent gezeigt.

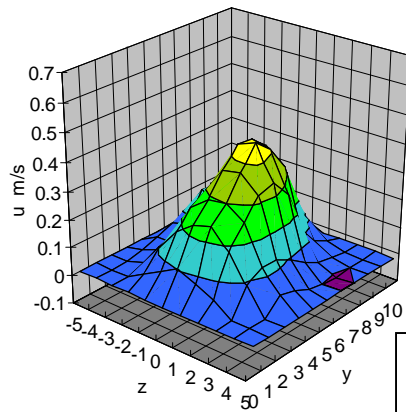
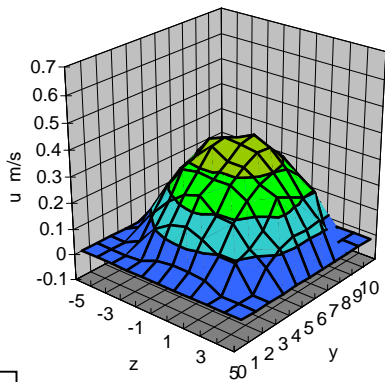
Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 0^\circ$ (4mm) noch vor dem Stent



d = 6 mm
Re = 220
q = 0 deg.
Without Stent

d = 8 mm
Re = 220
-4 mm Upstream
(just before Stent)
With Stent No.3 (90 deg.)

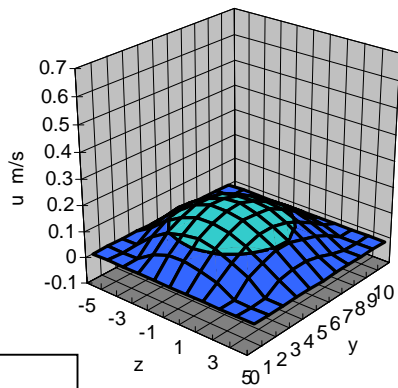
Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 3 (90°) 4 mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .



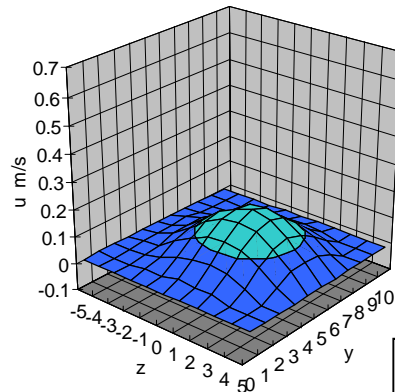
d = 6 mm
Re = 220
q = 0 deg.
Without Stent

d = 8 mm
Re = 220
-4 mm Upstream
(Just before Stent)
With Stent No.3 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 3 (90°) 4 mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

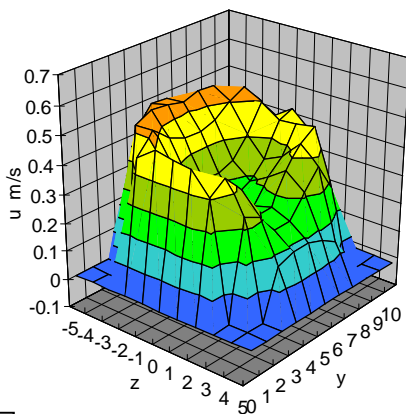


d = 8 mm
 Re = 220
 -4 mm Upstream
 (Just before Stent)
 With Stent No.3 (90 deg.)

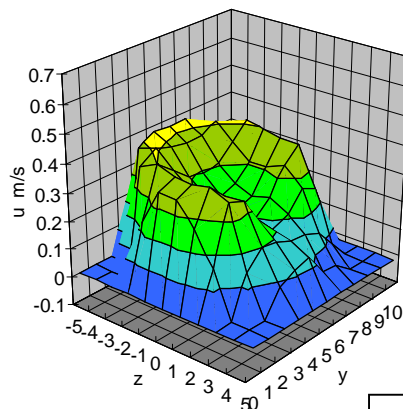
Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 3 (90°) 4 mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .

Der Nullpunkt im Stentmodell 3 wurde um 4mm in X-Richtung verschoben, da bei seinem eigentlichen Nullpunkt bereits der Stent begonnen hat und damit die Messwerte schlecht miteinander zu vergleichen sind. Die Flussgeschwindigkeit in dem 8mm Bogen ist auf Grund des grösserern Querschnitts langsamer als in dem 6mm Bogen. Das schmale Flussprofil hängt mit Konnektionsproblemen zwischen Einflussrohr und Modell zusammen.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 90^\circ$



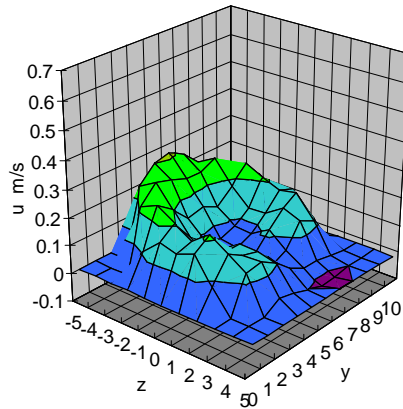
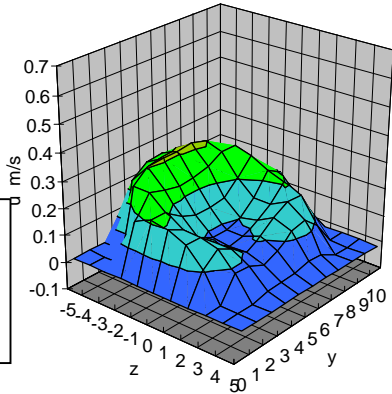
d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 Without Stent



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 With Stent No.3 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 3 (90°) auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

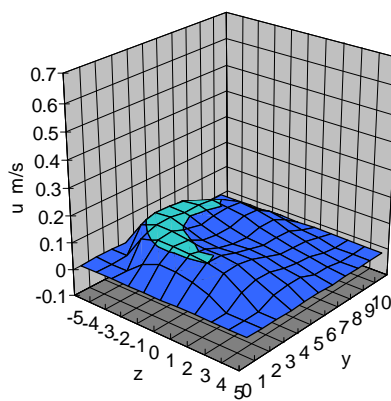
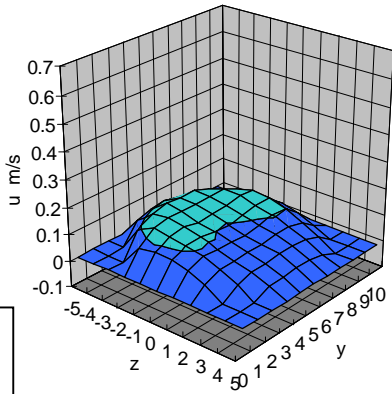
d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 Without Stent



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 With Stent No.3 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 3 (90°) auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 Without Stent



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 With Stent No.3 (90 deg.)

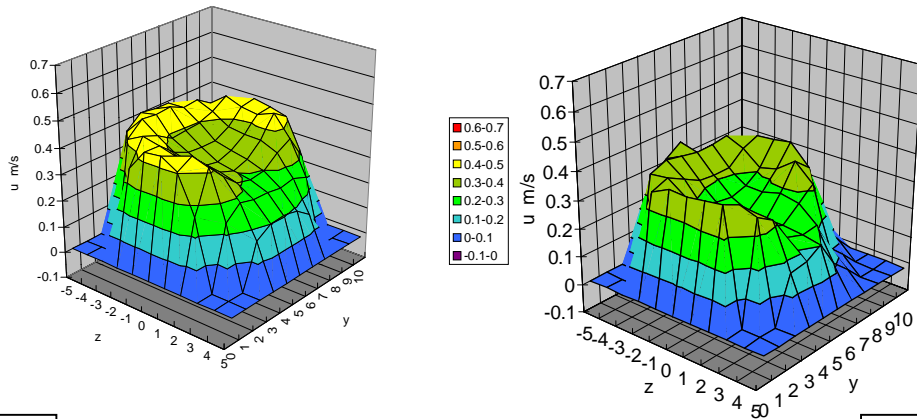
Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 3 (90°) auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

In der 90° Messebene sind bei dem Stentmodell mit 8mm Ø kaum Störungen durch den Stent im Vergleich zum 6mm 90° Stentmodell zu erkennen. Das hängt damit zusammen, dass bei größeren Gefäßdurchmessern der Stent weniger Einfluss auf Störungen im Flussprofil hat. Zum Zeitpunkt T=20 zeigt das Vergleichsmodell ein sehr schönes hufeisenförmiges Flussprofil. Zum Zeitpunkt T=30 lässt sich ein kleiner negativer Bereich an der Gefäßinnenwand nachweisen.

Das Flussprofil bei T=20 des Leermodells gleicht einem gleichmäßigen Hufeisen, während das des Stentmodell stärkere Strömungsfluktuationen aufweist. Auch ist hier die Geschwindigkeit

im Vergleich zum Leermodell um ca. 0,1 m/s niedriger. Allerdings verringert sich der Profilverunterschied mit der Zeit, siehe T=70.

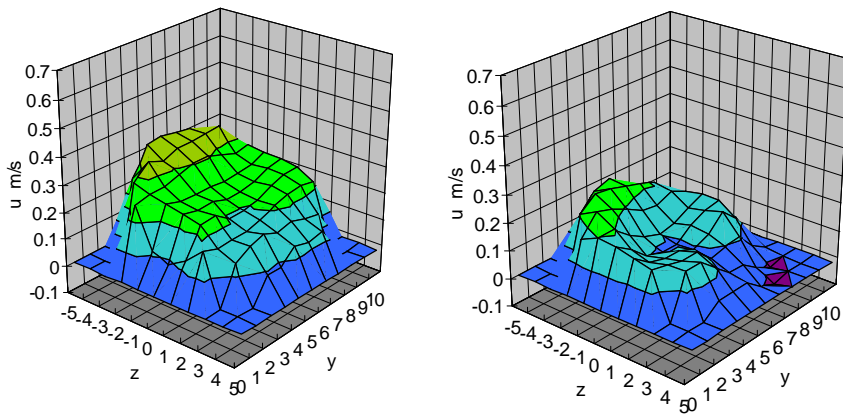
Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 110^\circ$



$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 110 \text{ deg.}$
 Without Stent

$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 110 \text{ deg.}$
 With Stent No.3 (90 deg.)

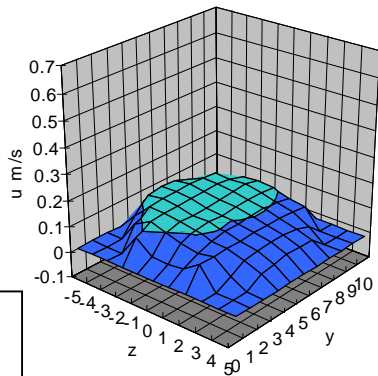
Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 110° zum Zeitpunkt $T = 20$ (links) und Stent 3 (90°) auch an Position 110° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .



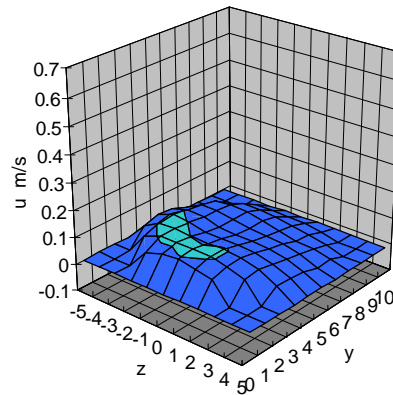
$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 110 \text{ deg.}$
 Without Stent

$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 110 \text{ deg.}$
 With Stent No.3 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 110° zum Zeitpunkt $T = 30$ (links) und Stent 3 (90°) auch an Position 110° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 110 deg.
 Without Stent

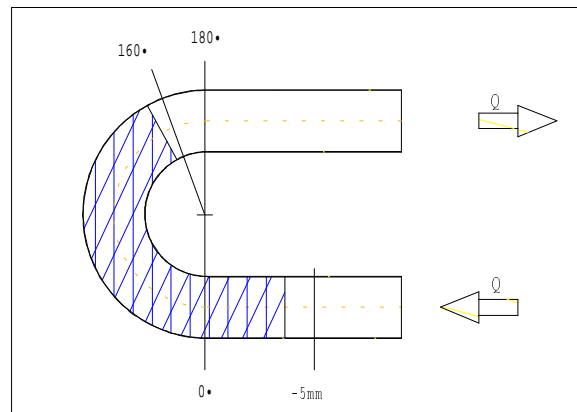


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 110 deg.
 With Stent No.3 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 110° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 3 (90°) auch an Position 110° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

Dieser Querschnitt befindet sich unmittelbar nach dem Stentende. Trotz einer langsameren Flussgeschwindigkeit im Vergleich zum Leermodell lassen sich einige Geschwindigkeitsschwankungen auf Grund der plötzlichen Querschnittserweiterung messen. Die negative Geschwindigkeit zum Zeitpunkt T=30 ist wie bei der 90° Position auf eine unpräzise Implantation zurückzuführen.(siehe Kap. 5.7.6)

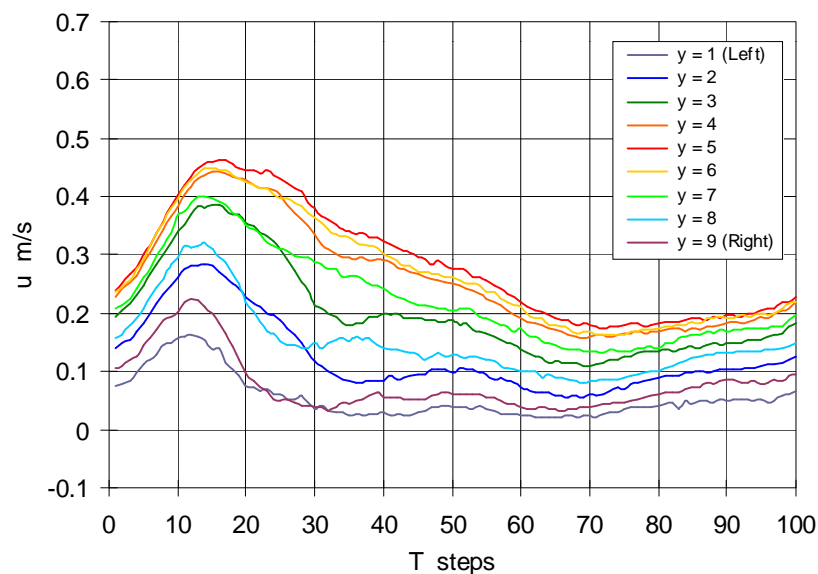
5.4 8mm Bogen mit Stent 4 ca. 180°



Self-X Stent, 8mm, ca. 160°

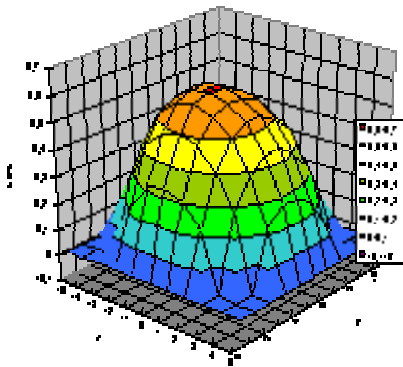
Die obige Grafik zeigt ebenfalls einen Silikonbogen mit einem Self-X Stent der Firma Jomed, 8mm mit ca. 160° Kurvenverlauf. Dieses Modell wird mit dem gleichen Lehrmodell wie die anderen Modelle verglichen. Es gelten die gleichen Versuchsparameter ($f = 62.8$ b.p.m; $Re = 220$; Carotid Curve).

Es werden zwei Zeitpunkte der Systole $T = 20$ und $T = 30$ sowie ein Punkt der Diastole $T = 70$ zwischen den einzelnen Modellen verglichen.

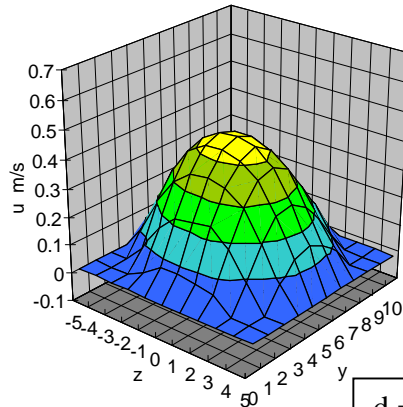


Hier wird die Geschwindigkeitsverteilung entlang der Y-Achse während Systole und der Diastole kurz vor dem Eintritt in den Stent gezeigt.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 0^\circ$ (17mm) noch vor dem Stent

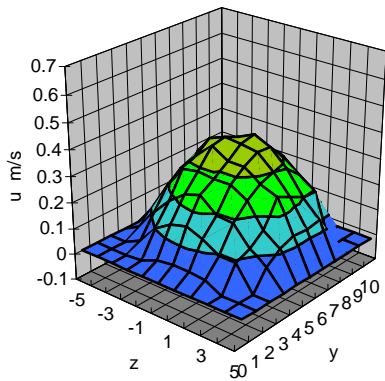


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

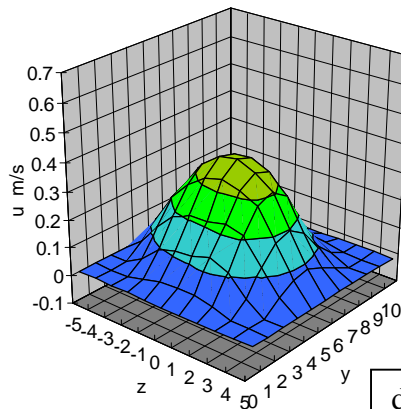


d = 8 mm
 Re = 220
 -17 mm Upstream
 (Just before Stent)
 With Stent No.4 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 4 (180°) 17 mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .

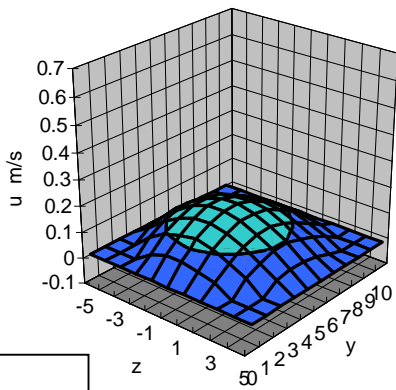


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

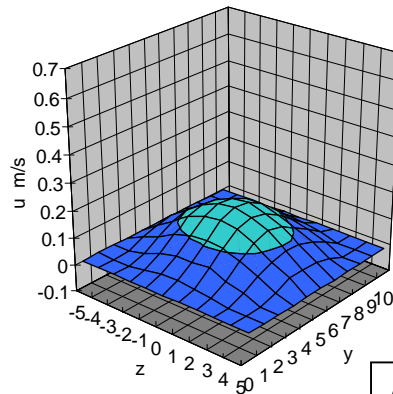


d = 8 mm
 Re = 220
 -17 mm Upstream
 (Just before Stent)
 With Stent No.4 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 4 (180°) 17 mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

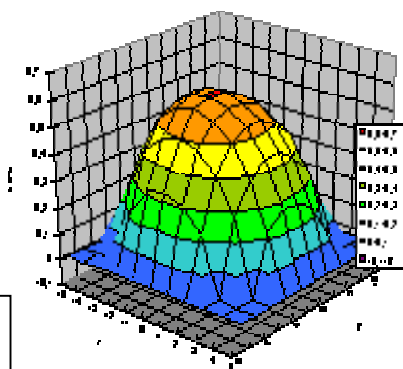


d = 8 mm
 Re = 220
 -17 mm Upstream
 (Just before Stent)
 With Stent No.4 (180 deg.)

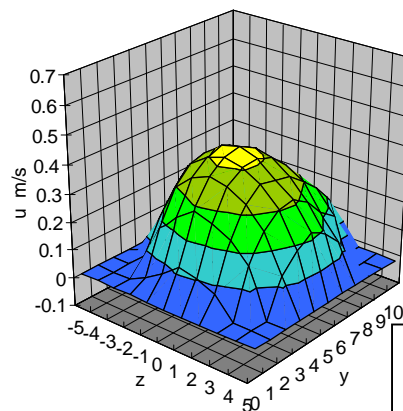
Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt $T = 70$ (links) und Stent 4 180° 17 mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .

Der Nullpunkt im Stentmodell 4 wurde um 17mm in X-Richtung verschoben, da bei seinem eigentlichen Nullpunkt bereits der Stent begonnen hat und damit die Messwerte schlecht miteinander zu vergleichen sind. Wie sich erkennen lässt, sind beide Profile in Ausdehnung ähnlich, doch weisen sie Unterschiede in der Geschwindigkeit auf, was auf die Querschnittsdifferenz zurückzuführen ist. Im nächsten Schritt werden die beiden wirklichen Nullpunkte verglichen.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 0^\circ$

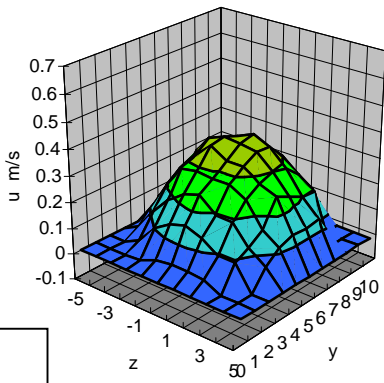


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

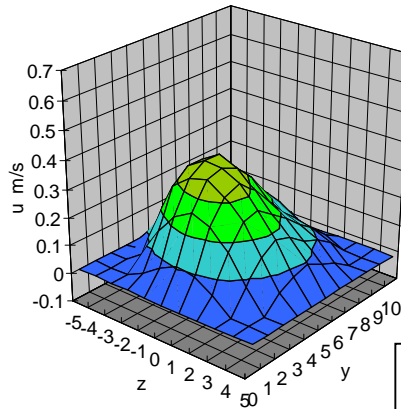


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 With Stent No.4 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt $T = 20$ (links) und Stent 4 (180°) zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .

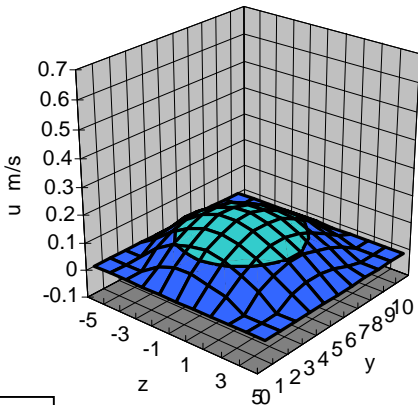


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

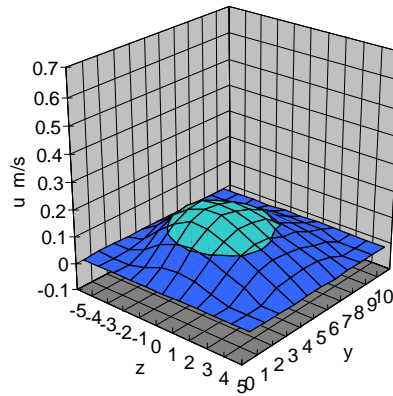


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 With Stent No.4 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 4 (180°) zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

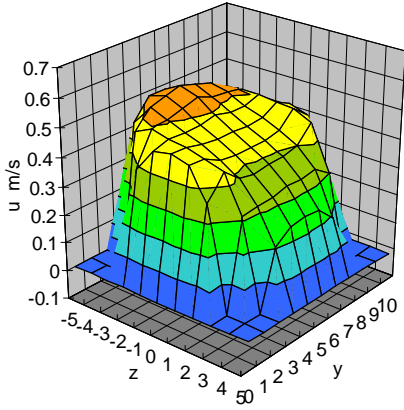


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 With Stent No.4 (180 deg.)

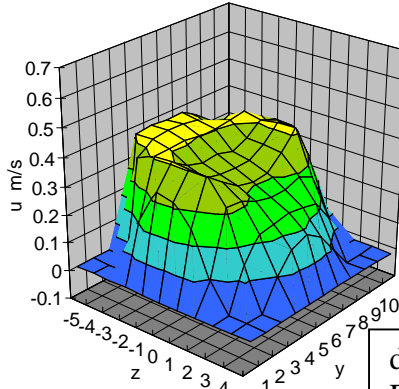
Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 4 (180°) zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .

Es lassen sich keine Störungen identifizieren.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 160^\circ$

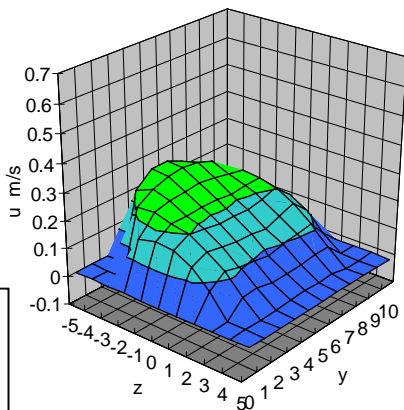


$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 160 \text{ deg.}$
 Without Stent

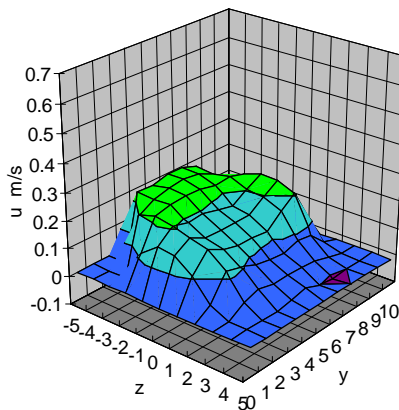


$d = 8 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 160 \text{ deg.}$
 With Stent No.4 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 160° zum Zeitpunkt $T = 20$ (links) und Stent 4 (180°) auch an Position 160° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

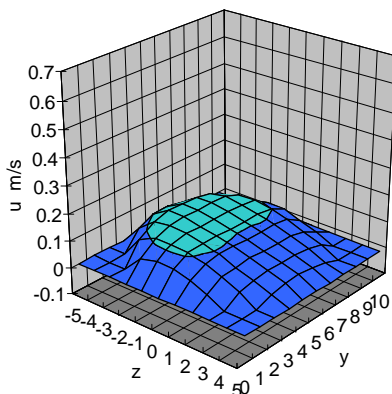


$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 160 \text{ deg.}$
 Without Stent

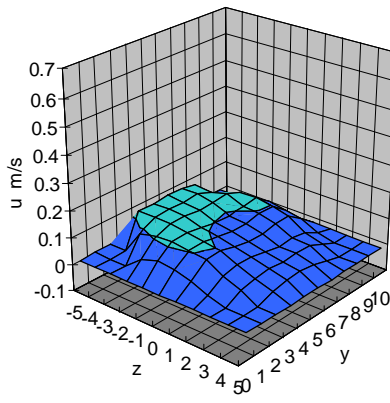


$d = 8 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 160 \text{ deg.}$
 With Stent No.4 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 160° zum Zeitpunkt $T = 30$ (links) und Stent 4 (180°) auch an Position 160° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .



$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 160 \text{ deg.}$
 Without Stent



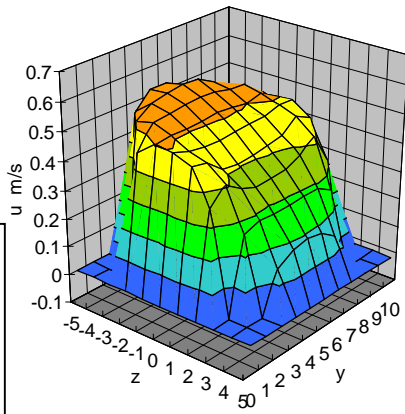
$d = 8 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 160 \text{ deg.}$
 With Stent No.4 (180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 160° zum Zeitpunkt $T = 70$ (links) und Stent 4 (180°) auch an Position 160° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

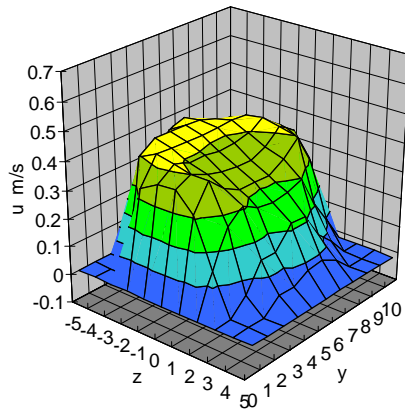
Beim Querschnitt 160° lässt sich lediglich eine negative Strömung zum Zeitpunkt $T=30$ nachweisen. Ansonsten lassen sich keine Störungen nachweisen.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 180$

$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 180 \text{ deg.}$
 Without Stent

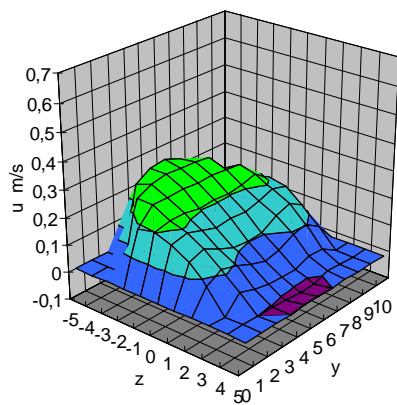


$d = 8 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 180 \text{ deg.}$
 With Stent No.4
 (180 deg.)

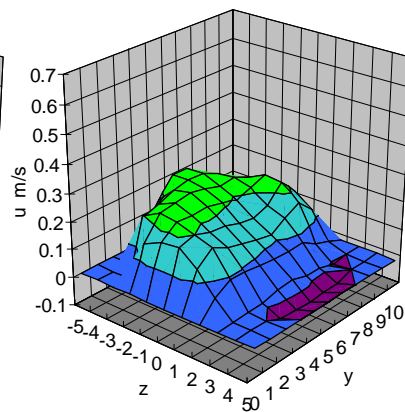


Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 180° zum Zeitpunkt $T = 20$ (links) und Stent 4 (180°) auch an Position 180° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 180 \text{ deg.}$
 Without Stent

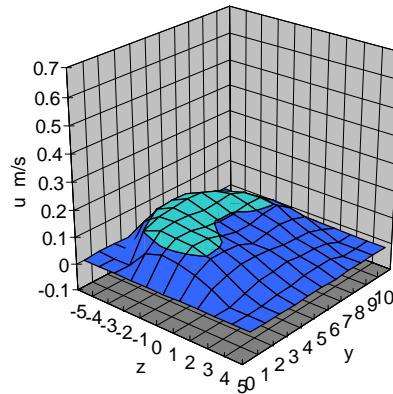
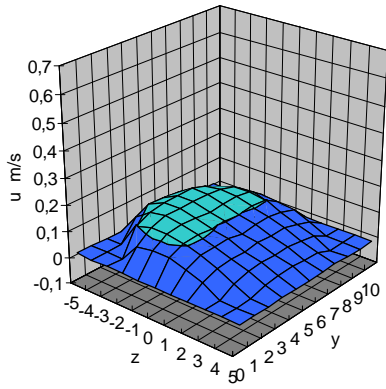


$d = 8 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 180 \text{ deg.}$
 With Stent No.4
 (180 deg.)



Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 180° zum Zeitpunkt $T = 30$ (links) und Stent 2 (180°) auch an Position 180° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

d = 6 mm
Re = 220
q = 180 deg.
Without
Stent

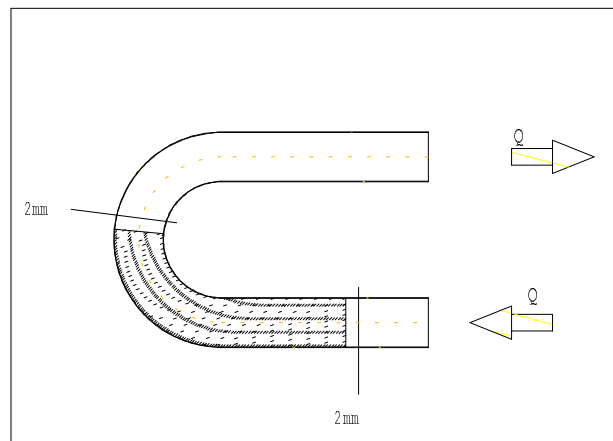


d = 8 mm
Re = 220
q = 180 deg.
With Stent No.4
(180 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 180° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 2 180° auch an Position 180° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts)

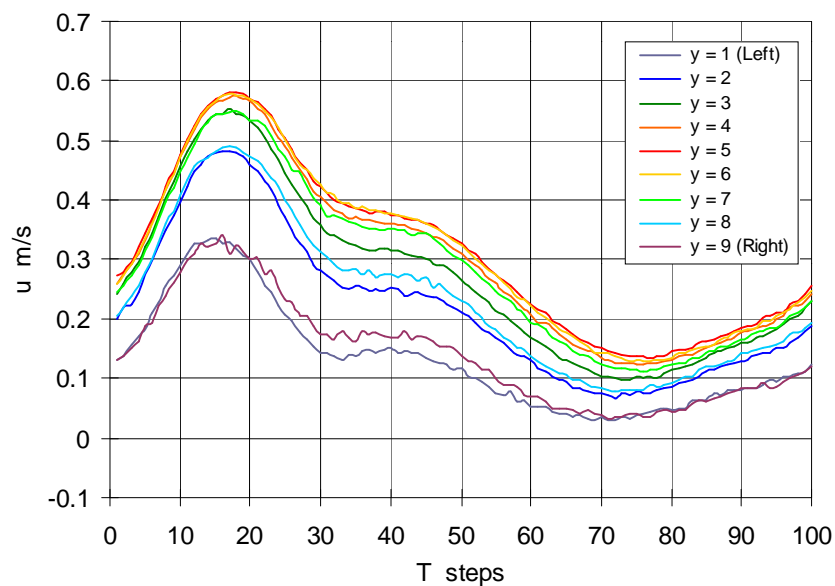
Weiterhin zeigt das Vergleichsmodell keine neuen Störungen im Fluss, doch bleibt die negative Strömung in T=30 auch bei dem Querschnitt 180° bestehen.

5.5 6mm Bogen mit Stent 5 ca. 90°



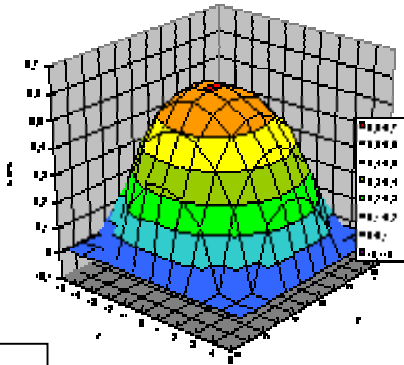
Covered Stent, 6mm, ca. 90°

Die obige Grafik zeigt ebenfalls einen Silikonbogen mit einem Covered Stent der Firma Jomed, 6 mm mit ca. 90° Kurvenverlauf. Dieses Modell wird mit dem gleichen Lehrmodell verglichen. Es gelten die gleichen Versuchsparameter. ($f = 70.0$ b.p.m; $Re = 220$; Carotid Curve) Zwei Zeitpunkte der Systole $T = 20$ und $T = 30$ sowie ein Punkt der Diastole $T = 70$ werden zwischen den einzelnen Modellen verglichen.

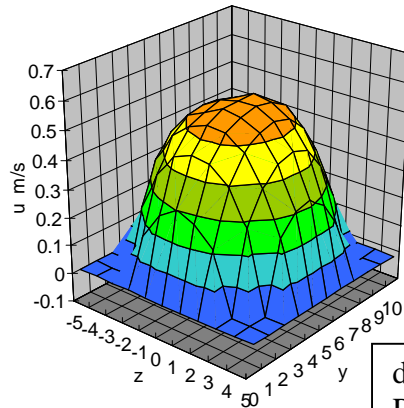


Hier wird die Geschwindigkeitsverteilung entlang der Y-Achse während Systole und der Diastole kurz vor dem Eintritt in den Stent gezeigt.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 0^\circ$ (30 mm) noch vor dem Stent

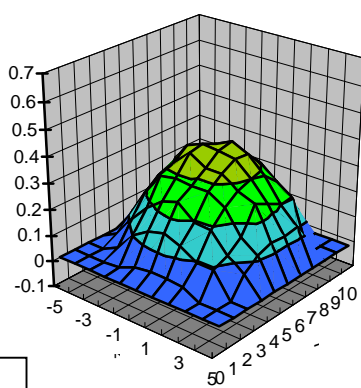


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

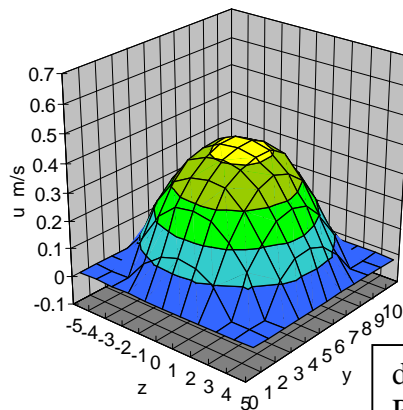


d = 6 mm
 Re = 220
 -30 mm Upstream
 (Just before Stent)
 With Stent No.5 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 3 (90°) 30 mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .

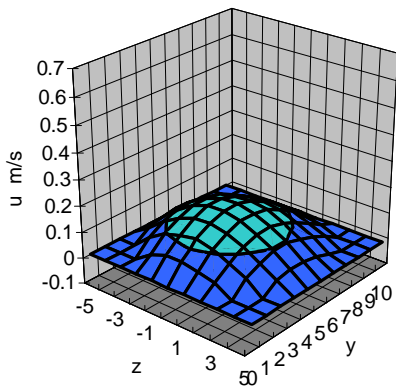


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 0 deg.
 Without Stent

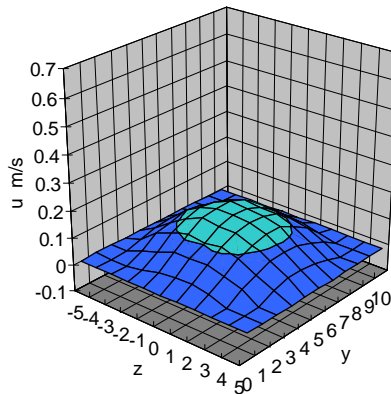


d = 6 mm
 Re = 220
 -30 mm Upstream
 (Just before Stent)
 With Stent No.5 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 3 (90°) 30 mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .



$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 0 \text{ deg.}$
 Without Stent

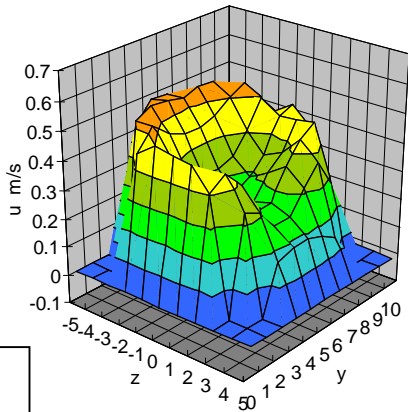


$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 -30 mm Upstream
 (Just before Stent)
 With Stent No.5 (90 deg.)

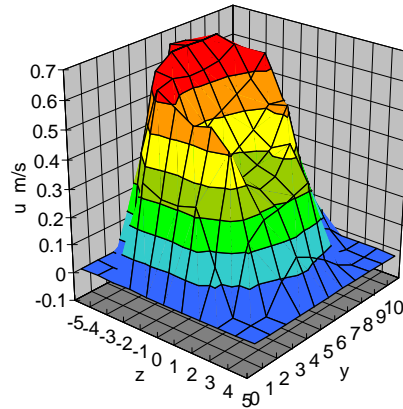
Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt $T = 70$ (links) und Stent 3 (90°) 4 mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .

Bei den sogenannten „Covered Stents“ der Firma Jomed ist es nicht möglich mit dem vorliegenden Versuchsaufbau Messungen innerhalb des Stents durchzuführen, da die Ummantelung des Stents ein Durchdringen des Laserstrahls unmöglich macht. Um einen ungefähren Eindruck zu erhalten wurde vor und hinter dem Stent eine Messung vorgenommen. Strömungsveränderungen innerhalb des Stents sind messtechnisch nicht erfassbar. Am Stentmodel 5 wurde ein Nullpunkt 30 mm in X-Richtung vor dem wirklichen Nullpunkt definiert, da unmittelbar später bereits der Stent beginnt. Die Verlegung des Nullpunktes hat auf das Flussprofil vor Beginn des Stents keinen Einfluss, da das Zulauf-Rohr dementsprechend verlängert wurde, so dass immer eine 40 cm lange Einlauf-Strecke garantiert ist. Aus diesem Grund erhält man an dem Nullpunkt des Stent 5 identische Ergebnisse und Profile wie bei dem Leermodel, sowohl in der Systole als auch während der Diastole.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 90^\circ$

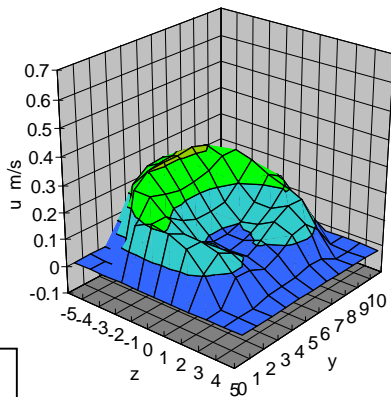


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 Without Stent

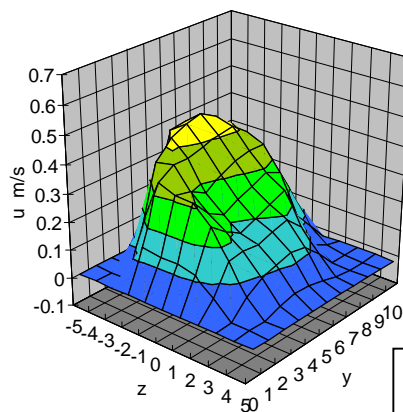


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 With Stent No.5 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 3 (90°) auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

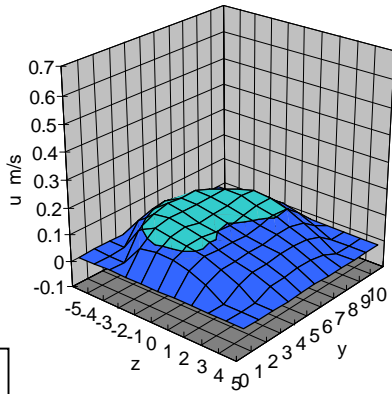


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 Without Stent

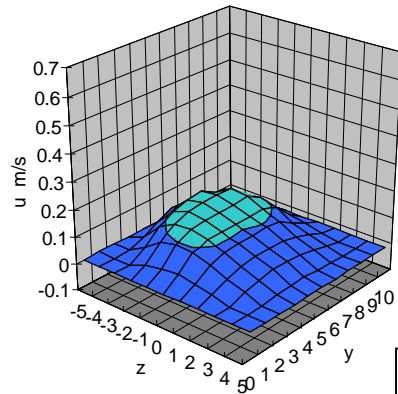


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 With Stent No.5 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 3 (90°) auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .



d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 Without Stent



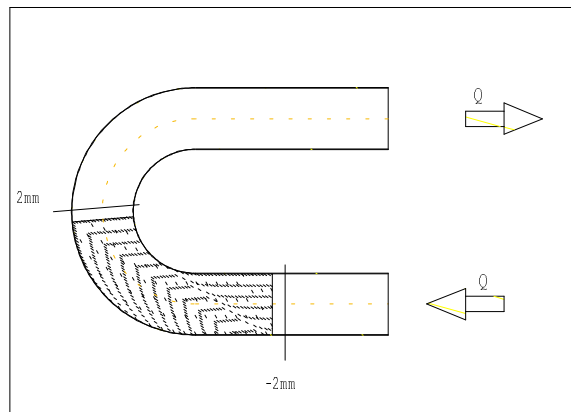
d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 With Stent No.5 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt T = 70 (links) und Stent 3 (90°) auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

In der 90° Messebene sind bei dem Stentmodell mit 6mm Ø deutlich erhöhte Geschwindigkeiten im Vergleich zum Leermodell festzustellen. Dennoch lassen sich kaum Turbulenzen oder Störungen , eventuell zu Zeitpunkt T=20, nachweisen.

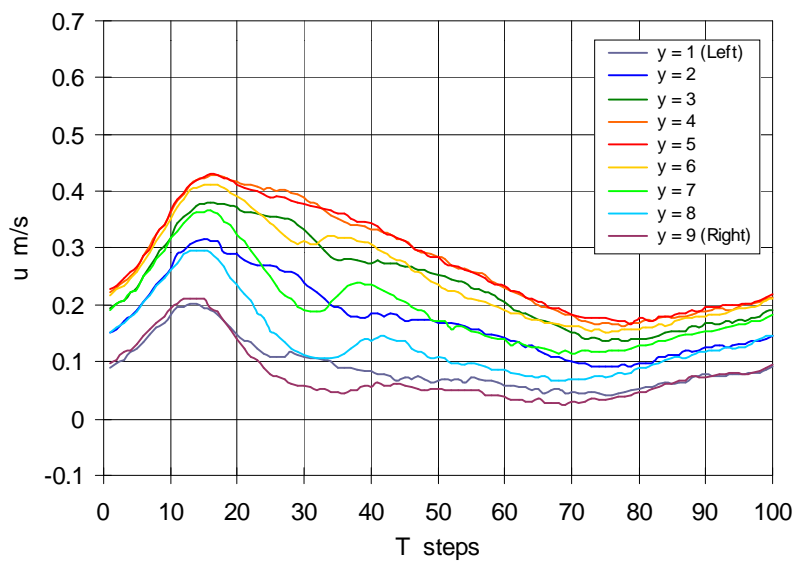
Das Flussprofil bei T=20 des Leermodells gleicht einem gleichmäßigen Hufeisen, während das des Stentmodell stärkere Strömungsfluktuationen aufweist und deshalb in die Länge gezogen wirkt. Ebenfalls ist die Geschwindigkeit des Fluids im Stentmodell zum Zeitpunkt T=20 um ca. 0,1 m/s höher doch gleicht sich der Profilunterschied bis zum Zeitpunkt T=70 dem des Leermodells nahezu wieder an.

5.6 8mm U- Bogen mit Stent 6 ca. 90°



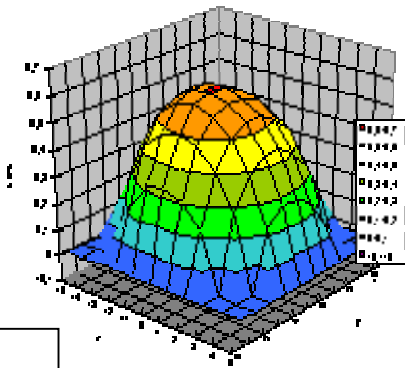
Covered Stent, 8mm, ca. 90°

Die obige Grafik zeigt ebenfalls einen Silikonbogen mit einem Covered Stent der Firma Jomed, 8 mm mit ca. 90° Kurvenverlauf. Dieses Modell wird mit dem gleichen Lehrmodell verglichen. Es gelten die gleichen Versuchsparameter ($f = 62.8$ b.p.m; $Re = 220$; Carotid Curve). Zwei Zeitpunkte der Systole $T = 20$ und $T = 30$ sowie ein Punkt der Diastole $T = 70$ werden zwischen den einzelnen Modellen verglichen.

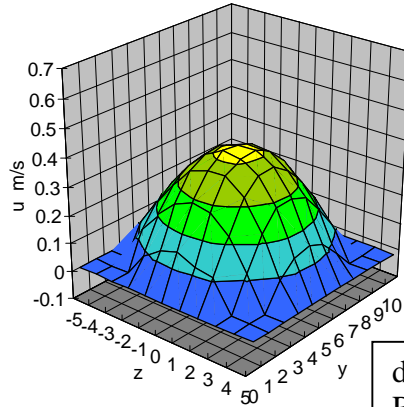


Hier wird die Geschwindigkeitsverteilung entlang der Y-Achse während Systole und der Diastole kurz vor dem Eintritt in den Stent gezeigt.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 0^\circ$ (15 mm) noch vor dem Stent

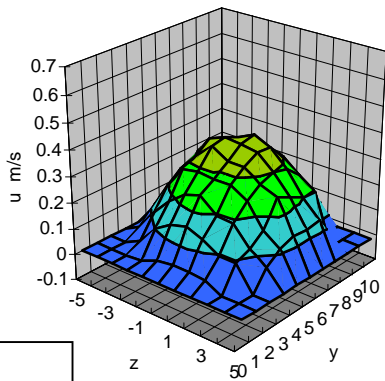


d = 6 mm
Re = 220
q = 0 deg.
Without Stent

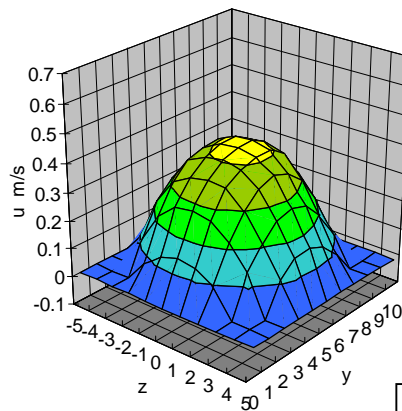


d = 8 mm
Re = 220
-2 mm Upstream
(Just before Stent)
With Stent No.6 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 3 (90°) 30 mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .

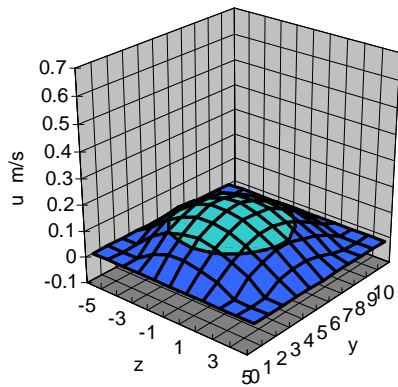


d = 6 mm
Re = 220
q = 0 deg.
Without Stent

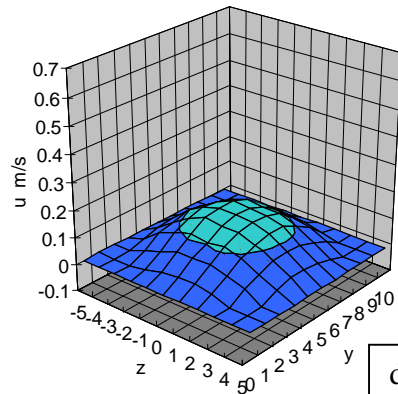


d = 8 mm
Re = 220
-2 mm Upstream
(Just before Stent)
With Stent No.6 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 3 (90°) 30 mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .



$d = 6 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 $q = 0 \text{ deg.}$
 Without Stent

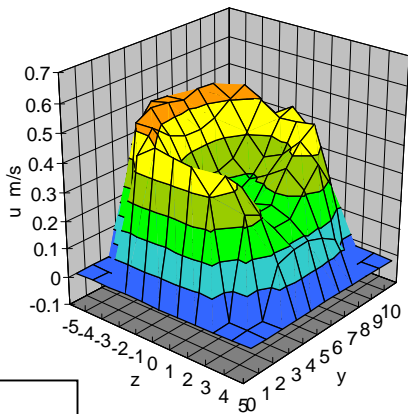


$d = 8 \text{ mm}$
 $Re = 220$
 -2 mm Upstream
 (Just before Stent)
 With Stent No.6 (90 deg.)

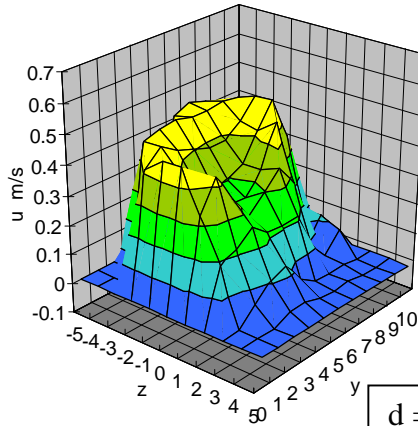
Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 0° zum Zeitpunkt $T = 70$ (links) und Stent 3 (90°) 4 mm vor dem eigentlichen Nullpunkt zum gleichen Zeitpunkt (rechts) .

Am Stentmodell 6 wurde ein Nullpunkt 2 mm in X-Richtung vor dem wirklichen Nullpunkt definiert, da unmittelbar später bereits der Stent beginnt. Die Verlegung des Nullpunktes hat auf das Flussprofil vor Beginn des Stents keinen Einfluss, da das Zulauf-Rohr wie bei Model Nr. 5 dementsprechend verlängert wurde, so dass immer eine 40 cm lange Einlauf-Strecke garantiert ist. In diesem Fall unterscheiden sich jedoch die gemessenen Flussprofile wegen des unterschiedlichen Durchmessers. Die Strömung im 8mm Model ist langsamer und weist weniger ersichtliche Turbulenzen auf.

Vergleich der Geschwindigkeitsprofile bei $\theta = 90^\circ$

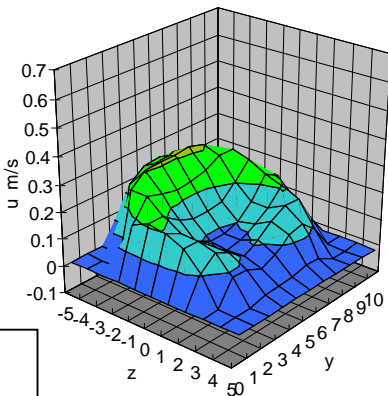


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 Without Stent

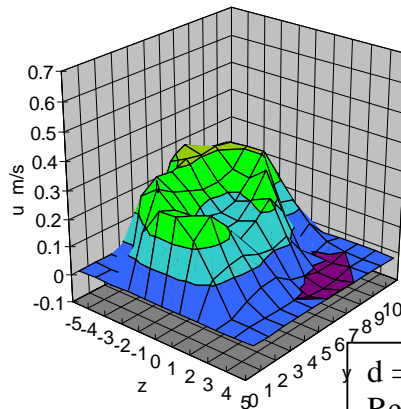


d = 8 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 With Stent No.6 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt T = 20 (links) und Stent 3 (90°) auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

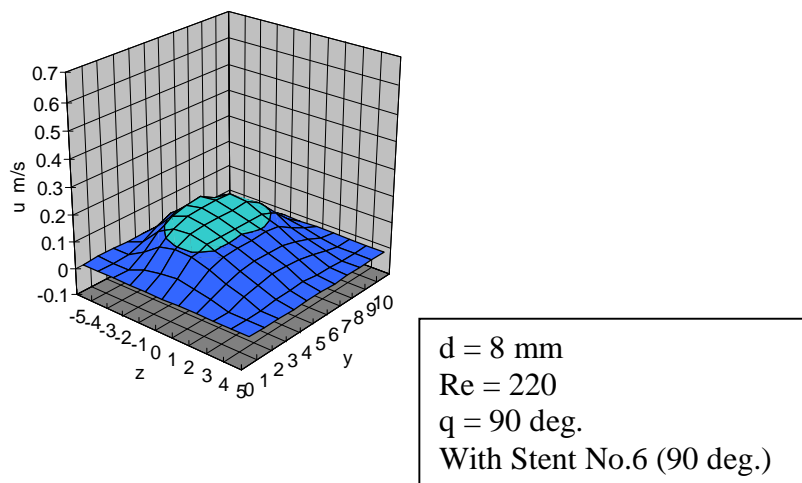
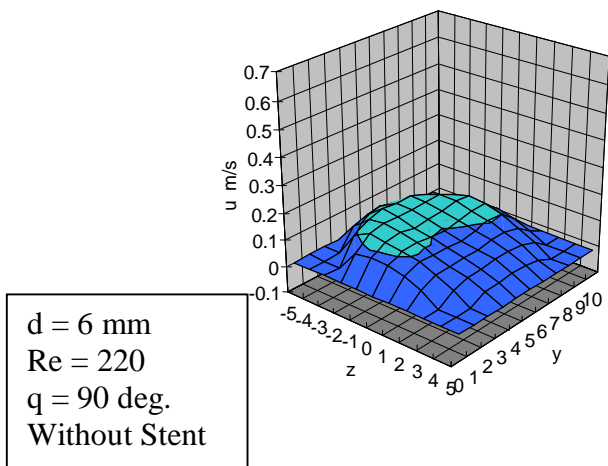


d = 6 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 Without Stent



d = 8 mm
 Re = 220
 q = 90 deg.
 With Stent No.6 (90 deg.)

Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt T = 30 (links) und Stent 3 (90°) auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .



Geschwindigkeitsprofile des Lehrmodells beim Querschnitt Position 90° zum Zeitpunkt $T = 70$ (links) und Stent 3 (90°) auch an Position 90° zum gleichen Zeitpunkt. (rechts) .

In der 90° Messebene sind bei dem Stentmodell mit 8mm \varnothing kaum Störungen durch den Stent im Vergleich zum 6mm 90° Stentmodell zu erkennen. Das hängt damit zusammen, dass bei größeren Gefäßdurchmessern der Stent weniger Einfluss auf Störungen im Flussprofil hat. Zum Zeitpunkt $T=20$ zeigt das Vergleichsmodell ein sehr schönes hufeisenförmiges Flussprofil. Zum Zeitpunkt $T=30$ lässt sich ein kleiner negativer Bereich an der Gefäßinnenwand nachweisen.

5.7 Zusammenfassung der Ergebnisse

In dieser Studie wurden verschieden positionierte Stents mit unterschiedlicher Länge der Firma Jomed hinsichtlich ihres Einflusses auf das Fließverhalten des Fluids in einem 180° Bogen untersucht. Entscheidend ist die richtige Positionierung des Drahtgeflechtes in dem künstlichen Gefäss. Darüber hinaus ist die richtige Wahl des Durchmesser und ebenso die Länge des Stents in Bezug zu dem Gefäss essentiell. Ein zu klein gewählter Stent bleibt nicht an der gewünschten Stelle haften und rutscht zurück bzw. wird nach kranial verschoben mit konsekutiven Störungen der hämodynamischen Fliesseigenschaften des Fluids bzw. Blutes. Sollte das Maschendrahtgitter des Stents nicht auf seiner ganzen Länge mit dem Gefässendothel verbunden sein, würde das ebenfalls neue Turbulenzen in dem Gefäss provozieren. Zum einen muss der Stent stabil genug sein, um das Lumen des Gefässes offen zu halten, zum anderen darf das Gitter des Stent nicht zu steif sein, da der Stent sonst nicht in der Lage wäre dem Kurvenverlauf des Gefäss zu folgen, ohne Ausbuchtungen in axialer Richtung zu verursachen durch den Wunsch sich zu begradigen.

Zur Erforschung des Verhaltens eines Stents in einem 180° Bogen wurde ein Laser Doppler-Anemometer verwendet, mit dem das berührungslose Messen von Geschwindigkeiten möglich ist.

Für die einzelnen Modelle ergaben sich folgende Ergebnisse:

5.7.1 Stent I

Der Stent I hat einen Durchmesser von 6mm und passt sich damit gut dem Innendurchmesser des Gefässes an. Unmittelbar vor dem Stent gleicht das Flussprofil dem des Leermodells also ein parabolisches Profil. Innerhalb des Stents wird, im Vergleich zum Leermodell, das Strömungsprofil leicht abgeflacht hervorgerufen durch die dominierende Querschnittsänderung durch den Stent. Bedingt durch den Krümmer bildet sich ein hufeisenförmiges Strömungsprofil aus, welches zum Vergleichsmodell leichte Verwirbelungen an der Aussenseite des Bogens aufweist ($q=70^\circ$), was auf das Maschendrahtgitter des Stents zurückzuführen ist. Dies wird besonders deutlich während der Systolenphase, Die

Geschwindigkeitsschwankungen und Verwirbelungen werden noch weiter verstärkt am Querschnitt $q=90^\circ$. Während der Diastole wird frühzeitig eine Angleichung der Verwirbelungen registriert, da durch die niedrige Geschwindigkeit des Fluids Störungen nicht so stark ins Gewicht fallen. In der Ausflussbahn stellt sich dann wieder ein parabolisches Flussprofil ein mit äquivalenter Geschwindigkeit zum Vergleichsmodell.

5.7.2 Stent II

Dieser Stent hat einen Durchmesser von 6mm und besitzt eine Länge eines 180° Bogens. Der Stent passt sich ebenfalls gut dem Gefässinnendurchmesser an. Zu Beginn flacht das Strömungsparaboloid in Wandnähe stark ab, was durch den wandanliegenden Stent bedingt wird. Die Flussgeschwindigkeit steigt im Vergleich zum Leermodell leicht an, was durch den teilweise verminderten Querschnitt des Gefässes, bedingt durch den Stent hervorgerufen wird. Es bildet sich wiederum beim Messquerschnitt $q=90^\circ$ ein hufeisenförmiges Profil aus, welches leichte Störungen, hervorgerufen durch das Gitter des Stents, aufweist, gegenüber dem Leermodell. Die Flussgeschwindigkeit am Scheitelpunkt des Bogens ist bei diesem Modell höher als im Stentmodell I. Im weiteren Strömungsverlauf verzögert sich bei diesem Modell, im Vergleich zum Leermodell, die Rückbildung eines Strömungsparaboloid etwas. Durch die teilweise erhöhte Strömungsgeschwindigkeit, treten auch die Verwirbelungen im weiteren Verlauf auf, wiederum bedingt durch die Maschendrahtstruktur des Stents.

5.7.3 Stent III

In diesem Silikonmodell wurde wieder ein Stent mit der Länge eines 90° Bogens, der Firma Jomed eingebaut. Der entscheidende Unterschied zu dem Modell mit dem Stent I liegt in dem Durchmesser des Modells des Stent III. Dieser beträgt bei Stent III 8mm und führt deswegen über den gesamten gemessenen Gefässverlauf zu geringeren maximalen Flussgeschwindigkeiten. Bei diesem Experiment liegt das distale Ende des Stent III der Innenwand des Silikonrohres nicht präzise auf. Das lässt sich insbesondere bei Stents mit größerem Querschnitt beobachten, da der Stent durch den breiten Querschnitt an Flexibilität verliert und dem Gefässverlauf nicht mehr optimal folgt, ihn im Extremfall sogar elongiert. Bedingt durch seine Steifigkeit, gerade bei einem Verlauf von 90° , kommt der Stent nicht mehr auf der

Gefässwand zuliegen, was zu einer negativen Strömung zum Zeitpunkt $T=30$ an jedem gemessenen Querschnitt führt. Da aber die Strömung durch den breiten Querschnitt ruhiger ist, fallen solche negativen Strömungen nicht so stark ins Gewicht wie bei schmaleren Durchmessern. Distal vom Stent entstehen kleine Strömungsfluktuationen, die sich durch die plötzliche Querschnittserweiterung erklären lassen. Auch bei diesem Modell bildet sich aus dem Anfangs schlanken Strömungsparaboloid, was auf Konnektionsprobleme mit Artefaktbildung zwischen Einlaufrohr und Silikonmodell zurückzuführen ist, im Verlauf ein hufeisenförmiges Profil. Allerdings bleibt hier der in den Modellen I und II gemessene leichte Strömungsgeschwindigkeitsanstieg aus, da das Gitter des Stents den Querschnitt kaum beeinflussen.

5.7.4 Stent IV

In diesem Modell ist ebenfalls ein Stent mit einem 8mm Durchmesser und einer Länge von annähernd 180° implantiert worden. Im Verlauf von proximal nach distal entstehen bei diesem Modell keine Strömungsveränderungen und die Flussgeschwindigkeit wird verlangsamt, bedingt durch den Stent. Die Länge des Stents von 180° scheint die laminare Strömung positiv zu beeinflussen. Bei dem Querschnitt 180° wurde eine negative Geschwindigkeit gemessen. Zurückzuführen ist dieses Phänomen auf Konfigurationsänderungen der Gefässgeometrie sowohl zu Beginn als auch am Ende des Stents, bedingt durch eine Elongation des Stents.

5.7.5 Stent V

Bei diesem Modell wurde ein sogenannter „*Covered Stent*“ in das 6mm grosse Gefässlumen implantiert. Durch die Beschichtung (Coverring), die dieser Stent vom Hersteller aus erhalten hat, ist ein berührungsloses Messen im Sinne der Aufgabenstellung nicht möglich. Aus diesem Grund wurde unmittelbar vor und hinter dem Stentgitter gemessen. Die Verlegung des realen Nullpunktes in X- Richtung hat erwiesenermaßen keinen Einfluss auf die Ergebnisse, da die gerade Einlaufstrecke von 40cm zu jeder Zeit exakt eingehalten wurde. Auffällig ist im besonderen eine deutliche Geschwindigkeitssteigerung, was auf die Querschnittsver schmäl erung durch den beschichteten Stent zurückzuführen ist. Es kommt dadurch aber nicht zu einer besonderen Veränderung der Strömungsverhältnisse. Das ist auf den glatten Rohrbogen zurückzuführen, bei dem keine einzelnen Drähte des Gitters in das

Lumen hereinragen und dadurch Störungen der Strömung provozieren würden. Im Grunde entspricht die Strömung der des Leermodells. Es sind keine Turbulenzen, trotz der erhöhten Geschwindigkeit im nahen Wandbereich am proximalen und distalen Stentende nachzuweisen.

5.7.6 Stent VI

Bei diesem 8mm Ø Modell wurde ebenfalls ein 90 ° langer „*Covered Stent*“ mit entsprechendem Durchmesser und Beschichtung implantiert. Es resultieren keinerlei Turbulenzen auf Grund der deutlich verlangsamten Geschwindigkeit des Fluids, was an dem grösseren Rohrquerschnitt des Modells liegt. Am distalen Ende des Stents kommt es jedoch zu stärkeren Strömungsveränderungen wegen der plötzlichen Querschnittserweiterung.

Das kegelförmige Profil proximal des Stentes ist ein Artefakt, der durch einen Konnektionsfehler zwischen Einflussrohr und Modell entsteht.

Auffällig ist eine negative Geschwindigkeit an der Gefässinnenwand vor allem bei Stents mit einem grösseren Durchmesser. Das hängt mit der abnehmenden Eigenelastizität der grösser werdenden Stents zusammen und den damit entstehenden Schwierigkeiten der akkuraten Wandadaptation, besonders wenn der Stent im Kurvenverlauf des Modells endet (siehe Stent III, Abb. 33).



Abb.33: „Covered Stent“ ohne vollständige Adaptation an die Wand des Gefässmodells

5.7.7 Ergebnisse

Die folgenden Abbildungen zeigen deutlich den Einfluss des Stents auf zwei entscheidende Strömungsparameter, besonders bei den Modellen mit einem Innendurchmesser von 6mm. Der höhere Widerstand in dem engen 6mm Gefäßlumen wirkt sich stärker auf Veränderungen der Strömung und der Flussgeschwindigkeit aus, als bei den Modellen mit einem Innendurchmesser von 8mm. Verglichen bezüglich der Durchflussmenge werden die Modelle mit einem Durchmesser von 6mm (siehe Abb. 34). Wird das Modell ohne Stent noch von 310,4 ml/Min durchströmt, kommt es bei den Modellen mit einem 90° und 180° Stent zu einer Widerstandserhöhung entsprechend der Länge des Stents und damit zu einem verminderten Durchfluss. (309,9 ml/Min und 308,5 ml/Min). Der „Covered“ Stent führt zu einer noch stärkeren Querschnittsverengung mit einer Fließverminderung von ca. 2,9 %.

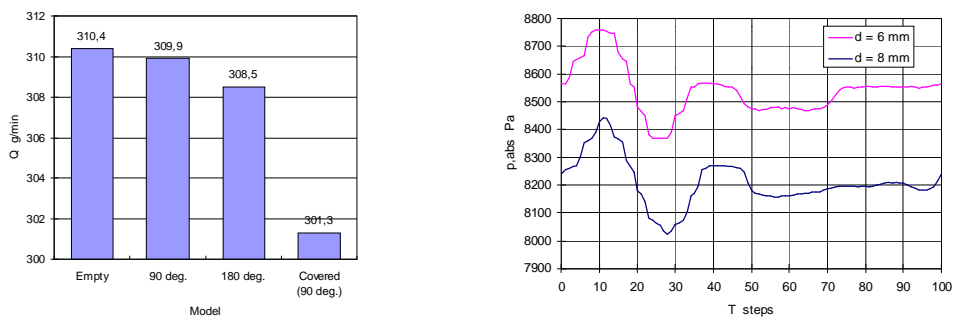


Abb.34
Durchmesser Volumenstrom bei Stents mit 6mm und 8mm \varnothing
und unterschiedlichen Längen

6. Diskussion

Die perkutane transluminale Angioplastie in Kombination mit der Implantation eines Stents stellt heutzutage bereits eine alternative Therapie zur Thrombendarterektomie bei Stenosen von arteriellen Gefäßen dar. Ziel dieser Studie war es, den Einsatz von Stents in einem 180° gebogenem Gefäß aus hämodynamischer Sicht zu untersuchen.

Die Untersuchung des Fließverhaltens des Blutes stellt ein komplexes Aufgabenfeld dar. Im Gegensatz zu vielen rheologischen Experimenten, die unter idealen Bedingungen im Labor durchgeführt werden können, sind hämodynamische Untersuchungen des menschlichen Gefäßsystems durch die besonderen Fließeigenschaften des Blutes, den Aufbau der Arterien und die Pulsatilität des Blutflusses erheblich erschwert und erfordern einen extrem großen experimentellen Aufwand (15, 32, 33, 36, 40, 41, 43).

6.1 Meßtechnik

Zur Sichtbarmachung der Strömungsverhältnisse wurde das Verfahren der Laser-Doppler-Anemometrie eingesetzt.

Die Laser-Doppler-Anemometrie ermöglicht das berührungslose Messen von Teilchengeschwindigkeiten. Eine Voraussetzung zur Anwendung des Lasers ist die Transparenz des zu untersuchenden Systems. In vivo ist die LDA-Technik in Gefäßen nicht einsetzbar. Sowohl das Fluid, als auch die Modellwände müssen für die Strahlen des Lasers durchgängig sein. Zudem werden Teilchen benötigt, die zu einer Streuung des Laserlichts führen, die schlupffrei im Fluid strömen können und die die Viskosität des Fluids nicht verändern. Die im Experiment verwendeten TiO_2 -Teilchen erfüllen diese Eigenschaften (41). Das Verfahren besitzt ein sehr hohes räumliches und zeitliches Auflösungsvermögen (Messvolumen $< 4.0 \times 10^{-4} \text{ mm}^3$, Messzeit 1/100s), ist sehr genau justierbar und unabhängig von Temperaturschwankungen. Der entscheidende Vorteil dieser Technik besteht darin, dass weder die Strömung selbst, noch die Eigenbewegungen der Gefäßwände beeinflusst werden. Komplexe Strömungsphänomene können somit in transparenten,

elastischen Modellen humaner Gefäße unter nahezu physiologischen Bedingungen untersucht werden (38).

Als weiteres Messverfahren zur Strömungsuntersuchung könnte die Ultraschallsonde Flowire (Cardiometrics, Inc., Mountain View, Californien, USA) dienen. Diese ermöglicht die endoluminale Geschwindigkeitsmessung. Im Gegensatz zum Laser ist diese Technik auch in vivo einsetzbar. Die klinische Anwendung liegt v.a. im Bereich der Koronargefäße (28, 29, 57, 58, 75, 76, 84). Der Nachteil des Flowire liegt in der Störung der Strömung distal der Spitze, also im Messvolumen der Sonde. Dies wirkt sich wiederum auf die von der Sonde gemessenen Geschwindigkeitswerte aus. Durch die Störung der Strömungsprofile ergeben sich folglich Abweichungen von den tatsächlichen Geschwindigkeiten. Dieses wurde ebenfalls durch die Studien von Doucette et al. (9) bestätigt. In diesem Experiment wurde mit Rücksicht auf den nicht direkten klinischen Zusammenhang und der Genauigkeit der Messmethode, die LDA-Messtechnik verwendet.

6.2 Eigenschaften des Fluids

Strömt eine reale Flüssigkeit durch ein Rohr, dann ist die innere Reibung im Rohrinnen größer als in der Nähe der Wand. Werden dabei infolge der unterschiedlichen Geschwindigkeiten benachbarte Flüssigkeitsschichten parallel zueinander verschoben, so nennt man diese Strömung laminar (80) (siehe Kap. 1.3.1.1). Die schnellsten Geschwindigkeiten werden dabei im Zentrum, die kleinsten in den wandnahen Schichten gemessen. Durch die Viskosität der Flüssigkeit bedingt, neigen die wandnahen, langsamen Schichten dazu, die Strömung zu verzögern, während die zentralen Schichten die Strömung zu beschleunigen versuchen. Handelt es sich dabei um eine ideale, newton'sche Flüssigkeit, so ergeben die Geschwindigkeitsvektoren der Flüssigkeitspartikel ein parabolisches Flussprofil (39):

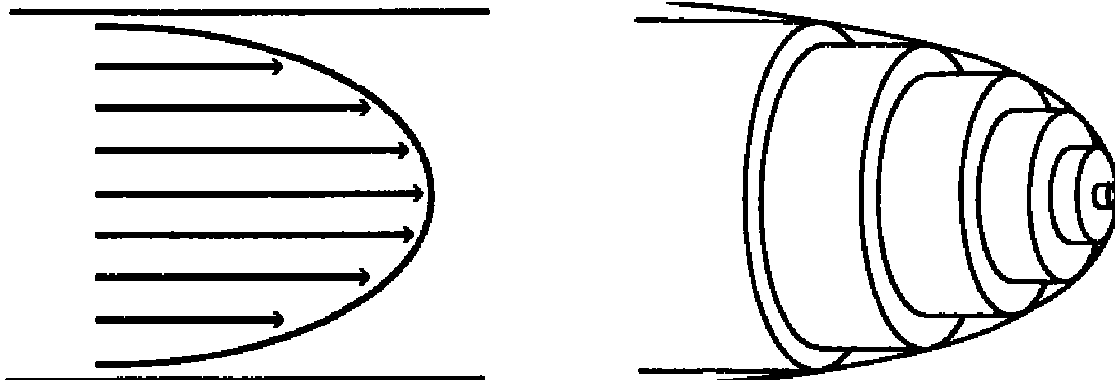


Abb.35: Fließverhalten einer newton'schen Flüssigkeit (24)

Auch wenn der Fluss kurzzeitig gestört oder gestoppt wird, stellt sich das laminare Fließverhalten wieder ein (26, 27).

Blut hingegen ist eine Flüssigkeit, die sich aus mehreren Komponenten zusammensetzt: Blutzellen, Blutplättchen und Blutplasma. Die verformbaren und zur Aggregation neigenden Erythrozyten beeinflussen die Viskosität des Blutes stark. Niedrige Scherkräfte führen zur Aggregation der Zellen und somit zur Erhöhung der Viskosität, während sich bei hohen Scherkräften die Erythrozyten in Strömungsrichtung ausrichten und somit die Viskosität herabsetzen (26, 27, 39). Blut verhält sich bei hohen Scherraten ähnlich wie ein newton'sches Fluid. Bei niedrigen Scherraten hingegen, weist es ein nicht-newton'sches Fließverhalten auf (39). Liepsch und Kerber (26, 27) bezeichnen Blut daher als eine nicht-newton'sche, viskoelastische Flüssigkeit. Besonders bei pulsierender Strömung führt dies zur Abflachung der Strömungsprofile. Dabei steigen in den wandnahen Grenzschichten die Geschwindigkeiten rasch an, während sie im Zentrum konstant bleiben. Abbildung 36 zeigt die unterschiedlichen Strömungsmuster von newton'schen und nicht-newton'schen Flüssigkeiten:

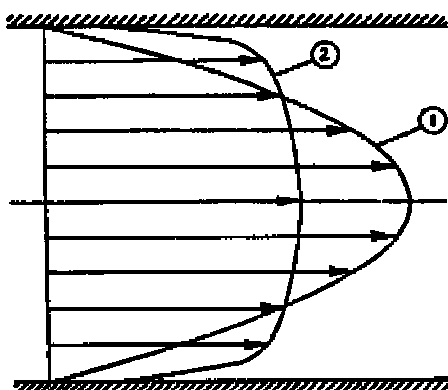


Abb. 36:
Strömungsprofile (37)
① Newton'sches Fluid
② Nicht-newton'sches Fluid (hier Blut)

Wie Voruntersuchungen (1) gezeigt haben, sind v.a. im Bereich von Biegungen und Gefäßverzweigungen die Strömungsstörungen in Form und Ausdehnung von den viskoelastischen und strukturviskösen Grundeigenschaften des Blutes abhängig. Ebenso beeinflussen die Protein- und Fibrinogenkonzentrationen des Plasmas, die Temperatur und auch die Strömungsgeschwindigkeit des Blutes dessen Fließverhalten. Dies bedeutet, dass eine Versuchsflüssigkeit verwendet werden muss, deren Fließverhalten dem des Blutes angepasst ist, um möglichst physiologische Versuchsbedingungen zu erhalten. Andererseits soll das Fluid für die Simulation im Strömungskreislauf geeignet sein. Dies wiederum bedeutet, dass der Brechungsindex des Fluids wegen der Verwendung des Lasers dem des Silikonkautschuks der Gefäßmodelle ($n = 1.409$) angepasst werden muss, um Brechungsphänomene zu vermeiden. Weiter muss die Absorption des Laserlichtes durch das Fluid selbst möglichst klein gehalten werden. Dies gelingt durch die Transparenz der Versuchslösung. Ein weiteres Problem: die Fließeigenschaften des Blutes beziehen sich auf eine Körpertemperatur von 37°C . Die Beheizung des Versuchskreislaufs ist jedoch technisch schwierig und würde zu Ungenauigkeiten führen. Das verwendete Fluid muss daher bei Zimmertemperatur (21°C) dieselben Eigenschaften aufweisen wie Blut bei 37°C . Das in dieser Studie verwendete DMSO-Seperan-Gemisch erfüllt alle diese Anforderungen (39). In Abbildung 37 ist die Abhängigkeit der Viskosität von der Rotationsgeschwindigkeit des Viskosimeters dargestellt. Blut und Fluid zeigen nahezu identischen Kurvenverläufe :

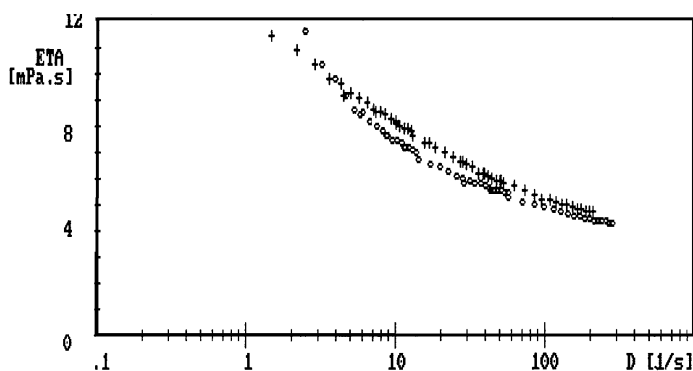


Abb. 37
Messung der Viskosität von Blut (ooooo) und der des verwendeten Fluids (+++++) in Abhängigkeit von der Scherrate

Dennoch ist zu bemerken, dass die verwendete DMSO-H₂O-Seperan-Lösung im Laufe der Zeit zu altern beginnt und dessen Viskosität in den kleineren Scherbereichen leicht absinkt. Durch tägliches Messen und gegebenenfalls Zugabe

der entsprechenden Komponenten wurden die Viskositätseigenschaften konstant gehalten.

Treten beim Strömungsvorgang – etwa durch Hindernisse im Rohr oder bei Reynoldszahlen über 350-500 in einigen Gefäßen – Wirbel auf, so wird das geschmeidige Fließverhalten der einzelnen Strömungsschichten zueinander gestört. Die Strömung verliert ihre organisierte Struktur mit räumlich und zeitlich vollständig ungeordneter Strömungsrichtung. Ein solches Strömungsverhalten bezeichnet man als turbulent (26,27,80). Sowohl rein laminare, als auch stark turbulente Strömungen sind in biologischen Systemen selten zu beobachten. Die Übergangsregion von laminarer zu turbulenter Strömung ist dabei sehr schwer zu charakterisieren. Kerber und Liepsch (25,39) unterteilen deshalb das Strömungsverhalten weiter in laminar (voll achsenparallel), nominal laminar, hochgradig gestört und voll turbulent.

Im menschlichen Körper findet man hochgradig gestörte Strömungen normalerweise in Abbiegungen und Gefäßverzweigungen (14,15,20,26,27,74,87). Im Gegensatz zu vollständig turbulenter Strömung nehmen die Geschwindigkeitsfluktuationen in hochgradig gestörter Strömung über die Zeit bzw. stromabwärts ab (26,27). Als Maßzahl/Konstante für den Übergang von laminarer zu turbulenter Strömung wird die Reynoldszahl RE angegeben (siehe Kap. 1.3.2.). Diese ist abhängig von der Geschwindigkeit, der Dichte und der Viskosität des Fluids, sowie vom Rohrdurchmesser. Sie ermöglicht den dimensionslosen Vergleich zwischen viskosen und trägen Kräften in spezifischen Flußsystemen. Dabei handelt es sich um einen Durchschnittswert. Im vorliegenden Experiment wurde im Sinne von Liepsch und Kerber (25,39) mit einer Reynoldszahl von 220 für die Strömung ein realistischer Wert in arteriellen Gefäßen simuliert.

6.3 Eigenschaften der Gefäßmodelle

Arterien besitzen neben starren Komponenten auch elastische Eigenschaften. Deshalb ist der funktionelle Aufbau von Arterien nicht mit dem fester Röhren zu vergleichen. Drei verschiedene Komponenten der Arterienwand (26,27) sorgen für den kontinuierlichen Weitertransport des Blutes und für die Kontrolle des Gefäßwiderstands. Zum einen die kollagenen Elemente der Wand, die den hohen Innendrücker entgegenwirken. Zum anderen haben die elastischen Fasern nach ihrer Ausdehnung das verlangen in ihre Ursprungsform zurückzukehren und halten so die Arterienwand in ihrer Form (26,27). Zusätzlich zu diesen passiven

Eigenschaften wird der Gefäßtonus auch aktiv durch Muskelfasern in der Gefäßwand beeinflusst.

Bei der Durchführung von Strömungsuntersuchungen mit Gefäßmodellen muss daher auf die entsprechende Wandelastizität der Modelle geachtet werden (41). Auch der anatomische Aufbau der Arterien weist Besonderheiten auf. In vivo sind Gefäße meist nicht symmetrisch, verändern häufig ihren Verlauf und verzweigen oft, was zu erheblichen Störungen des Blutstroms führen kann (siehe weiter unten). Ebenso beeinflussen sowohl die endotheliale Auskleidung der Gefäße, als auch pathologische Wandveränderungen, wie arteriosklerotische Plaques, das Fließverhalten des Blutes (20,56,63).

In dieser Studie wurden Silikonmodelle zur Versuchsdurchführung verwandt. Zur Herstellung solcher Modelle wurde im Labor für Biofluidmechanik der Fachhochschule München (41) ein spezielles Tauchverfahren entwickelt (siehe Abschnitt 3.2). Da die zu untersuchenden Modelle kein morphologisches Korrelat besitzen, war es notwendig zwei identische Gefäße unterschiedlichen Durchmessers zu entwickeln. Es wurden Ausgussplatten aus Metall angefertigt, aus denen sich beliebig viele identische Negativformen und damit beliebig viele identische Modelle des Rundbogens entwickeln liessen. Dadurch werden Geometrie und Elastizitätseigenschaften der Modelle konstant gehalten und somit Einflußfaktoren seitens der Modelle beim Vergleich verschiedener Parameter (z.B. Lage der Stents, Reynoldszahl) ausgeschlossen. Die Viskoelastizitätseigenschaften entsprechen annähernd denen physiologischer Arterienwände (41). Zudem ist Silikon leicht zu verarbeiten und durch seine Transparenz für den Einsatz der LDA-Technik geeignet.

6.4 Theoretische Grundlagen der Strömungsverhältnisse im Bereich von Gefäßkrümmungen

Im Bereich von Gefäßkrümmungen liegen komplexe Strömungsverhältnisse vor (15, 27,44,74,87). Proximal einer Krümmung finden sich in der Regel laminare Strömungsbedingungen (Abb. 38). Diese bleibt sogar in Abhängigkeit von der Reynoldszahl und der daraus resultierenden Geschwindigkeit im Krümmungsgebiet

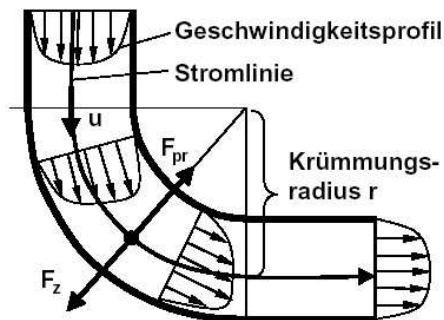


Abb. 38: Flussprofilveränderung in einem Krümmer

erhalten. A. Müller (54) konnte in seinem Experiment, bei einer Reynoldszahl unter 15 nachweisen, dass das Geschwindigkeitsprofil im Krümmungsgebiet dem im Anlaufrohr praktisch identisch war.

Bei grösseren Reynoldszahlen, wie in diesem Experiment, kommt es zu Strömungsveränderungen. Hier müssen drei verschiedene Faktoren berücksichtigt werden. Erstens der Druckgradient, der sich im Verlaufe der Krümmung und in Abhängigkeit des Krümmungsradius verändert.

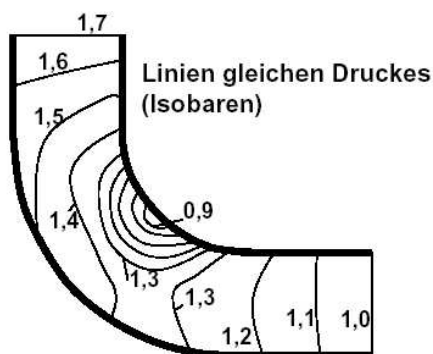


Abb. 39: Linien des gleichen Drucks in einem Krümmer

Zweitens die Sekundärströmung, die wiederum in Abhängigkeit von dem Druckgradienten auftritt. Die wesentlich langsamere wandnahe Strömung ist dem Druckgradienten besonders stark unterworfen, da die Zentrifugalkräfte in diesem Bereich der Druckkraft nicht entgegenwirken können. Dadurch entsteht eine Strömung zum Innenradius des Rohrbogens.

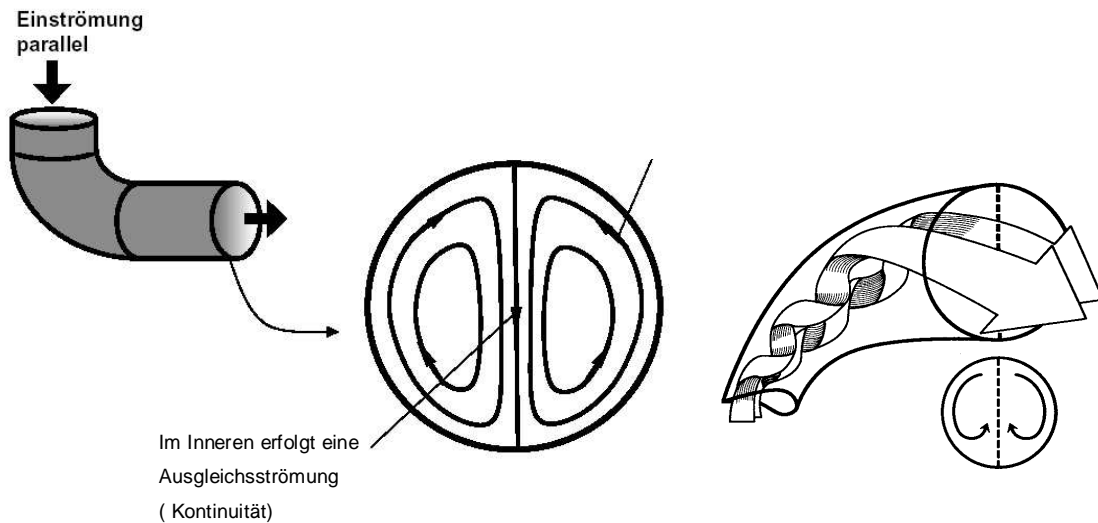


Abb.40: Entstehung der Sekundärströmung

Zuletzt müssen noch die Strömungsabriss berücksichtigt werden. Diese treten insbesondere bei kleinen Krümmungsradien mit grösserer Reynoldszahl auf. Ablösung tritt auf, wenn die wandnahe Strömung aufgrund ihrer relativ geringen kinetischen Energie einen Druckanstieg nicht überwinden kann wie Truckenbrodt beschrieben hat (81,82).

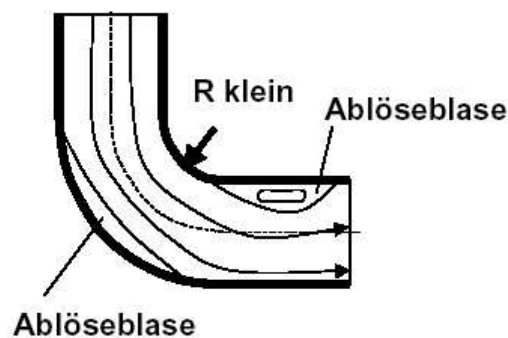


Abb. 41: Ablösezonen

Dadurch kommt es frühzeitig zu Ablösungen auf der Aussenseite des Rohres mit zusätzlich negativer Strömung in diesem Bereich. Auf der Innenseite kommt es erst nach der Krümmung zur Ablöseblase, wiederum mit negativer Geschwindigkeit in diesem Bereich.

Für die Entstehung von arteriosklerotischen Plaques sind diese Ablösezonen besonders bedeutsam (87). Durch die Rezirkulation des Blutes und die geringen

Scherkräfte kommt es zur längeren Verweildauer (bis max. 14 sec.) von Blutbestandteilen in diesem Bereich und damit zur Abnahme des Stoffwechselaustausches (74). Dies führt zur Anhäufung von LDL-Partikeln, Metaboliten und CO₂, während der Abtransport für z.B. HDL oder ADP erniedrigt ist. Durch erniedrigte Wandscherspannungen im Bereich der Ablösezone (40, 87) kommt es außerdem zur verminderten Ausbildung von Interzellularverbindungen, wodurch die Permeabilität von Proteinen und Zellen gesteigert wird (14). Dies wiederum führt zur verstärkten Einlagerung dieser Partikel in die Gefäßwand. Ebenso wird das aktiv aufgebaute Oberflächenspannungspotential der Endothelzellen gestört und deren antithrombotische Eigenschaften können verloren gehen. Ma (45) konnte zeigen, dass der verminderte Stoffwechseltransfer stark mit der Intimaverbreiterung im Bereich der Ablösezone korreliert.

Andererseits treten an den Grenzen der Ablösezonen und im Bereich der Innenwand sehr hohe Scherkräfte auf, die zur Beschädigung korpuskulärer Blutbestandteile und damit zur Freisetzung thrombogener Substanzen führen können (37, 87). Fibrinogen und der von Willebrand-Faktor stellen die wichtigsten Plasmaproteine bei der Thrombozytenadhäsion an geschädigten Endotheloberflächen dar. In Regionen mit hohen Scherraten spielen v.a. Wechselwirkungen zwischen Kollagen, dem von Willebrand-Faktor und Glykoprotein-Rezeptoren auf der Thrombozytenoberfläche eine entscheidende Rolle. Scherkräfte von mehr als 50 N/m² (bei physiologischen Scherkräften im arteriellen System von 5 – 20 N/m²) reichen bereits aus, um Thrombozyten zu beschädigen (31). Dies wiederum bewirkt die Freisetzung von ADP, das seinerseits zur Aktivierung der in der Ablösezone befindlichen Thrombozyten führt (31,67,68). Die Folge ist die Bindung von Fibrinogen an aktivierte GP IIb/IIIa-Rezeptoren auf der Thrombozytenoberfläche. Es kommt zur Bildung von Fibrinzellaggregaten und zur Entstehung von Mikrothromben (68). Dies zeigt, dass sowohl hohe, als auch niedrige Scherkräfte zur Entstehung arteriosklerotischer Plaques beitragen können. Auch die Endothelzellen selbst werden durch die vom Blut erzeugten Scherspannungen beeinflusst. Barbee (2) konnte mit Hilfe mikroskopischer Aufnahmen im atomaren Bereich zeigen, dass bereits Scherkräfte zwischen 1 – 2 N/m² zu signifikanten Veränderungen der Endotheloberfläche führen, die auf Umbauvorgänge im Zytoskelett der Zellen zurückzuführen sind. Diese Vorgänge werden durch die Expression einer Reihe von Transkriptionsfaktoren gesteuert und sind abhängig von den einwirkenden Scherkräften. In Verbindung mit

der Freisetzung einer Vielfalt von chemotaktischen und mitogenen Faktoren beeinflussen sie unter anderem die Migration und Proliferation von glatten Muskelzellen in der Gefäßwand (6,7,8,69,71,79,87).

Haben sich arteriosklerotische Plaques gebildet, kommt es zur Lumeneinengung im Gefäß. Die einzelnen Strömungsschichten treffen in der Verengung aufeinander und werden beschleunigt. Es entstehen Jetströme mit hohen Geschwindigkeiten, die circa drei Gefäßdurchmesser poststenotisch bestehen bleiben. Um die Jetströme herum entstehen Wirbel, die Strömung ist hochgradig gestört. Weiter distal erholt sich die Strömung wieder, wobei immer noch helikale Flussmuster beobachtet werden können (20). Sind solche arteriosklerotischen Plaques zusätzlich ulzeriert, d.h. bilden sich kleine Geschwüre an der Oberfläche der Plaques, so entstehen in diesen „Geschwüren“ langsam strömende Wirbel, die zur Thrombozytenaggregation neigen. Werden diese Aggregate dabei von den schnellen Jetströmen erfasst und peripher weitertransportiert (20), kann dies zu arterio-arteriellen Embolien führen.

6.5 Ergebnisse

Wie im vorangehenden Abschnitt gezeigt wurde, liegen im Bereich von Rohrkrümmungen diffizile Strömungsmuster vor. Welchen Einfluss die Implantation verschieden positionierter Stents auf diese Strömungssituation hat, sollte Ziel dieser Studie sein. Dabei muss auf die hämodynamische Relevanz durch die Entstehung neuer arteriosklerotischer Läsionen am Rande eingegangen werden. (68,87).

Die Ergebnisse (Zusammenfassung siehe unter 7.) zeigen, dass je nach Dimension und Positionierung des Stents entscheidende Veränderungen der Strömung und damit der Hämodynamik auftreten. Im Vorwege sei noch einmal darauf hingewiesen, dass die exakte Positionierung und die Auswahl des Stents, mit gefässentsprechendem Durchmesser, für eine gute Prognose unerlässlich ist. Durch die Wahl eines zu kleinen Durchmessers besteht die Gefahr einer Lage-Instabilität oder einem interluminal flottierenden Stent mit schweren Störungen der Hämodynamik. Das gleiche droht, wenn der Stent nicht in seinem gesamten Verlauf der Gefässintima aufliegt. An einer solchen Stelle kommt es im Rahmen der Strömungsveränderung, besonders durch die physikalisch veränderten Drücke entlang eines Bogenrohres (Gefäss) und dadurch auftretenden Ablösezone(n) zu einer akzelerierten Gefahr der Entstehung neuer arteriosklerotischer Plaques. Protektiv wirkt hier eine gesteigerte Flexibilität eines Stents, so dass dieser in der Lage ist

auch bei kleinen Radien oder Gefäßverzweigungen sich der Intima optimal anzulagern. Die Größe des Stentgitters beeinflusst ebenfalls das Fließverhalten des Blutes. Zu große Gitter lassen in den Zwischenräumen kleine Wirbel entstehen, die neue Plaques provozieren. Zusätzlich soll das Gitter in vivo bereits vorhandene atheromatöse Plaquebestandteile an die Gefäßwand pressen um eine Ablösung und Einschwemmung in die Blutbahn zu verhindern. Bei zu großen Gitterabständen wäre jedoch die Gefahr erhöht, dass kleine Partikel ins Gefäßlumen gelangen und so zerebrale Embolien verursachen (24). Zu enge Stentgitter sind besonders bei Gefäßbifurkationen problematisch, da es zu Verschiebungen des Flussverhältnisses und zu starken Störungen und Schwankungen der Fließgeschwindigkeiten kommt. Ausserdem konnte bei dem, in diesem Experiment verwendeten „covered“ Stent, eine signifikante Verminderung des Flussvolumens nachgewiesen werden. Zwar ist der Stent hervorragend geeignet, ortsständige Plaques an der Wand zu fixieren, doch ist er durch die hämodynamischen Begleiterscheinungen für viele Indikation in der humanen Anwendung nicht geeignet.

Bei der Auswahl des Stentgitters sollte daher ein Kompromiss gefunden werden. So könnte zum einen der Embolisierung von Plaquebestandteilen und zum anderen der Entstehung von zusätzlichen Ablösezonen entgegengewirkt werden. Dennoch besteht gerade beim Einbringen des Stents während der PTA die Gefahr der iatrogen erzeugten Embolie durch die Ablösung von arteriosklerotischen Plaquematerial. Ohki (59) untersuchte anhand von postoperativ gewonnenen Plaques den Zusammenhang zwischen der Embolisierungsraten und den Plaqueeigenschaften nach PTA und Stentimplantation. Er stellte fest, dass heterogene Plaques mit hoher Schalldurchlässigkeit und solche mit Stenosen von mehr als 90% ein höheres Embolisierungspotential besitzen als die mehr fibrösen schalldurchlässigen Plaques. Dies deckt sich mit den klinischen Beobachtungen, dass sonographisch schalldurchlässige, heterogene Plaques mit einem hohen Anteil an Lipiden und solche mit Einblutungen ein höheres Emboliepotential aufweisen als sonographisch echogene Läsionen (52). Manninen (46) verglich bezüglich der Embolisierungsraten PTA und PTA mit Stentimplantation, stellte jedoch keine Unterschiede zwischen beiden Behandlungsmethoden fest. Ohne zusätzliche Stentimplantation kam es jedoch zu Reststenosen, Plaquerupturen, Dissektionen und Oberflächenunregelmäßigkeiten, während bei PTA mit Stent postinterventionell glatte Oberflächen und keine Reststenosen zu beobachten waren. Verbesserungen im

Bereich der Kathetersysteme mit kleineren Durchmessern und Auffangvorrichtungen für embolisches Material könnten in Zukunft die Embolisationsraten weiter verringern (85).

Große Probleme nach einer Stentimplantation stellen Thrombosebildung und Intimahyperplasie dar. V.a. mangelhaft expandierte Stents, Verletzungen der Gefäße während der Implantation, sowie die Form und Materialbeschaffenheit der Stents bestimmen das Ausmaß dieser Komplikationen. Um dem entgegenzuwirken, wurden in den letzten 10 Jahren eine Reihe verschiedener Stents entwickelt. Eine wesentliche Rolle spielen die Bauweise des Maschenwerks und die verwendeten Materialien. Sowohl durch die Art ihrer Entfaltung (selbstexpandierbar, ballonexpandierbar, thermoexpandierbar oder Kombinationen daraus), als auch durch die Beschichtung der Stents mit Antikoagulantien, Kortikoiden, radioaktiven Stoffen, Immunsuppressiva oder Wachstumsfaktoren wird versucht der Intimahyperplasie entgegenzuwirken (35).

Unter physiologischen Bedingungen befinden sich die Thrombozyten in einer Art Ruhezustand. Werden sie jedoch, z.B. durch hohe Scherkräfte im Bereich des Stents, durch Kontakt mit nichtbiologischem Stentmaterial oder durch ADP bzw. Thrombin aktiviert, so vollziehen sich zahlreiche morphologische, biochemische und immunologische Veränderungen (5,18,31,87). Aktivierte GP-IIb/IIIa-Rezeptoren auf der Thrombozytenoberfläche binden Fibrinogen, wodurch die Adhäsion mit Oberflächen oder anderen Thrombozyten eingeleitet wird. Gutensohn (18) untersuchte die stent-induzierte Aktivierung von Thrombozytenantigenen anhand eines in-vitro Modells mit Koronarstents. Es zeigte sich ein deutlicher Expressionanstieg thrombogener Membranproteine (P-Selektin und Glykoprotein auf der Thrombozytenoberfläche nach Kontakt mit dem Stent. Ebenso führten längere Stents zu vermehrter Thrombozytenaggregation, während mit Heparin beschichtete Stents keinen Einfluß auf die Plättchenaktivierung zeigten Beythien (4) . In einer weiteren Studie berichtet Monnick (51) über Silikonkarbid-(SiC)-beschichtete Tantalum-Stents, die im Vergleich zu nichtbeschichteten, heparinbeschichteten bzw. Stents aus rostfreiem Stahl einen signifikant geringeren Anstieg von Thromboxan B2 und GP-IIIa-Rezeptoren aufwiesen. Ebenso war die Expression von CD11b-Rezeptoren auf der Oberfläche von neutrophilen Leukozyten signifikant verringert. Dies wiederum führt zur verminderten Aktivierung von Thrombozyten und zur verminderten Adhäsion dieser Abwehrzellen im Stentbereich, was sich positiv auf die

Wundheilung auswirkt und einer Restenosierung entgegenwirkt. Sowohl das Stentmaterial selbst, als auch die Veränderung der Strömungsverhältnisse durch den Stent beeinflussen somit die Thrombozyten- und Leukozytenaktivierung. Die Gefahr z.B. im Bereich der Karotisbifurkation liegt dabei im Abgang von Thrombozytenaggregaten in die Hirnstrombahn. Im schlimmsten Fall entstehen substantielle Defekte durch den Verschuß nachgeschalteter intrakranieller Hirnarterien. Inwieweit eine kontinuierliche Einschwemmung kleinster Fibrinzellaggrate stattfindet und zu Schäden auf kortikaler Ebene führt, kann nur durch bildgebende Verfahren während der Implantation und durch Langzeituntersuchungen entsprechender Patientenkollektive geklärt werden.

Von medikamentöser Seite versucht man durch Blockade von Membranproteinen auf der Oberfläche der Blutplättchen der Entstehung von Thrombosen entgegenzuwirken. Abciximab (c7E3 Fab), ein monoklonaler Antikörper gegen GP-IIb/IIIa-Rezeptoren, wurde in verschiedenen Studien mit Erfolg getestet (11,12). Reiniger (68) konnte zeigen, dass gerade die „Low-Flow“-induzierte Thrombozytenadhäsion an Endotheloberflächen und Fibrinogen durch einen solchen Antikörperkomplex inhibiert werden kann. Auch endotheliale Fibronectinrezeptoren scheinen durch den Antikörper blockiert zu werden. Zwei weitere Medikamente sind Ticlopidin und Clopidrogel. Auch diese selektiven Antagonisten der ADP-induzierten Plättchenaggregation verhindern nach Stentimplantation thrombotische Komplikationen.

Wie weiter oben bereits beschrieben, führt die hämodynamische Situation in einem solchen Rundbogen mit dem gleichzeitigen Auftreten von sehr hohen und sehr niedrigen Scherkräften zur Aktivierung von Thrombozyten und zur Entstehung von Mikrothromben. Zahlreiche Veröffentlichungen diskutieren dieses komplexe Thema. Häufig handelt es sich dabei aber um in vitro Untersuchungen. Inwieweit die hier verwendeten Stents im klinischen Alltag zum Einsatz kommen, müssen weitere spezifische klinische Studien klären.

7. Zusammenfassung

Der elongierte Rundbogen und seine Gefäßäquivalente stellen auf Grund der veränderten Strömung durch das Zusammenwirken verschiedener Kräfte eine Prädilektionsstelle zur Entstehung atherosklerotischer Plaques dar. Zwar hat der elongierte Bogen kein direkt natürliches Gefäßäquivalent, doch ist diese Gefäßgeometrie häufig im menschlichen Organismus anzutreffen mit spezifischen hämodynamischen Eigenschaften und der häufigen Folge einer Arteriosklerose.

Je nach Verlauf und Stadium der Erkrankung stehen verschiedene Therapiekonzepte zur Verfügung. Besteht die Notwendigkeit zur invasiven Therapie, so ist zum jetzigen Zeitpunkt die Thrombendarterktomie (TEA) als die Methode der Wahl anzusehen. Eine Alternative zu diesem operativen Verfahren stellt die perkutane transluminale Angioplastie (PTA) zum Teil in Kombination mit Stentimplantationen dar. Seit zwei Jahrzehnten befindet sich dieses interventionelle Therapieverfahren bei verschiedenen Gefäßrekonstruktionen nun im Einsatz.

Ziel dieser Studie war es, den Einfluss von verschiedenen Stents in einem 180° Bogen mit unterschiedlichen Durchmessern aus hämodynamischer Sicht zu untersuchen. Die Laserdoppleranemometrie bietet die entsprechenden Voraussetzungen um den Einfluß eines Stents auf das Fließverhalten des Blutes zu untersuchen.

Es wurden Ausgusspräparate von zwei 180° Rundbögen mit unterschiedlichem Durchmesser angefertigt. Diese wurden mit verschiedenen Stents der Firma Jomed versehen. Es wurden Stents mit 6mm und 8mm Durchmesser und einem Kurvenverlauf von 90° und 180° implantiert, die sich bei entsprechendem Durchmesser gut der Wand des Bogens anpassten.

Zur Simulation physiologischer Kreislaufbedingungen stand ein Strömungskreislauf zur Verfügung, der die Erzeugung einer pulsatilen Strömung ermöglichte und dessen Fluid den Fließeigenschaften von Blut entsprach. Jedes Modell wurde an den gleichen Querschnitten vor, im und hinter dem jeweiligen Stent untersucht und anschließend mit den entsprechenden Messungen im Leermodell verglichen. Bei den „Covered“ Stent- Modellen wurde die Messung im vor- und nachgeschalteten Segment vorgenommen. Je nach Form und Position des Stents traten dabei unterschiedliche Veränderungen der Hämodynamik auf.

Die Messergebnisse bei dem 8mm Stent zeigten, dass trotz des rheologischen Vorteils eines grossen Durchmessers, durch die eingeschränkte Flexibilität ein genaues Anpassen an der Gefässinnenwand erschwert ist. Besonders am distalen Ende des Stent kommt es durch seine Steifigkeit zur unzureichenden Wandadaptation des Stents. Liegt der Stent der Gefässinnenwand nicht präzise an, kommt es zu hämodynamischen Veränderungen.

Die Ergebnisse der 6mm Ø Modelle zeigen, dass der 180° Stent bei diesem Modell unter fluiddynamischen Gesichtspunkten am besten abschneidet. Dadurch dass, das Stentgitter in der Einlauf- und Auslaufbahn problemlos der Wand anliegen kann, verringert sich das Risiko von Turbulenzen an dieser Stelle. Zusätzlich verhindert der komplette Verlauf des Stent durch die hämodynamisch kritische 180° Krümmung mit mehreren Ablösezone und der Gefahr von Sekundärströmungen zusätzliche Risiken.

Aus diesen Untersuchungen geht hervor, dass Stents mit unterschiedlichen Durchmessern verschiedene Strömungsveränderungen provozieren. Durch den Widerstand des Stents lassen sich im Vergleich zum Leermodell veränderte Durchflussmengen und Geschwindigkeiten messen. Während sich bei grösseren Gefässquerschnitten die Strömung verlangsamt, kommt es durch die Stentgeometrie zu Störungen der Strömungsparameter. Dagegen induzieren Stents in englumigen Gefässen eine Kaliberreduktion vergleichbar mit einer Stenose, was eine Zunahme der Flussgeschwindigkeit zur Folge hat.

Die Studie hat gezeigt, dass Stents in den Modellgefässen mit grösseren Querschnitten geringere Störungen durch den Stent auf das gesamte Strömungsprofil haben, während sie mit kleineren Gefässdurchmessern entsprechend der Dimension des Stents zunehmen. Deshalb resultiert bei 180° langen Stents, die dem gesamten Bogenverlauf folgen, eine geringere Prävalenz von Strömungsveränderungen, da die Stents gesichert in der Ein- und Auslaufstrecke des Bogenmodell liegen. Bei den 90° Bogenmodellen muss besonders bei grösseren Querschnitten auf eine exakte Positionierung geachtet werden, da durch die regide Stentgeometrie der Gefässverlauf nachhaltig verändert wird und Strömungsveränderungen mit pathologischen Folgen provozieren.

Bei den „Covered“ Stents resultiert eine starke Strömungsfuktuation distal vom Stent durch die plötzliche Querschnittserweiterung, entsprechend einer flussrelevanten Querschnittsreduktion.

Diese Arbeit konnte signifikante Veränderungen der rheologischen Parameter nachweisen, die durch Stents verursacht werden. Jeder getestete Stent verändert spezifisch die Gefäßgeometrie im Sinne einer Stenose oder einer Elongation. Dadurch werden zum Teil Veränderungen wichtiger Flussparameter provoziert, die sich bei einem in-vivo Einsatz langfristig negativ auf die Gefäßanatomie und das Fließverhalten auswirken können.

8. Literaturverzeichnis

1. Applet T., Laser-Doppler-Anemometrie-Messungen der Stömung in Modellen humaner Karotisbifurkationen unter besonderer Berücksichtigung von Gabelungswinkel und Reynoldszahl. Dissertation TU München, 1998
2. Barbee K.A., Davies P.F., Lal R., Shear Stress-Induced Reorganisation of the Surface Topography of Living Endothelial Cells Imaged by Atomic Force Microscopy, *Circ Res* (1994) 74: 163-171
3. Barth K.H., Virmani R., Froelich J., Takeda T., Lossef S.V., Newsome J., Jones R., Lindisch D., Paired Comparison of Vascular Wall Reactions to Palmaz Stents , Strecker Tantalum Stents, and Wallstents in Canine Iliac and Femoral Arteries. *Circulation* (1996) 93: 2161-2169
4. Beythien C, Gutensohn K, Bau J, Influence of Stent Length and Heparin Coating on Platelet Activation: A Flow Cytometric Analysis in a Pulsed Floating Model , *Thrombosis Research* (1999) 94:76-86
5. Bonnefoy A., Liu Q., Legrand C., Frojmovic M.M, Efficiency of Platelet Adhesion to Fibrinogen Depends on both Cell Activation and Flow, *Biophysical Journal* (2000)28: 2834-2843
6. Davies P.F., Flow-Mediated Endothelial Mechanotransduction, *Physiological reviews* (1995) 75: 519-551
7. Davies P.F., Mechanisms involved in endothelial responses to hemodynamic forces, *Atherosclerosis* (1997) 131 Suppl.: 15-17
8. Davies P.F., Overview: Temporal and Spatial Relationships in Shear Stress-Mediated Endothelial Signalling
J Vasc Research (1997) 34: 208-211
9. Doucette J.W., Corl P.D., Payne H.M., Flynn A.E., Goto M., Nassi M., Segal S., Validation of a Doppler Guide Wire for Intravascular Measurement of Coronary Artery Flow Velocity , *Circulation* (1992) 85: 1899-1911
10. Durst F., Melling A., Whitelaw J.H., Principles and Practice of Laser-Doppler-Anemometrie , Academic Press, London (1976)
11. EPILOG-Investigators, Platelet glycoprotein IIb/IIIa rezeptor blockade and low-dose heparin during percutaneous coronary revascularisation, *N Engl J Med* (1997) 336: 1689-1697

12. EPISTENT-Investigators, Randomised placebo controlled and ballon-angioplasty trial to assess saftey of coronary stenting with use of glycoprotein IIb/IIIa rezeptor blockade, Lancet (1998) 352: 87-92
13. H. Faisst and B. Eckhardt,
Transition from the Couette-Taylor system to the plane Couette system
Phys. Rev. E 61, 7227 (2000).
14. Glagov S., Zarins Ch., Giddens D.P., Ku D.N., Hemodynamics and Atherosclerosis. Insights and Perspectives Gained From Studies of Human Arteries, Arch Pathol Lab Med (1988) 112: 1018-1031
15. Glagov S., Bassiouny H.S., Sakaguchi Y., Goudet C.A., Vito R.P., Mechanical determinants of plaque modeling, remodeling and disruption, Atherosclerosis (1997) 131 Suppl.: 13-14
16. Goes E., Janssens W., †Maillet B., ‡Freson M., Steyaert L., †Osteaux M., Tissue Characterization of Atheromatous Plaques: Correlation Between Ultrasound Image and Histological Findings, J Clin Ultrasound (1990) 18: 611-617
17. Graser S., Zweidimensionale Laser-Doppler-Anemometriemessungen an einem Modell einer gesunden menschlichen Karotisverzweigung bei pulsierender Strömung mit einem nicht newtonschen Fluid
Diplomarbeit 1994 der FH München, Fachbereich 05, Versorgungstechnik
18. Gutensohn K, Beythien C, Bau J, Meinertz T, Kuehnl P, Flow Cytometric Analysis of Coronary Stent-Induced Alterations of Platelet Antigens in an in Vitro Model, Thrombosis Research (1997) 86: 49-56
19. Hagen, G.: Über die Bewegung des Wassers in engen Zylindrischen Röhren. Pogg. Ann. Phys. Chem. 46 (1839) 423 bis 442
20. Hennerici M. Steineke W., Kloetzsch C., Els T., Strömungsveränderungen in der Karotisbifurkation – Eine Ultraschalluntersuchung beim Menschen, VASA-Suppl (1991) 32:66-71
21. Idelchick, I.E. Handbook of hydraulic resistance, 2.Aufl. (Übersetzung d.russ.Aufl. 1975).Washington: Hemisph.Publ.Corp. 1986
22. Imbesi S.G., Kerber C.W., Why do Ulcerated Atherosclerotic Artery Plaques Embolize ? A Flow Dynaics Study , Am J Neuroradiol (1997) 19: 761-766
23. Ito H.: Pressure losses in smooth pipe bends. ASME D.J.Bas. Eng. 82 (1960) 131 bis 143
24. Jordan WD Jr., A comparison of Angioplasty with Stenting versus Endarterectomy for the treatment of Carotid Artery Stenosis, Ann Vasc Surg (1997)11: 2-8

25. Kerber C.W., Hielman C.B., Flow Dynamics in the Human Carotid Artery: I. Preliminary Observations Using a Transparent Elastic Model, *Am J Neuroradiol* (1992) 13: 173-180
26. Kerber C.W., Liepsch D., Flow Dynamics for Radiologists. I. Basic Principles of Fluid Flow, *Am J Neuroradiol* (1994) 15: 1065-1075
27. Kerber C.W., Liepsch D., Flow Dynamics for Radiologists. II. Practical Considerations in the Live Human
Am J Neuroradiol (1994) 15: 1076-1086
28. Kern M.J., Donohue Th.J., Aguirre F.V., Bach R.G., Caracciolo E.A., Ofili E.O., Labovitz A.J., Assessment of Angiographically Intermediate Coronary Artery Stenosis Using the Doppler Flowwire, *Am J Cardiol* (1993) 71: 26D-33D
29. Kern M.J., Donohue Th.J., Bach R.G., Aguirre F.V., Caracciolo E.A., Ofili E.O., Quantitating Coronary Collateral Flow Velocity in Patients During Coronary Angioplasty Using a Doppler Guidewire, *Am J Cardiol* (1993) 71: 34D-40D
30. Kramer J., Wimberger D., Haimberger K., Marosi L., Schurawitzki H., Stiglbauer R., Imhof H., Stenose der extrakraniellen Arteria carotis, *Wien Klein Wochenschr* (1993) 105/7: 194-199
31. Kroll M.H., Mechanisms of platlet activation In: *Thrombosis and Hemorrhage*, Loscalzo J, Schafer A.I. Blackwell Scientific Publication, Inc., Oxford London Edinburg, Melbourne Paris Berlin Vienna , 1994
32. Ku D.N., Giddens D.P., Hemodynamics of the normal human carotid bifurcation: in vitro and in vivo studies
Ultrasound in Med & Biol (1985)11: 13-26
33. Ku D.N., Liepsch D., The Effects of Non-Newtonian Viscoelasticity and Wall Elasticity on Flow at a 90° Bifurcation, *Biorheology* (1986) 23: 359-370
34. Lagrange J.L. *New Researches of the Nature and Propagation of Sound* 1759
35. Lambert Th.L., Dev V., Rechavia E., Forrester J.S., Litvack F., Eigler N.L., Localized Arterial Wall Drug Delivery From a Polymer-Coated Removable Metallic Stent, *Circulation* (1994) 90: 1003-1011
36. Liepsch D. Berührungsloses Messen von Strömungsgeschwindigkeiten mittels Laser-Doppler-Anemometrie
HLH (1978) 29:341-344
37. Liepsch D., Moravec St., Zimmer R., Einfluß der Hämodynamik auf Gefäßveränderungen (Einfluß der Blutströmung in Arterien auf die Bildung von Thrombosen und Stenosen) *Biomed Techn* (1981) 26: 115-122

38. Liepsch D., Moravec St., Pulsatile Flow of Non-Newtonian Fluid in Distensible Models of Human Arteries
Biorheology (1984) 21: 571-586
39. Liepsch D.W. Flow in Tubes and Arteries – A Comparison , Biorheology (1986) 23: 395-433
40. Liepsch D., Thurston G., Lee M., Studies of Fluids Simulating Blood-Like Rheological Properties and Applications in Models of Arterial Branches , Biorheology (1991) 28: 39-52
41. Liepsch D., Moravec St., Baumgart R., Some Flow Visualization and Laser-Doppler-Velocity Measurements in a True-To-Scale Elastic Model of a Human Aortic Arch- A New Model Technique, Biorheology (1992) 29: 563-580
42. Liepsch D., Poll A., Blasini R., Correlation Between LDA and Ultrasound Heart Catheter Measurements in a Stenosed Arterial Model, J Biomechanical Engineering (1995) 117: 103-106
43. Liepsch D., Stanek B., Pflugbeil G., Blood flow studies with stents, Biomed Tech (Berl). (1997) 42 Suppl:201-202
44. LoGerfo F.W., Nowak M.D., Quist W.C., Structural details of boundary layer separation in a model human carotid bifurcation under steady and pulsatile flow conditions, J Vasc Surg (1985) 2: 263-269
45. Ma P., Li X., Ku D.N., Convective Mass Transfer at the carotid Bifurcation, J Biomechanics (1997) 30: 565-571
46. Manninen HI, Räsänen HAT, Vanninen RL, Vainio P, Hippeläinen M, Kosma VM, Stent Placement versus Percutaneous Transluminal Angioplasty of Human Carotid Arteries in Cadavers in Situ: Distal Embolisation and Findings at Intravascular US, MR Imaging, and Histopathologic Analysis, Radiology (1999)212:483-492
47. Mathias K.D., Jaeger H.J., Mau C., Goetz F., Problems and Complications of Internal Carotid Artery Percutaneous Transluminal Angioplasty and Stent Placement , Radiology (1995) 197 (P): 234
48. Mathias K.D., Angioplasty and stenting for carotid lesions: an argument for. Adv Surg. (1999) 32:225-243
49. Maurer P.C., Pflugbeil G., Liepsch D., Dörrler J., Rehme U., Biofluidynamische Untersuchungen in durchsichtigen Modellen der menschlichen Halsschlagader: Strömungsphänomene in der gesunden, arteriosklerotisch stenosierten und gefäßchirurgisch rekonstruierten Carotisgabel., aus Gefäßchirurgie im Fortschritt (1991), Georg Thieme Verlag Stuttgart New York: 142-154

50. Miller, D.S.: Internal flow systems 1978. BHRA (Brit. Hyd. Res. Ass.) Fluid. Eng. Ser.
51. Monnick S.H.J., van Boven A.J., Peels H.O., Tigchelaar Izaäk, de Kam P.J., Crijns H.J.G.M., van Oeveran W., Silicon-Carbide Coated Coronary Stents Have Low Platelet and Leukocyte Adhesion During Platelet Activation, J Investigative Medicine (1999) 47: 304-310
52. Moore W.S. for the Ad Hoc Committee, American Heart Association, Guidelines for Carotid Endarterectomy
A Multidisciplinary Consensus Statement From , Circulation (1995) 91: 566-579
53. Moravec S., Liepsch D., Flow Investigations in a Model of Three-Dimensional Human Artery With Newtonian and Non-Newtonian Fluids. Part I., Biorheology (1983) 20: 745-759
54. Müller P.A. Strömungsverhältnisse in einem Krümmer mit kleinem Krümmungsradius (1953) 282-311
55. Mumenthaler M., Mattle H., Zerebrale Durchblutungsstörungen und nichttraumatische intrakranielle Blutung
In: „Neurologie“, Georg Thieme Verlag Stuttgart New York 1997, 10. Auflage, 218-279
56. Neuerburg-Heusler D., Hennerici M., Analyse von Wandbewegungen und Veränderungen atherosklerotischer Plaques, In: „Gefäßdiagnostik mit Ultraschall“, Neuerburg-Heusler D., Hennerici M. (Hrsg.), Thieme-Verlagsges., Stuttgart - New York, 1999, 3. Auflage, 13 - 15
57. Ofili E.O., Kern M.J., Labovitz A.J., Vrain J.A.St., Segal J., Aguirre F.V., Castello R., Analysis of Coronary Blood Flow Velocity Dynamics in Angiographically Normal and Stenosed Arteries Before and After, Endolumen Enlargement by Angioplasty (vgl. Am J Cardiol (1993) 71: 3D-9D), J Am Coll Cardiol (1993) 21: 308-316
58. Ofili E.O., Labovitz A.J., Kern M.J., Coronary Flow velocity Dynamics in Normal and Diseased Arteries
Am J Cardiol (1993) 71: 3D-9D
59. Ohki T, Marin ML, Lyon RT, Berdejo GL, Soundararajan K, Ohki M, Ex vivo human carotid artery bifurcation stenting: correlation of lesion characteristics with embolic potential, J Vasc Surg 27: 463-471
60. Oswatitsch K. Einige Überlegungen zu Abschätzungen in der Strömungslehre. Monatsheft für Mathematik 66/3 (1962), S. 227-235

61. Oswatitsch K. Darstellung von Strömungen in der Umgebung ausgezeichneter Punkte *Miszellaneen der Angewandten Mechanik* (1962)
62. Oswatitsch K. Der gegenwärtige Stand der Strömungslehre *Österr. Ing. Zeitschrift* 12/6 (1963), S. 421-426
63. Picot P.A., Rickey D.W., Mitchell R., Rankin R.N., Fenster A., Three-Dimensional Colour Doppler Imaging *Ultrasound in Med & Biol* (1993) 19: 95-104
64. Poiseuille, J.L.M.: Recherches experimentales sur le mouvement des liquides dans les tubes de tres petits diametres. *Comp. Rend : Acad. Sci. Paris* 11 (1840) 961 bis 967; 1041 bis 1048
65. Prandtl, L.: Neuere Ergebnisse zur Turbulenzforschung, *Z. VDI* 77 (1933) 105 bis 114. Nachdruck: *ges. Abh.*, S. 819 bis 845; Berlin, Göttingen, Heidelberg: Springer 1961
66. Reinhardt H. Über die Geschwindigkeitsverteilungen in einer gradlinigen turbulenten Couetteströmung *ZAMM Sonderheft* 1956 26-29
67. Reiniger AJ, Heinzmann U, Reiniger CB, Friedrich P, Wurzinger LJ, Flow Mediated Fibrin Thrombus Formation In An Endotheliumlined Model Of Arterial Branching, *Thrombosis Research* (1994) 6:659-641
68. Reiniger AJ, Agneskirchner J, Bode PA, Wurzinger LJ, c7E3 Fab Inhibits Low Shear Flow Modulated Platelet Adhesion to Endothelium and Surface-absorbed Fibrinogen by Blocking Platelet GP IIb/IIIa as well as Endothelial Vitronectin Receptor, *Thromb Haemost* (2000) 83: 217-23
69. Resnick N., Gimbrone M.A. jr, Hemodynamic forces are complex regulators of endothelial gene expression *FASEB J* (1995) 9: 874-882
70. Riede U.N., Ihling Ch., Schaefer H.E., Arterien, In: „Allgemeine und spezielle Pathologie“ Georg Thieme Verlag Stuttgart New York 1995, 4. Auflage, 436-460
71. Ross R., The pathogenesis of atherosclerosis: a perspective for the 1990s, *Nature* (1993) 362: 801-809
72. Rousseau H., Joffre F., Raillat C., Julian M., Pierragi M.T., Chalabi F., Bouissou H., Self-expanding Endovascular Stent in Experimental Atherosclerosis, *Radiology* (1989) 170: 773-778

73. Sacco R.L., Benjamin E.J., Broderick J.P., Dyken M., Easton J.D., Feinberg W.M., Goldstein L.B., Gorelick P.B., Howard G., Kittner S.J., Manolio T.A., Whisnart J.P., Wolf P.A., Risk Factors, Stroke (1997) 28: 1507-1517
74. Schuierer G., Huk W.J., Diagnostic Significance of Flow Separation Within the Carotid Bifurcation Demonstrated by Digital Subtraction Angiography, Stroke (1990) 21: 1674-1679
75. Segal J., Applications of Coronary Flow Velocity During Angioplasty and Other Coronary Interventional Procedures, Am J Cardiol (1993) 71: 17D-25D
76. Segal J., Kern M.J., Scott N.A., †King III S.B., †Doucette J.W., ‡Heuser R.R., Ofili E., Siegel R., Alterations of Phasic Coronary Artery Flow Velocity in Humans During Percutaneous Angioplasty, J Am Coll Cardiol (1992) 20: 276-286
77. Serrin J. Mathematical principles of classical fluid mechanics. (Monograph) In Handbuch der Physik, vol. VIII/1 (1959), pp. 125-263. Russian translation: Foreign Literature Publishing House, Moscow 1963 (265 pages).
78. Steineke W., Kloetzsch C., Hennerici M., Variability of flow patterns in the normal carotid bifurcation
Atherosclerosis (1990) 84: 121-127
79. Takahashi M., Ishida T., Traub O., Corson M.A., Berk B.C., Mechanotransduction in Endothelial Cells: Temporal Signaling Events in Response to Shear Stress, J Vasc Research (1997) 34: 212-219
80. Trautwein, Kreibitz, Oberhausen, Physik für Mediziner, Biologen, Pharmazeuten, New York de Gruyter, 1986
81. Truckenbrodt, E.: Fluidmechanik Band I 273 bis 278
82. Truckenbrodt, E.: Fluidmechanik Band I 237 bis 239
83. Ward Smith, A.J.: Pressure losses in ducted flows. London: Butterworths 1971
84. White C.W., Clinical Applications of Doppler Coronary Flow Reserve Measurements, Am J Cardiol (1993) 71: 10D-16D
85. Wholey MH, Randomizing Carotid Endarterectomy to Carotid Stenting ? J Endovasc Surg (1999) 6:127-129
86. Womersley, J.R.: An Elastic Tube Theory of Pulse Transmission and Oscillatory Flow in Mammalian Arteries. Technischer Bericht 56{614, Aeronautical Research Laboratory, January 1957.
87. Wurzinger LJ, Arterielle Thrombose als Folge von Strömungsanomalien – Aktivierung des Hämostatischen Systems und Endothelschädigung, VASA-Suppl (1991) 32:43-53

88. Zhao S.Z., Xu X.Y., Hughes A.D., Thom S.A., Stanton A.V., Ariff B., Long Q., Blood flow and vessel mechanics in a physiologically realistic model of a human carotid arterial bifurcation, *J Biomechanics* (2000) 33: 975-984

9. Abbildungsverzeichnis

- Abb.1: Zulauf und Ablauf. Verbunden über ein Silikonrundbogen mit 6mmØ 13
- Abb.2: Krümmer mit Ablösezonen 13
- Abb.3: Strömungsprofil vor und nach einer 90° Krümmung 14
- Abb.4: Sekundärströmung 14
- Abb.5: Doppelwirbel der Sekundärströmung, der ein schraubenförmiges Strömungsbild liefert 14
- Abb.6: Strömungsprofil laminarer Strömung 17
- Abb.7: Übergang von einer laminaren Umströmung zur turbulenten. Es bilden sich Wirbel, die sich ablösen
- Abb.8 Vergleich: 1. Laminares Strömungsprofil; 2. Turbulentes Strömungsprofil.
- Abb.9 Stent stabilisiert die Gefäßwand und hält so das Blutgefäß offen
- Abb.10 Zustand vor (linkes Bild) und nach (mittleres Bild) Einbringung eines Stents nach Gefäßverschluss
- Abb.11 Zustand 16 Monate nach (linkes Bild) Einbringung eines Stents nach Gefäßverschluss
- Abb.12 Bogen- Modell 6/8 mm ohne Stent
- Abb.13 Model 6mmØ mit Stent I
- Abb.14 Model 6mmØ mit Stent II
- Abb.15 Model 8mmØ mit Stent III
- Abb.16 Model 8mmØ mit Stent VI
- Abb.17 Model 6mmØ mit Stent V
- Abb.18 Model 8mmØ mit Stent VI
- Abb.19 Interferenz im Schnittpunkt der Laserstrahlen
- Abb.20 Schema des LDA-Systems
- Abb.21 Darstellung des Strömungskreislaufs und der Messwerteerfassungsanlage
- Abb.22 Pumpe und Windkessel für die Erzeugung der periodischen Pulswelle
- Abb.23 Laser, Modellkasten mit Modell und Glycerin-Wasser-Gemisch und Photomultiplier
- Abb.24 Verschiebetisch mit Photomultiplier, Modellkasten etc.
- Abb.25 Messung der Viskosität von Blut (oooo) und der des verwendeten Fluids (+++++) in Abhängigkeit von der Scherrate 106
- Abb.26 Viskosimeter
- Abb.27 Thermovideoprinteraufzeichnung des Dopplersignals in der ACC
- Abb.28: Messquerschnitte des elongierten Rundbogen
- Abb.29 Querschnittsdarstellung des Rundbogen mit Messpunkten
- Abb.30 Zeit-Geschwindigkeits-Kurve im Leermodell
- Abb.31 Geschwindigkeitsprofil im Leermodell
- Abb.32 Geschwindigkeitsprofil im Leermodell
- Abb.33 „Covered Stent“ ohne vollständige Adaptation an die Wand des Gefäßmodells“
- Abb.34 Durchmesser Volumenstrom bei Stents mit 6mm und 8mm Ø
- Abb.35 Fließverhalten einer newton´ schen Flüssigkeit

Abb.36 Strömungsprofile	
Abb.37 Messung der Viskosität von Blut (oooo) und der des verwendeten Fluids (++++) in Abhängigkeit von der Scherrate	106
Abb. 38 Flussprofilveränderung in einem Krümmer	
Abb. 39 Linien des gleichen Drucks in einem Krümmer	
Abb.40 Entstehung der Sekundärströmung	
Abb. 41 Ablösezone	

10. Danksagung

Meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. H. Berger und Dr. med. O.Greil, auf deren Initiative dieses Projekt entstanden ist, bin ich großen Dank schuldig. Bei allen medizinischen und organisatorischen Fragen konnte ich auf Ihre Hilfe zurückgreifen und wertvolle Hinweise in die Arbeit einbringen. Herrn Prof. Dr.-Ing. D. Liepsch danke ich für die Betreuung und Unterstützung, die ich während der gesamten Laufzeit dieses Projekts in Anspruch nehmen durfte. Unter seiner Leitung entstand im Labor für Biofluidmechanik der Fachhochschule München der experimentelle Versuchsaufbau und ein großer Teil der Datenauswertung. Des weiteren bedanke ich mich bei Herrn Dipl. Ing. T.Schmidt, der mir mit seinem Einsatz und seiner Erfahrung auf dem Gebiet der Laser-Doppler-Anemometrie und der Biofluidmechanik eine grosse Hilfe war. Den Werkmeister Herrn Starosczyk gilt mein Dank für der Herstellung der speziellen Einzelteile und die Hilfe beim Einbau in den Strömungskreislauf.

Anhang A



Abb1: Brag Zellen und Doppler

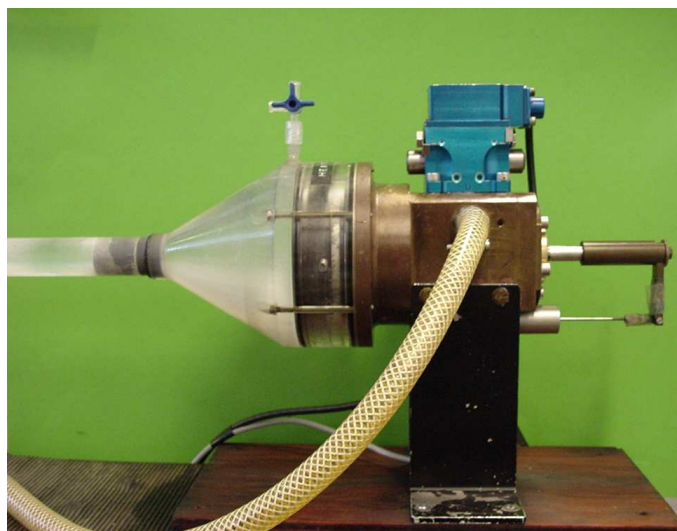


Abb.2: Herzpumpe



Abb.3: Kompletter Versuchsstand



Abb.4: Steuergerät und Messverstärker



Abb.5: Photomultiplier



Abb.6: Wasserturm