

Technische Universität München

Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie
des Klinikums rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. E. J. Rummeny)

Abteilung für interventionelle Radiologie
(Leiter: Univ.-Prof. Dr. H. Berger)

Fluiddynamische Untersuchungen an Karotismodellen mit Stentimplantation

Birgit Maria Stanek

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. E. J. Rummeny

Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. H. Berger

2. Univ.-Prof. Dr. H.-H. G. U. Eckstein

Die Dissertation wurde am 10.09.2012 bei der Technischen
Universität München eingereicht, und durch die Fakultät für
Medizin am 07.05.2014 angenommen

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG.....	SEITE 4
2. MATERIALIEN UND METHODEN.....	SEITE 10
2.1 Aufgabenstellung.....	Seite 10
2.2 Modellbau	Seite 13
2.3 Implantation der Stents	Seite 19
2.4 Reynoldscher Farbfadenversuch	Seite 20
2.5 Spannungsoptische Methode der Strömungssichtbarmachung.....	Seite 25
2.6 Laser-Doppler-Anemometrie	Seite 31
2.7 Computersimulation	Seite 48
3. ERGEBNISSE.....	SEITE 50
3.1 Ergebnisse des Farbfadenversuchs	Seite 50
3.2 Ergebnisse der spannungsoptischen Methode der Strömungssichtbarmachung..	Seite 57
3.3 Ergebnisse der Laser-Doppler- Anemometrie für Stent 0 und Stent 2	Seite 62
3.4 Vergleich der LDA-Ergebnisse mit den Ergebnissen der Computersimulation für Stent 2.....	Seite 68
4. DISKUSSION	SEITE 75
5. ZUSAMMENFASSUNG.....	SEITE 84
6. LITERATURVERZEICHNIS.....	SEITE 87
7. ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	SEITE 94
8. DANKVERMERK.....	SEITE 97

Fluiddynamische Untersuchungen an Karotismodellen mit Stentinplantation

1. Einleitung

Der Schlaganfall ist weltweit nach kardiovaskulären und malignen Erkrankungen die dritthäufigste Todesursache (12 Seite 275). In Deutschland erkranken jährlich 165000 Menschen an einem Schlaganfall. Etwa 30000 Schlaganfälle jährlich gehen auf arteriosklerotische Veränderungen der Arteria carotis zurück (51, Seite 2).

Die Ursache der Arteriosklerose ist noch nicht geklärt. Es gilt allerdings als gesichert, daß eine Schädigung der Endothelzellen am Anfang der arteriosklerotischen Entwicklung steht (33). Für die Endothelzellschädigung, die den arteriosklerotischen Prozess in Gang setzt, werden verschiedene Faktoren verantwortlich gemacht: Veränderungen der Blutzusammensetzung, Veränderungen des Gehalts an ungesättigten Fettsäuren.

Andererseits sollen Endothelzellen auch über Scherkräfte direkt mechanisch geschädigt werden. Auch ein gestörter Stoffaustausch durch verlangsamte Blutströmung soll zum Endothelzellschaden führen. Die drei Mechanismen seien hier kurz erklärt: Nach Krieglstein (33) zeichnen sich geschädigte Endothelzellen durch eine erhöhte Mitoserate, erhöhte Permeabilität, und eine erhöhte Apoptoserate aus. Das Zustandekommen des Endothelzelluntergangs wird wie folgt beschrieben: Freie Fettsäuren (mit einer freien Carboxylgruppe, ungesättigt und cis-konfiguriert wie zum Beispiel die Ölsäure) aktivieren PP2C (Proteinphosphatase 2C). PP2C dephosphoryliert daraufhin BAD (Bcl-2-antagonist of cell death), der im dephosphorylierten Zustand die Apoptose der Endothelzelle auslöst.

Der Einfluß von Scherkräften auf arteriosklerotische Veränderungen ist noch nicht abschließend geklärt. Da sich arteriosklerotische Veränderungen meist an Gefäßverzweigungen, -krümmungen, oder in stenotisierten Bereichen finden, ist Fry der Ansicht, daß hohe Scherkräfte die Verletzung des Endothels bewirken, und damit arteriosklerotischen Prozessen Vorschub leisten (21). Die Theorie von Fry wurde in den 60er Jahren aufgestellt, und wurde bis jetzt nicht widerlegt.

Nach Caro entstehen arteriosklerotische Plaques vor allem in Bereichen, in denen niedrige Scherkräfte wirken. Durch langsame Fließgeschwindigkeiten soll der Stoffaustausch behindert sein, was letztlich zu einer Schädigung der Endothelzellen führt (7).

Durch den oben beschriebenen Endothelzellschaden kommt es zu folgenden pathophysiologischen Veränderungen: Gefäßverengung und Ausbildung der arteriosklerotischen Plaque (33).

Endothelzellen erfüllen wichtige Aufgaben: Sie regulieren den Gefäßtonus. Erhöht sich der radiäre Druck im Gefäß, wird Stickstoffmonoxid durch die Endothelzellen freigesetzt. Es kommt zu einer Erweiterung des Gefäßes. Durch einen Endothelzellschaden, bleibt die Freisetzung von Stickstoffmonoxid aus. Es resultiert eine

dauerhafte Gefäßverengung.

Im ungeschädigten Zustand wirken Endothelzellen durch Freisetzung von Mediatoren antithrombotisch und antiadhäsiv. Ein geschädigtes Endothel bildet Adhäsionsmoleküle aus. Intrazelluläre Adhäsionsmoleküle ICAM und vasculäre zelluläre Adhäsionsmoleküle VCAM werden freigesetzt. Dadurch können sich Monozyten und T-Lymphozyten an die Gefäßwand heften, in den subendothelialen Bereich einwandern, und sich dort anreichern. Nachdem die Monozyten die Intima der Arterienwand erreicht haben, erfolgt ihre Umwandlung zu Makrophagen. Durch Aufnahme von Lipoproteinen wandeln sie sich in Schaumzellen um.

Makrophagen und T-Lymphozyten setzen proinflammatorische Zytokine und Interleukine frei. Es kommt zur Entzündungsreaktion. Freisetzung von Wachstumsfaktoren wie PDGF (platelet derived growth factor) FGF2 (fibroblast growth factor 2) und TGF- β (transforming growth factor β) führt zu einer Proliferation glatter Muskelzellen in der Media. Die glatten Muskelzellen nehmen ebenfalls Lipide auf.

Die oben geschilderten Vorgänge führen zu einer Verdickung der Arterienwand. Schließlich bildet sich eine arteriosklerotische Plaque aus. Die Plaque besitzt einen Lipidkern aus Schaumzellen und Lipoproteinen. Eine fibröse Kappe trennt die Plaque vom Arterienlumen. Im Laufe der Zeit kann sich diese fibröse Kappe unter dem Einfluß von Enzymen (Kollagenasen und Gelatinasen), die von Makrophagen freigesetzt werden, ausdünnen. Durch den Einfluß der Scherkräfte der Blutströmung reißt die Kappe. Es kommt zur Aktivierung des Gerinnungssystems, zur Thrombenbildung. Freigesetzte Thromben und Material des nekrotischen Lipidkerns werden ausgeschwemmt. Es kommt zum Gefäßverschluß, zum ischämischen Infarkt.

Den häufigsten Pathomechanismus einer karotisbedingten Ischämie stellt die arterio-arterielle Embolie dar, wobei Plaquebestandteile und Thromben freigesetzt werden (14, Seite 2322).

Nach Angaben des Erlanger Schlaganfallregisters (51) sind etwa 18 % der Schlaganfälle auf arteriosklerotische Veränderungen an den extrakraniellen hirnversorgenden Arterien zurückzuführen. Überwiegend ist die Arteria carotis betroffen. In der Arteria carotis befinden sich arteriosklerotische Plaques vor allem an der dem Strömungsteiler gegenüberliegenden Wand. An dieser Stelle befindet sich die sogenannte Ablösezone (41, Seite 2). An der Ablösezone herrschen niedrige axiale Strömungsgeschwindigkeiten. Es kommt hier auch zu Rückströmvorgängen, also negativen Geschwindigkeiten, damit langen Verweilzeiten der Blutbestandteile. Auf der Seite des Strömungsteilers herrschen hohe Geschwindigkeiten und Scherkräfte. Die höchsten Scherkräfte entstehen im Grenzbereich langsame Strömung-schnelle Strömung, also an der Grenze zwischen Ablösezone und dem Gebiet um den Strömungsteiler. Betrachtet man die oben aufgeführten Theorien von Fry und Caro, so bleibt es letztlich strittig, ob niedrige oder hohe Scherkräfte den arteriosklerotischen Prozeß starten.

Da der Schlaganfall die neurologische Erkrankung ist, die bei älteren Patienten am häufigsten zur Behinderung führt, kommt der Prävention besondere Bedeutung zu. Zur Behandlung der arteriosklerotischen Veränderungen in der Arteria carotis werden drei therapeutische Wege beschritten, die allerdings nicht gleichwertig sind, sondern vom Erkrankungsstadium und dem Allgemeinzustand des Patienten abhängen:

- Die konservativ-medikamentöse Behandlung
- Die Karotis-Thrombendarteriektomie (Karotis-TEA)
- Die perkutane transluminale Angioplastie (PTA) mit Stentimplantation

Die konservativ-medikamentöse Therapie zielt darauf ab, beeinflussbare Risikofaktoren für die Arteriosklerose möglichst klein zu halten.

Sie umfaßt Maßnahmen, die auf eine Normalisierung der Cholesterin- und Blutzuckerspiegel, des Körpergewichts, sowie des Blutdrucks abzielen.

Neben Bewegungstraining, Diäten, Nichtrauchertraining kommen vor allem folgende Medikamentengruppen zum Einsatz: Lipidsenker, Antihypertensiva, Antidiabetica, Thrombozytenaggregationshemmer.

Seit ihrer Erstbeschreibung 1954 durch Eastcoff, Pickering und Rob hat sich die Karotis-TEA zum Goldstandard für die Behandlung höhergradiger Karotisstenosen entwickelt.

Das Prinzip der Karotis-TEA ist die offene Ausschälplastik. Die arteriosklerotische Läsion wird im Gegensatz zur Stentimplantation operativ entfernt: Nach Freipräparation der Karotidgabel unter Schonung des Nervus glossopharyngeus erfolgt eine Längsarteriotomie der Arteria carotis communis und der Arteria carotis interna. Anschließend wird die arteriosklerotische Plaque ausgeschält. Der häufig mitbetroffene Externaabgang wird transluminal ausgeschält. Eine eventuell verbleibende Intimastufe wird mit Einzelknopfnähten gesichert. Zur Prophylaxe von Nahtstenosen kommen oft Streifen- oder Patchplastiken zum Einsatz. Manchmal, wenn die Arteriotomie nur den Endabschnitt der Arteria carotis communis oder den Anfangsabschnitt einer kaliberkräftigen Arteria carotis interna betrifft, wird ein Direktverschluß durchgeführt. Eine häufige Operationsvariante ist die Eversionsarterektomie, bei der die Arteria carotis interna am Abgang schräg abgesetzt wird. Die arteriosklerotische Plaque wird ausgeschält, wobei die Innenwand der Arteria carotis interna nach außen gestülpt wird. Die Ausschälung der Arteria carotis communis erfolgt offen. An der Arteria carotis externa wird die Ausschälung transluminal oder offen vorgenommen (28 Seite 359).

In den Studien ECST und NASCET wurde bewiesen daß Patienten mit symptomatischen Karotisstenosen von der Karotis-TEA im Vergleich zu einer konservativ-medikamentösen Behandlung profitieren. Der Vorteil ist hierbei abhängig vom Stenosegrad: Nach 5 Jahren beträgt die Risikoreduktion eines ipsilateralen Schlaganfalls nach Karotis-TEA im Falle einer 70-99%igen Stenose 16%, im Falle einer 50-69%igen Stenose noch 4,6%. Beträgt die Stenose weniger als 50% profitiert der Patient von der Operation nicht (14, Seite 2323).

Auch bei Patienten mit höhergradigen asymptomatischen Karotisstenosen ist die Karotis-TEA zu empfehlen, wie die ACAS- und die ACST-Studie gezeigt haben: Für die ACAS-Studie wurden Patienten mit 60-99%igen asymptomatischen Karotisstenosen randomisiert: Die Inzidenz eines ipsilateralen Schlaganfalls nach 5 Jahren betrug in der OP-Gruppe 5,1%, in der medikamentös behandelten Gruppe 11%. Das Risiko eines Schlaganfalls wurde für Männer innerhalb von 5 Jahren um 8% reduziert. Frauen profitieren kaum (1,4%) (14, Seite 2325). In der ACST-Studie betrug das 5-Jahres Risiko eines Schlaganfalls für operierte Patienten 6,4%, für konservativ behandelte Patienten 11,8% (14, Seite 2326).

Die durch Operation gewonnene Risikoreduktion darf allerdings nicht durch ein hohes OP-Risiko zunichte gemacht werden. Deshalb fordert die American Heart Association, daß die perioperative Komplikationsrate für symptomatische Stenosen unter 6%, für asymptomatische Stenosen unter 3% liegen muß. Für asymptomatische Stenosen mit höhergradiger kontralateraler Stenose sollte die Komplikationsrate bei maximal 5% liegen.

Zur Zeit gelten folgende Indikationen für eine Karotis-TEA (14, Seite 2328):

Symptomatische Karotisstenosen mit einem Stenosegrad unter 50% werden konservativ-medikamentös behandelt.

Liegt der Stenosegrad bei 50-69% und besteht ein geringes Schlaganfallrisiko, erfolgt ebenfalls eine konservativ-medikamentöse Therapie. Indikatoren für ein geringes Schlaganfallrisiko sind: Lebensalter unter 75 Jahre, weibliches Geschlecht, gute Kollateralversorgung, keine intrakranielle Stenose. Symptome wie Amaurosis fugax, TIA, Apoplex sollten länger als 3 Monate zurückliegen.

Bei einem Stenosegrad zwischen 50 und 69% und erhöhtem Schlaganfallrisiko wird die Operation empfohlen, sofern das Operationsrisiko des Operateurs unter 6% liegt. Indikatoren für ein erhöhtes Schlaganfallrisiko sind: Lebensalter über 75 Jahre, männliches Geschlecht, schlechte Kollateralversorgung, ulzerierte Stenose, intrakranielle Tandemstenose, sowie neurologische Ausfälle wie Hemisphären-TIA, rezidivierende TIA, Schlaganfall in den letzten 3 Monaten.

Asymptomatische Stenosen unter 60% werden konservativ-medikamentös behandelt. Für asymptomatische Stenosen über 60% ist die Therapie ebenfalls konservativ wenn ein erhöhtes Operationsrisiko besteht: Lebenserwartung unter 5 Jahre, ASA III/IV.

Bei asymptomatischen Stenosen von 60% und darüber wird eine Operation durchgeführt, wenn folgende Bedingungen erfüllt sind: Lebenserwartung über 5 Jahre, ASA I/II, progrediente Stenose, kontralateraler Verschluss, stummer Hirninfarkt im CCT, schlechte Kollateralversorgung, echoarme Plaque, ulzerierte Stenose.

In den letzten zehn Jahren hat die Karotisangioplastie mit Stentimplantation zunehmend an Bedeutung gewonnen.

Die Karotisangioplastie mit Stentimplantation wird in folgenden Schritten durchgeführt (51): (Varianten in Abhängigkeit von der individuellen Situation des Patienten und örtlichen Gepflogenheiten sind möglich) (128, Seite 4): Über die Arteria femoralis wird ein Führungskatheter oder eine flexible Schleuse bis knapp unterhalb der Zielläsion in die Arteria carotis communis eingebracht. Anschließend wird ein Embolieprotektionssystem platziert. Direkt oder nach Ballondilatation wird ein selbstexpandierender Stent (in 75% der Fälle die Karotisbifurkation übergreifend) platziert. Ballonexpandierbare Stents sind wegen der Gefahr der Verformung inzwischen obsolet. Anschließend wird der Stent mit dem Ballon nachdilatiert. Der Eingriff erfolgt unter angiografischer Kontrolle. In der Folgezeit nach Stentimplantation wird eine Therapie mit Thrombozytenaggregationshemmern durchgeführt. Meist kommt eine Kombination aus ASS und Clopidogrel zum Einsatz.

In frühen Studien (Wallstent, Leicester) war die PTA mit Stentimplantation der Karotis-TEA noch unterlegen. Durch technischen Fortschritt konnten Therapierisiken so weit gesenkt werden, daß die PTA mit Stentimplantation als Alternativbehandlung zur Karotis-TEA für bestimmte Patientengruppen in Frage kommt.

Ein Großteil der in den letzten Jahren durchgeführten Karotisangioplastiestudien nahm bevorzugt Patienten auf, die aus Studien zur Karotis-TEA wegen eines hohen Operationsrisikos ausgeschlossen worden wären.

Folgende Erkrankungen stellen ein erhöhtes Risiko für eine Karotis-TEA dar (60, Seite 88):

- Schwere Herzerkrankungen:
 - koronare Herzkrankheit, die eine PTA oder einen Bypass erfordert,
 - kongestive Kardiomyopathie
- Schwere Lungenerkrankung:
 - Sauerstoffpflicht
 - FeV1<20%
- Schwere Niereninsuffizienz:
 - Serumkreatinin über 3,0 mg%
 - Dialysepflicht
- Z.n. Karotis-TEA (Restenose)

- Kontralaterale Stimmbandlähmung
- Chirurgisch schwer angehbare Läsionen
- Tracheostomie
- Z.n. Bestrahlung im Halsbereich
- Z.n. ipsilateraler neck dissection

Die Indikation für die Karotisangioplastie mit Stentimplantation ist nach einem Positionspapier der deutschen Gesellschaft für Kardiologie wie folgt festgelegt (51):

- Patienten mit symptomatischer, mindestens 50% iger oder asymptomatischer mindestens 80% iger Karotisstenose (nach Farb-Duplex-Scan) und Vorliegen eines erhöhten Operationsrisikos
- Patienten mit symptomatischer mindestens 50% iger Stenose
- Patienten unter 75 Jahren mit asymptomatischer mindestens 70%iger Karotisstenose (nach Farb-Duplex-Scan oder Angiografie)

Folgende Diagnosen erschweren die Karotisangioplastie mit Stentimplantation und sind deshalb als Kontraindikation zu werten (60):

- Stark gewundene Verläufe der Arteria carotis
- Schwere Arteriosklerose des Aortenbogens, der A. brachiocephalica, bzw. der A. carotis
- Stenose der Femoralarterie
- Z.n. Stentimplantation mit Restenose
- Kontrastmittelallergie
- Thrombotischer Verschuß der A. carotis
- Intracranielles Aneurysma
- Blutungsanomalien
- Anzahl der zu plazierenden Stents > 2

In diesen Fällen wird zur Karotis-TEA geraten

In den Studien zur Karotisangioplastie sind in den letzten Jahren im Vergleich zu den Anfängen der Methode erheblich verbesserte Ergebnisse erzielt worden. Dies ist vor allem durch neue Entwicklungen (Protektionssysteme, verbesserte Operationsbestecke, dünnere Katheter) und größere Erfahrung der Anwender erreicht worden.

Coward analysierte die Karotisangioplastiestudien der letzten 6 Jahre, und stellte dabei fest, daß zwischen 1998 und 2004 nur 5 randomisierte Studien durchgeführt wurden, die die Karotis-TEA mit der Karotis-PTA verglichen: CAVATAS, Kentucky A, Kentucky B, Leicester, WALLSTENT, SAPPHIRE. (Über 5000 Studienberichte meist nicht randomisierter Studien wurden durchgesehen).

Die Werte für die 30 Tages-Endpunkte (Tod, Schlaganfall) waren (11):

	PTA/Stentimplantation	TEA
• CAVATAS	10%	9,9%
• WALLSTENT	12,1%	4,5%
• Kentucky A	0%	2%
• Kentucky B	0%	0%
• Leicester	45%	0%
• SAPPHIRE	4,8%	5,4%

Die 30 Tages-Komplikationsraten (Tod, Schlaganfall) zeigten in einer gemeinsamen Analyse keinen signifikanten Unterschied zwischen Karotis-TEA und PTA mit Stentimplantation. Auch in den Werten Prävention von Tod und Schlaganfall nach einem Jahr zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Eingriffen. Obwohl wegen hoher Komplikationsraten in der Angioplastiegruppe früh abgebrochen, wurden die Leicester- und die WALLSTENT-Studie mit in die Analyse einbezogen. Wegen geringer Fallzahlen hatten sie allerdings keinen starken Einfluß auf das Ergebnis.

Hier noch einige 30 Tagesraten (Schlaganfall, Herzinfarkt und Mortalität) aus anderen Studien: SECURITY: 7,2%, BEACH: 5,4%, CABERNET: 3,8%, MAVeRIC: 5,2%, ARCHeR: 7,8% (23, Seite 72)

Für die TEA sind folgende 30 Tages-Komplikationsraten (Schlaganfall, Mortalität) bekannt: 7,0% (ECST), 6,5% (NASCET), 7,3% (Medicare multistate, symptomatische Patienten), 1,5% (ACAS), 3,9% (Medicare multistate, asymptomatische Patienten) (6, Seite 211)

Neben Studienergebnissen, die sich auf perioperative Daten beziehen, muß auch die Dauerhaftigkeit des Behandlungserfolges berücksichtigt werden. In einer Studie von Sullivan wurden 60 Berichte mit über 22000 Karotis-PTAs im Hinblick auf die Restenoseraten ausgewertet. Die Mehrzahl der Angaben erbrachte Restenoseraten von etwa 5-10% im Beobachtungszeitraum von 1-2 Jahren (60, Seite 88). Nach Frericks sind für die Karotis – TEA Restenoseraten von 10% im ersten Jahr, 3% im zweiten Jahr, und 2% im dritten Jahr nach Operation bekannt (27, Seite 330).

Der Stellenwert der Carotisangioplastie mit Stentimplantation ist noch nicht abschließend geklärt. Langzeitergebnisse aus randomisierten Studien müssen noch abgewartet werden. Zur Zeit beschäftigen sich folgende randomisierte Studien mit diesem Thema:

- ICSS: International Carotid Stenting Study
- CREST: Carotid Revascularization Endarterectomy versus Stent Trial
- SPACE: Stent protected Percutaneous Angioplasty of the Carotid versus Endarterectomy

Die EVA-3S-Studie (Endarterectomy versus Angioplasty in Patients with Severe Symptomatic Stenosis) wurde im Dezember 2005 wegen Komplikationen im Stentarm vorzeitig beendet.

Es ist zu bedenken, daß die PTA mit Stentimplantation keinen einheitlichen Eingriff darstellt. Unterschiedliche Stents, Applikations- und Protektionssysteme finden Anwendung. Für jedes System ist deshalb eine gesonderte Prüfung erforderlich.

Die folgende Arbeit untersucht den Einfluß von drei Stents auf das Fließverhalten in künstlichen Karotismodellen.

2. Materialien und Methoden

2.1. Aufgabenstellung

Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluß von drei Stents auf das Strömungsmuster in künstlichen Silikonkautschukmodellen der Arteria carotis zu untersuchen. Es sollte dabei allein die Veränderung des Strömungsverhaltens, hervorgerufen durch die Stents untersucht werden, so daß der Fall einer vollständigen, stenosefreien Wiederherstellung der Gefäßgeometrie angenommen wurde. In Folgearbeiten sollten Versuche an stenotisierten Gefäßmodellen durchgeführt werden.

Die Stents wurden im Klinikum rechts der Isar, München, in der Abteilung für interventionelle Radiologie in endovaskulärer Technik in die Silikonkautschukmodelle implantiert. Die Silikonkautschukmodelle waren was ihre Abmessungen, die Elastizität der Gefäßwände, die Beschaffenheit der inneren Oberfläche betrifft humanen Gefäßen ähnlich (45). Ein besonderer Vorteil für die Durchführung der Strömungsuntersuchungen war ihre Transparenz. Als Vergleichsmodell für die Messungen diente ein Silikonkautschukmodell ohne Stent, das im folgenden als Modell Stent0 bezeichnet wird.

Bild1: Stent0



Das Strömungsverhalten wurde für folgende Stents analysiert:
einen Wallstent (6/25mm), der beginnend am Strömungsteiler in der Arteria carotis interna positioniert wurde (Stent1). (Der Stent wurde auf 15mm Länge gekürzt).

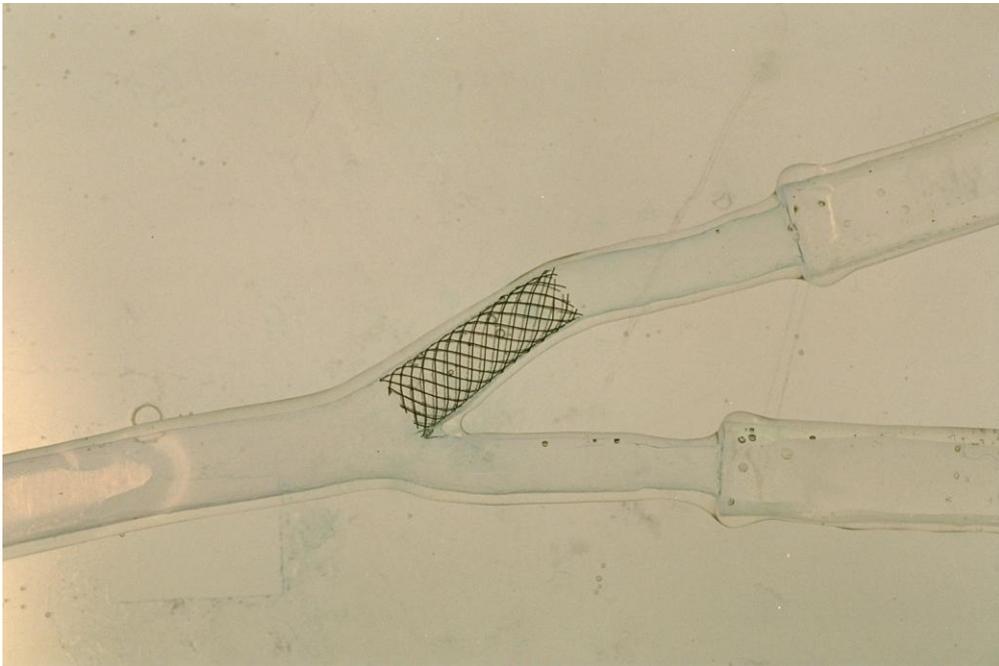


Bild 2: Stent1

- einen Wallstent (6/25mm), der in der Arteria carotis interna über den Strömungsteiler hinausragend im Bulbus liegend positioniert wurde. Das Ostium der Arteria carotis externa wird dabei zum Teil überbrückt. (Der Stent wurde auf 15mm Länge gekürzt). (Stent2)

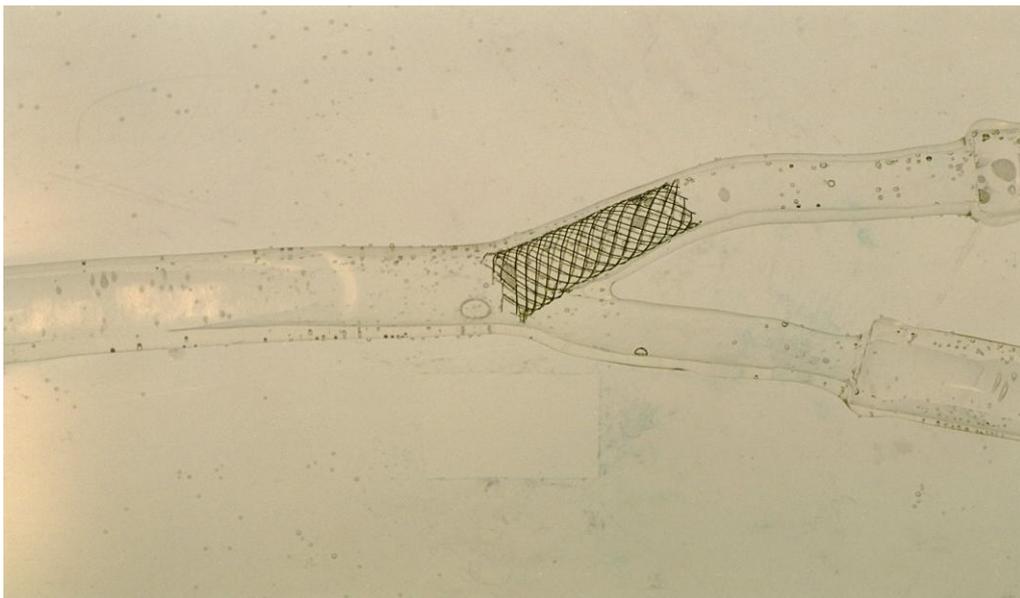


Bild 3: Stent2

- Einen Wallstent (9/22mm), der sich von der Arteria carotis communis in die Arteria carotis interna fortsetzt, und dabei die Mündung der Arteria carotis externa vollständig überspannt (Stent3). ->Bild 4

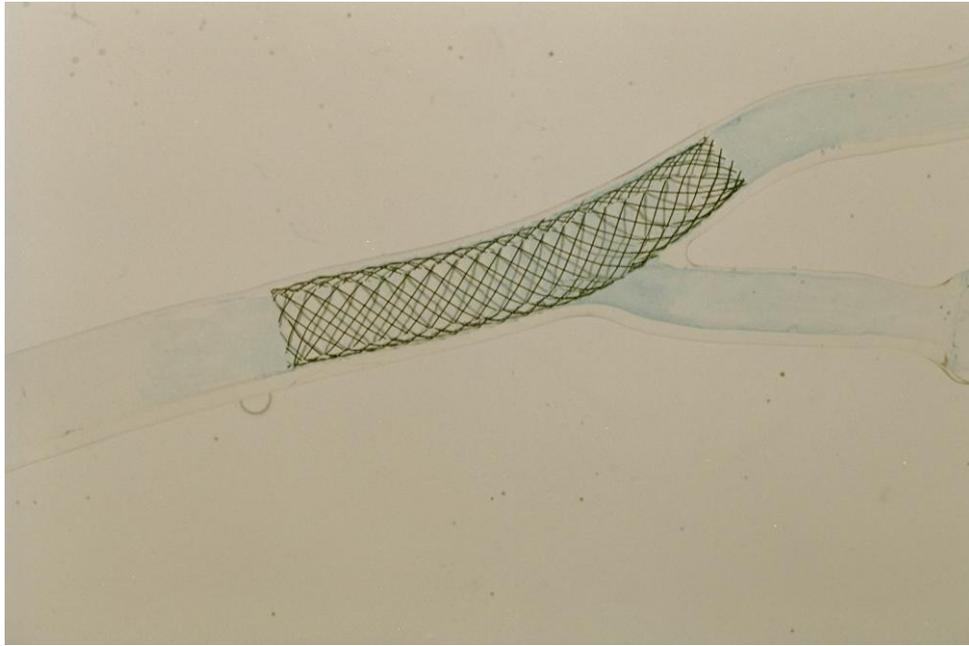


Bild 4: Stent3

Das Fließverhalten in diesen vier Carotismodellen wurde mithilfe des Reynoldsen Farbfadenversuchs und der spannungsoptischen Methode der Strömungssichtbarmachung untersucht. Für Modell Stent2 wurden die Strömungsgeschwindigkeiten in der Arteria carotis interna in einem repräsentativen Meßquerschnitt, dem Querschnitt 2P5Q2 mit Hilfe der Laser-Doppler-Anemometrie grafisch erfaßt, und mit den Werten des Leermodells Stent0 verglichen.

Anschließend wurde ein Methodenvergleich durchgeführt, um die Plausibilität der Versuchsergebnisse zu überprüfen. Für den Vergleich wurde Modell Stent2 gewählt, da von Modell Stent2 die deutlichsten Veränderungen im Strömungsverlauf erwartet wurden: Die in den obigen Versuchen gewonnenen Ergebnisse und LDA-Ergebnisse für weitere Meßquerschnitte von Stent2, angefertigt von Herrn Dr. Oliver Greil wurden einer CFD-Simulation, einer Berechnung des Strömungsverlaufs, angefertigt von Herrn Dipl.-Ing. (TU) Dipl.-Ing. (FH) Christian Stanek gegenübergestellt. Die Ergebnisse der LDA-Messungen wurden zur besseren Vergleichbarkeit gemittelt und in farbcodierte Darstellungen umgewandelt.

2.2. Modellbau

Die verwendeten Silikonkautschukmodelle stellen durchsichtige, maßstabsgetreue Nachbildungen menschlicher Gefäße dar, die was Elastizität und Beschaffenheit der inneren Oberfläche betrifft ihren natürlichen Vorbildern ähneln (45). Das Modellbauverfahren nach Liepsch soll im folgenden näher beschrieben werden.

Um ein naturgetreues Gefäßmodell zu erhalten wird an einer Leiche ein Silikonausguß des jeweiligen Gefäßes angefertigt. Den hier verwendeten Silikonkautschukmodellen lag eine gesunde, nicht arteriosklerotisch veränderte Arteria carotis eines 25jährigen Mannes post mortem zugrunde.

Das Ausgußpräparat wird mechanisch und mithilfe eines chemischen Verfahrens von Gewebepartikeln befreit. Anschließend wird das Ausgußpräparat in eine Silikonkautschukmasse, die in einen Holzrahmen gefüllt wurde gepreßt. Nach dem Anbringen von Gießkanälen entsteht die sogenannte Kernform. Mithilfe der Kernform können beliebig viele Wachskerne, die als Grundlage für die Silikonmodelle dienen gegossen werden.

Anfertigen der Silikonkautschukmodelle

Die beiden Hälften der Kernform werden mit Silikontrennmittel der Firma Wacker Chemie besprüht und zusammengeschraubt. Mit dem Bunsenbrenner wird Modellwachs, Dea Wachs, Firma Schubert & Salzer geschmolzen und in die Form gefüllt.



Bild 5: Schmelzen des Waxes über dem Bunsenbrenner. Links im Bild die Kernform

Nach dem Erkalten des Wachses öffnet man die Form, entnimmt den sogenannten Wachs-kern, schneidet überschüssige Gußteile ab und entgratet den Wachs-kern mit dem Skalpell. Dabei ist zu beachten, daß noch Wachsstege zum späteren Aufhängen des Modells belassen werden

- > Bilder 6 und 7

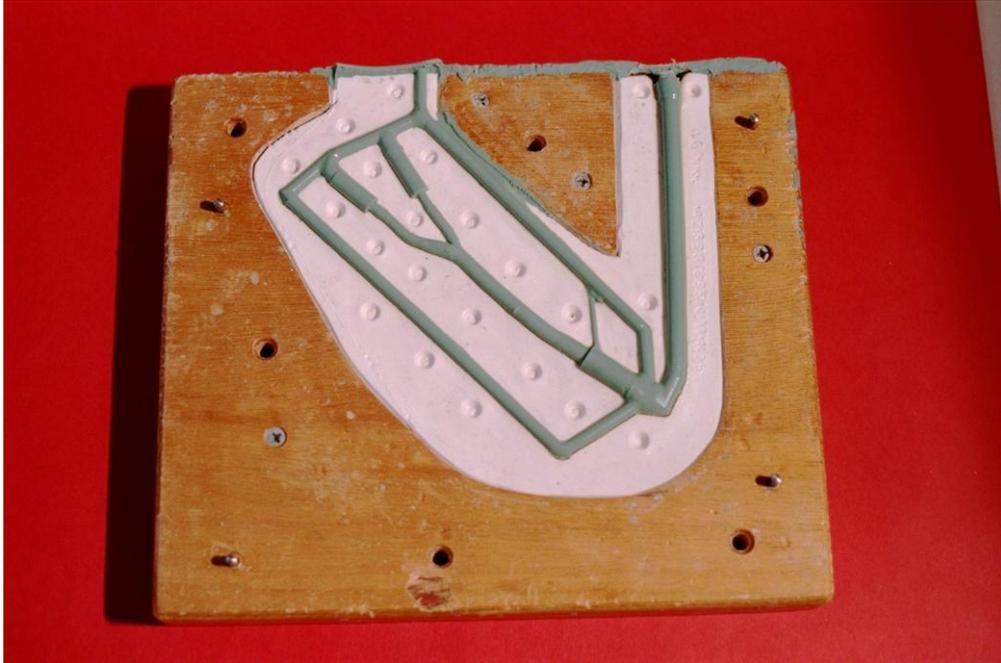


Bild 6: Eine Hälfte der Kernform mit dem Wachs-kern



Bild 7: Entgraten des Wachs-kerns, Entfernen der überschüssigen Gußteile



Bild 8: Bestreichen des Wachskerns mit dem Schutzfilm

Anschließend wird der Wachskern mit Silikonenschutzfilm SF 18 der Firma Wacker Chemie bestrichen und fünfzehn Minuten zum Trocknen aufgehängt. Dann bereitet man eine Mischung aus neun Teilen Silikon Elastosil RT 601 A und einem Teil Härter Elastosil RT 601 B. Die Mischung wird bis zur Blasenfreiheit unter der Vakuumlöcke evakuiert. Dies ist notwendig, damit später in den Modellen keine Luftblasen eingeschlossen werden, die die Messungen behindern oder verfälschen könnten.

→ Bild 9



Bild 9: Evakuieren der Silikonmischung unter der Vakuumlöcke

Nun taucht man den Wackskern in diese Silikonmischung. So entsteht die erste Silikon-
schicht. -> Bild 10



Bild 10: Eintauchen des Wackskerns in die Silikonmischung

Den überzogenen Wachs kern läßt man anschließend zwölf Stunden trocknen -> Bild 11



Bild 11: Antrocknen der Silikonschichten

Dann wird erneut in eine so bereitete Siliconmischung getaucht. Auf diese Weise werden so viele Schichten wie benötigt auf die Wachskerne aufgetragen. Anschließend schneidet man den unteren Wachssteg mit einem erwärmten Skalpell ab, so daß das Wachs aus dem Siliconkautschukmodell herausgeschmolzen werden kann. Hierbei ist darauf zu achten, daß das Wachs nicht auf das Modell tropfen darf, sonst würden Wachsflecke auf dem Modell entstehen. Das Modell wird in den Schmelzofen gehängt, und das Wachs bei 75°C herausgeschmolzen -> Bild 12



Bild 12: Schmelzofen: Der Wachs kern wird aus den Siliconmodellen herausgeschmolzen

Anschließend werden die Silikonstege mit einem Skalpell entfernt. Das Silikonkautschukmodell wird ein bis zwei Tage in Isopropanol gelegt und dann gereinigt und getrocknet.

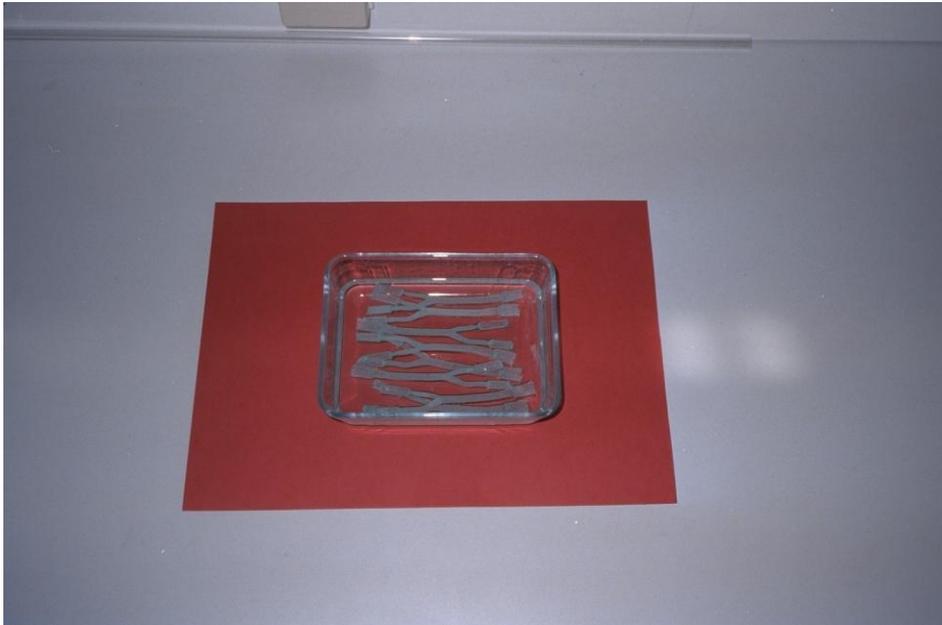


Bild 13: Die Silikonkautschukmodelle im Isopropanol-Reinigungsbad

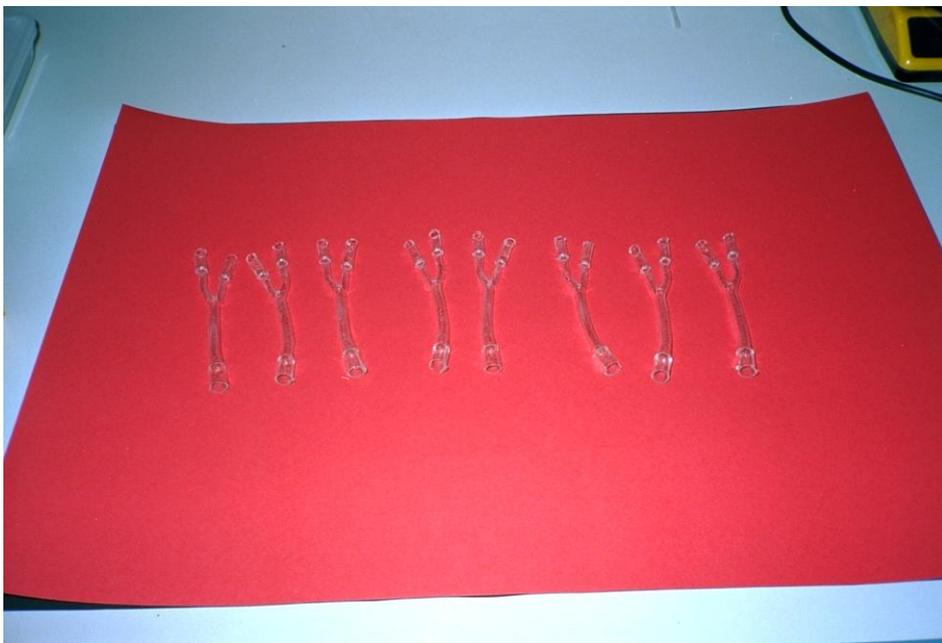


Bild 14: Trocknen der Silikonkautschukmodelle

Für die beschriebenen, mit Stents versehenen Carotismodelle wurden vier Silikonschichten aufgetragen.

2.3. Implantation der Stents

In drei Silikonkautschukmodelle wurde in endovaskulärer Technik mithilfe eines 7F Rollmembran-Freisetzungsinstruments jeweils ein Wallstent implantiert. Dabei handelte es sich, wie schon in der Einleitung zu dieser Arbeit erwähnt um folgende Stents:

- einen Wallstent (6/25mm), der vollständig in der Arteria carotis interna, beginnend am Strömungsteiler positioniert wurde (=Stent1). Der Stent wurde auf 15 mm Länge gekürzt.
- einen Wallstent (6/25mm), der in der Arteria carotis interna über den Strömungsteiler hinausragend, im Bulbus positioniert wurde. Der Stent überlagerte dabei das Ostium der Arteria carotis externa teilweise (=Stent2). Der Stent wurde auf 15 mm Länge gekürzt.
- einen Wallstent (9/22mm), der so implantiert wurde, daß er sich von der Arteria carotis communis in die Arteria carotis interna fortsetzte, und dabei das Ostium der Arteria carotis externa vollständig überspannte (=Stent3).

Die Silikonkautschukmodelle mit den Stents sind in der Einleitung zu dieser Arbeit auf den Seiten 10 bis 12 abgebildet.

Die Wallstents sind selbstentfaltende Stents, die aus tubulär geflochtenen Monofilamenten einer röntgendichten Kobaltlegierung (59) bestehen. Sie werden mithilfe eines speziellen Freisetzungsinstruments, das aus einem Innenkatheter, einer Rollmembran, und einer äußeren Hülle aufgebaut ist in das Gefäß implantiert.

Der Stent befindet sich zwischen dem Innenkatheter und der Rollmembran, und wird durch Zurückziehen der Rollmembran in das Gefäß freigesetzt. Dabei entfaltet sich der Stent selbständig. Um eine bessere Positionierung des Stents zu ermöglichen sind Röntgenmarker am Innenkatheter angebracht.

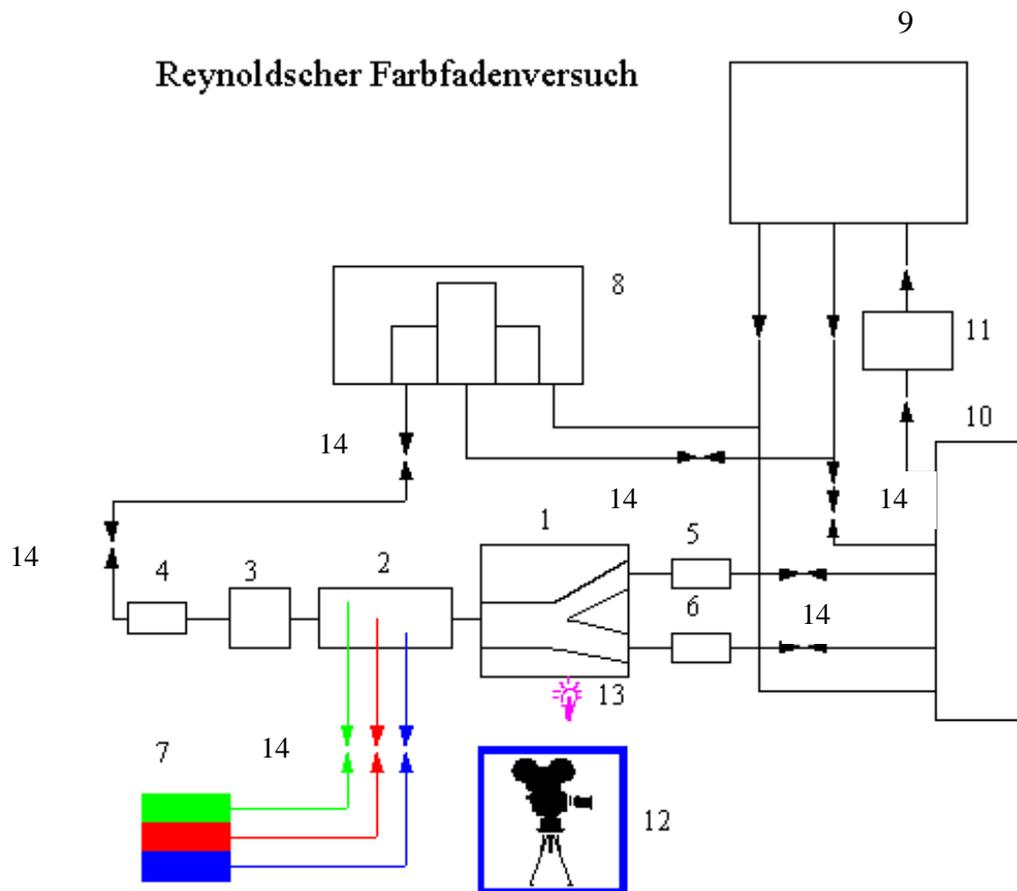
2.4. Reynoldscher Farbfadenversuch

Der Reynoldsche Farbfadenversuch ist eine einfache, aber effektive Methode der Strömungssichtbarmachung. In eine strömende Flüssigkeit, die unter definierten Bedingungen einen Körper, hier das Gefäßmodell durchströmt wird eine Farbstofflösung injiziert, so daß ein Farbfaden entsteht. Dieser Farbfaden gibt Aufschluß über die Strömungsrichtung der Flüssigkeitsteilchen. Er macht Wirbelbildungen, Turbulenzen oder einfach nur geringgradige Richtungsabweichungen der Strömung sichtbar. Nach einmal aufgetretener turbulenter Strömung ist allerdings keine Beobachtung der Wiederherstellung einer laminaren Strömung möglich, da sich der Farbfaden nicht wieder ordnet. Der Farbfadenversuch dient der qualitativen Beschreibung der Strömung. Quantitative Aussagen über die Strömungsgeschwindigkeit sind nur bedingt möglich. Über eine Erhöhung der Farbfadendichte können in manchen Fällen Aussagen über Geschwindigkeitszunahmen oder –abnahmen getroffen werden. Die örtliche Auflösung im Farbfadenversuch beträgt höchstens 200 μm (43).

Versuchsbeschreibung

Die Schemazeichnung auf der nächsten Seite zeigt den Aufbau der verwendeten Farbfadenapparatur.

Bild 15



- 1 – Modell
- 2 – Farbinjektionsdüse
- 3 – Strömungsgleichrichter
- 4 – Strömungsmesser
- 5 – Strömungsmesser
- 6 – Strömungsmesser
- 7 – Vorratsbehälter für Farblösung
- 8 – Überlaufgefäß
- 9 – oberer Vorratsbehälter für Wasser
- 10 – unterer Vorratsbehälter für Wasser, Sammelgefäß
- 11 – Pumpe
- 12 – Kamera
- 13 – Beleuchtung, Modelltisch

↔ 14 -Ventil, Kugelhahn

Aus dem unteren Vorratsbehälter (10) wird mit Hilfe einer Pumpe Wasser in den oberen Vorratsbehälter (9) gepumpt. Von dort fließt das Wasser in ein Überlaufgefäß (8). Vom Überlaufgefäß gelangt das Fluid in laminarer Strömung zu einem Strömungsmesser (Schwebekörperdurchflußmesser), der den Volumenstrom mißt.

Mit Hilfe einer Farbstoffinjektionsdüse (2) wird aus höhenverstellbaren Farbstoffbehältern eine der drei Farbstofflösungen in den Flüssigkeitsstrom injiziert, so daß sich ein Farbfaden bildet:

- ein grüner Farbfaden in Richtung internaseitige Modellaußenwand
- ein roter Farbfaden auf den Strömungsteiler gerichtet
- ein blauer Farbfaden in Richtung externaseitige Modellaußenwand

Anschließend gelangt der mit dem Farbfaden beschickte Flüssigkeitsstrom in die Arteria carotis communis des Modells.

Das Modell befindet sich auf einem von unten beleuchteten Modelltisch (13). Über dem Modell ist eine Videokamera oder ein Fotoapparat mit Makroobjektiv installiert. Das Strömungsbild wird fotografiert, bzw. gefilmt (12).

An beiden Modellausgängen befinden sich jeweils ein Strömungsmesser (5,6). Der Flüssigkeitsstrom wird mit Hilfe von Kugelhähnen und Ventilen reguliert.

Die Gefäßmodelle wurden im Farbfadenversuch unter folgenden Bedingungen untersucht: Als durchströmendes Fluid wurde Wasser gewählt. Für die Farblösungen wurden jeweils 25 ml Farbstoffgrundlösung mit destilliertem Wasser zu einem Liter Gesamtlösung verdünnt.

Die Farbstoffgrundlösungen waren:

- | | | | |
|-----------------------------|---------|------|------|
| • Für den roten Farbfaden: | Luconyl | Rot | 3855 |
| • Für den blauen Farbfaden: | Luconyl | Blau | 6900 |
| • Für den grünen Farbfaden: | Luconyl | Grün | 9360 |

der Firma BASF, Ludwigshafen.

Die Modelle wurden für drei Reynoldszahlen, nämlich 200, 250, und 350 getestet, wobei $Re = 250$ den natürlichen Durchblutungsbedingungen in der Arteria carotis am nächsten kommt. Eine Reynoldszahl von 200 würde am ehesten einer Ruhedurchblutung bei Hypotonie, eine Reynoldszahl von 350 am ehesten einer Durchblutung bei Anstrengung entsprechen.

Die Reynoldszahl ist eine dimensionslose Größe. Sie beschreibt den Strömungszustand einer Flüssigkeit, der sich aus dem Verhältnis Trägheitskraft/Zähigkeitskraft (61, Seite 17) ergibt.

Mit Wirbelbildungen muß gerechnet werden, sobald die Reynoldszahl einen kritischen Grenzwert überschreitet. Dies ist erfahrungsgemäß etwa bei Reynoldszahlen über 2300 der Fall (kritische Reynoldszahl). Die angegebene kritische Reynoldszahl gilt für Rohrströmungen aller Newtonschen Fluide (39, Seite 189).

Für die Strömung durch ein Rohr berechnet sich die Reynoldszahl wie folgt (2, Seite 162):

$$RE = \frac{V_m * D}{\nu}$$

Aus dieser Gleichung läßt sich nach Festlegung der Reynoldszahl die Volumenstromstärke errechnen mit der das Karotismodell durchströmt werden soll:

$$V_m = \frac{RE * \nu}{D}$$

Der Volumenstrom $V_o = V_m * A$, daraus folgt: $V_m = V_o/A$
Für den Volumenstrom ergibt sich:

$$V_o = \frac{RE * A * \nu}{D}$$

Die kreisförmige Grundfläche A ist: $A = \pi * (D/2)^2$

Damit erhält man für den Volumenstrom:

$$V_o = \frac{RE * \pi * D^2 * \nu}{D * 4}$$

$$V_o = RE * \frac{\nu * \pi * D}{4}$$

$V_o =$ Volumenstrom (m^3/s)

- ν = kinematische Viskosität (m^2 / s)
- A = Grundfläche des Modells (m^2)
- D = Durchmesser des Modells (m)
- π = Kreiszahl
- V_m = mittlere Strömungsgeschwindigkeit (m/s)

Unter Berücksichtigung der kinematischen Viskosität von Wasser $\nu = 1.006 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ und des Modelldurchmessers von 6,83 mm ergibt sich:

Für $Re = 200$

$$V = 200 \cdot \frac{1,006 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot 3,14 \cdot 6,83 \cdot 10^{-3} \text{ m}}{4 \text{ s}}$$

$$V = 64,72 \text{ ml/min}$$

Für eine Reynoldszahl von 250 ergibt sich nach derselben Formel ein Volumenstrom von:

$$V = 80,91 \text{ ml / min (für } Re = 250 \text{)}$$

Für eine Reynoldszahl von 350 ergibt sich :

$$V = 113,27 \text{ ml / min (für } Re = 350 \text{)}$$

Im Versuch wurden die oben errechneten Volumenströme als Einströme in das Modell bei den jeweiligen Reynoldszahlen eingestellt. Das Verhältnis des Ausstroms Arteria carotis interna zu Arteria carotis externa wurde über die Ventile an den Modellausgängen auf 70 : 30 reguliert, was einer natürlichen Autoregulation entsprechen sollte. Während das Modell mit Wasser durchströmt wurde, wurden Farbfäden in der oben beschriebenen Weise in den Flüssigkeitsstrom injiziert. Im Mittel wurde der Versuch für jede Reynoldszahl und Richtung zwanzig mal durchgeführt. Die sich ergebenden Strömungsbilder wurden auf Video und mit einer Kleinbildkamera dokumentiert.

Die Fotos wurden visuell ausgewertet. Es wurde geprüft, ob sich durch die Stents Änderungen des Strömungsbildes ergeben. Zu diesen Veränderungen zählen: Wirbelbildung, Auffransung oder Bündelung des Farbfadens, das heißt Änderungen der Strömungsrichtung des Farbfadens.

2.5. Spannungsoptische Methode der Strömungssichtbarmachung

Grundprinzip der Spannungsoptischen Methode der Strömungssichtbarmachung ist, daß ein ursprünglich isotropes Material, das heißt ein sich in allen Raumrichtungen optisch gleich verhaltendes Material bei Belastung anisotrop wird, eine Vorzugsrichtung bekommt und optisch doppelbrechende Eigenschaften annimmt. Als Belastung kann auch ein Versetzen in einen Strömungszustand verstanden werden. Viele Flüssigkeiten werden im Strömungszustand doppelbrechend: Nitrocelluloselösungen, Lösungen niedermolekularer Polystyrole, auch Öle wie Paraffinöl, Rizinusöl oder Leinöl. Das Ausmaß der Strömungsdoppelbrechung hängt vom Lösungsmittel, der Konzentration, dem Polymerisationsgrad des gelösten Stoffes, der Temperatur und der Viskosität ab (63) (20).

Das in diesem Versuch verwendete Vanadinpentoxydsol hat die oben beschriebenen Strömungsdoppelbrechenden Eigenschaften. Im Ruhezustand ist das Fluid nicht doppelbrechend, wird es aber bewegt, so zeigt sich in Abhängigkeit des Auftretens von Scherkräften Doppelbrechung. Dieses Phänomen wird mit einer zunehmenden Ordnung stäbchenförmiger Molekülaggregate im Strömungszustand erklärt. An Stellen großer Scherkräfte ordnen sich die Teilchen. Es entstehen helle Bezirke. An Stellen ruhender Strömung und im Strömungsmaximum liegen die Teilchen ungeordnet vor. Es entstehen dunkle Bezirke. An dieser Stelle sei angemerkt, daß auf die Konzentration des Fluids zu achten ist. Bei hohen Stoffkonzentrationen treten Wechselwirkungen zwischen Teilchen auf, die ihre Ausrichtung in der Strömung behindern.

Herstellung des im Versuch verwendeten Vanadinpentoxydsols:

In einer Achatschale werden 1 Gramm Ammoniumvanadat mit etwas destilliertem Wasser zu einem Brei verrieben. Anschließend fügt man 10 Milliliter einer 1 N Salzsäurelösung hinzu. Dabei entsteht V_2O_5 nach der Formel:



Den entstandenen roten Niederschlag läßt man absitzen. Dann wird der Niederschlag mehrmals mit heißem destilliertem Wasser ausgewaschen und zentrifugiert, bis die überstehende Flüssigkeit eine rote Farbe annimmt (beginnende Peptisation). Anschließend wird der Niederschlag in destilliertem Wasser gelöst. Die Lösung wird solange mit destilliertem Wasser verdünnt, bis ein etwa zweiprozentiges Sol entsteht. Nach der Herstellung wird das Vanadinpentoxydsol noch etwa drei Tage stehengelassen, bevor es zu spannungsoptischen Versuchen verwendet werden kann, weil die doppelbrechenden Eigenschaften erst nach Tagen voll erreicht werden. Es ist zu beachten, daß das Sol sehr empfindlich auf Fremdionen, bestimmte Metalle und Sauerstoffzutritt reagiert und bei Kontakt mit diesen Stoffen koaguliert. Deshalb müssen die Apparatur, sowie alle zur Herstellung des Sols verwendeten Geräte metalfrei und frei von Salzen sein, also vor Gebrauch mit destilliertem Wasser gereinigt sein. An den Stents koagulierte das Fluid nicht. Die Herstellung des Fluids muß wegen der schleimhautreizenden Eigenschaften von Ammoniumvanadat unter dem Abzug erfolgen. Es sind Schutzbrille, Handschuhe und Kittel bei Umgang mit diesem Stoff zu tragen. Abfälle sind als Sondermüll zu entsorgen.

Für den Versuch wurde ein Diffuslicht-Polariskop nach Föppl und Hiltcher verwendet. Die Schemazeichnung und das Bild 16 zeigen den Aufbau des Diffuslicht-Polariskops.

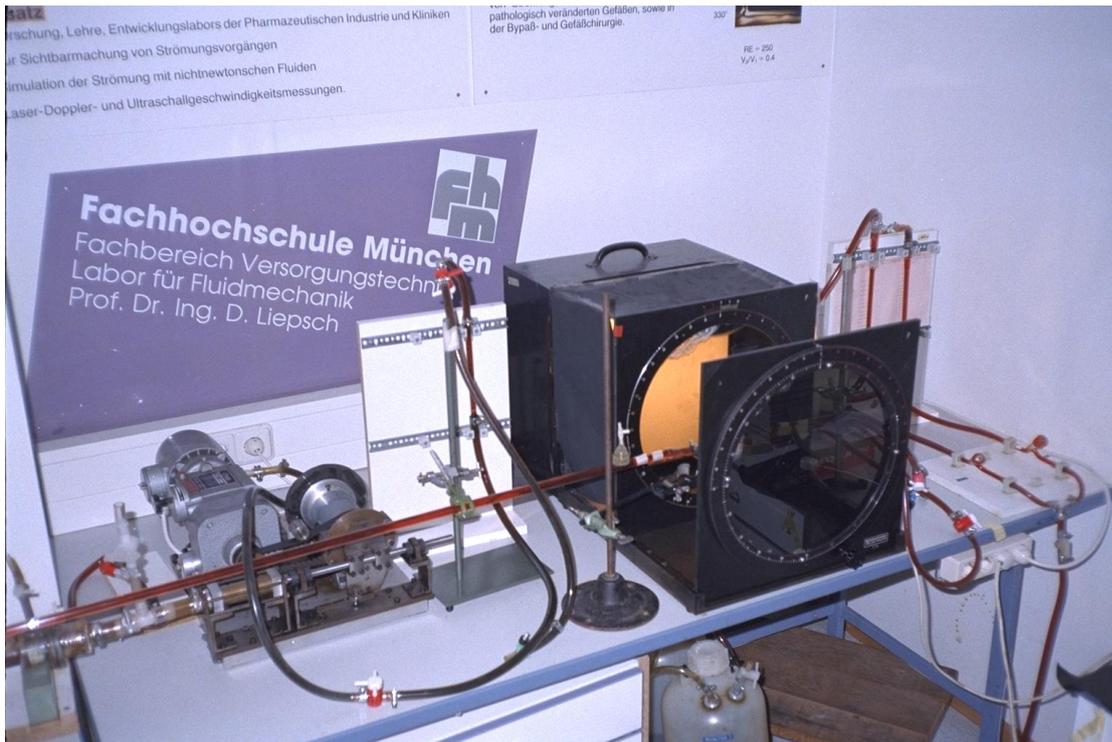
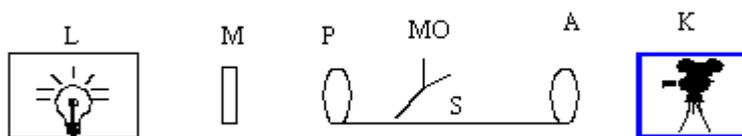


Bild 16: Diffuslicht-Polariskop



Zeichnung Diffuslicht-Polariskop

- L = Lampenkasten
- M = Mattscheibe
- P = Polarisator
- MO = Gefäßmodell
- A = Analysator
- S = bewegliche Schiene
- K = Kamera

Die einfallenden Lichtstrahlen werden am Polarisator in linear polarisiertes Licht umgewandelt.

Die linear polarisierten Lichtstrahlen treffen auf das durchsichtige Modell. An dieser Stelle sei angemerkt, daß sich für spannungsoptische Betrachtungen nur durchsichtige Modelle eignen.

Im Modell wird ein einfallender Lichtstrahl in zwei Strahlenkomponenten zerlegt, die sich nach den beiden Hauptspannungsachsen ausrichten und senkrecht aufeinander stehen. Für die beiden Strahlenkomponenten gelten im Modell verschiedene Brechungsindizes. Die beiden Strahlen weisen deshalb verschiedene Laufzeiten im Modell auf, so daß letztlich ein Gangunterschied und eine Phasenverschiebung beim Verlassen des Modells resultieren. Je nach Stellung des Analysators und Phasenverschiebung der beiden Strahlenkomponenten entstehen helle und dunkle Bezirke im spannungsoptischen Bild. Die phasenverschobenen Strahlenkomponenten passieren den gekreuzt stehenden Analysator, der nur die beiden Komponenten H1 und H2 durchläßt.

Für die Phasenverschiebung gilt folgende Beziehung:

$$d = C/l * (\sigma_1 - \sigma_2) * D$$

d = Phasenverschiebung

C = Modellkonstante

l = Wellenlänge im Vakuum

σ_1, σ_2 = Hauptspannungen

D = Modelldicke

Wenn die Differenz der beiden Hauptspannungen s_1 und $s_2 = 0$, dann ist die Phasenverschiebung Null. Die den Analysator verlassenden Strahlen H1 und H2 bilden keine Resultierende. Es herrscht Dunkelheit. Bei zunehmender Differenz der beiden Hauptspannungen nimmt die Phasenverschiebung zu, es kommt zur Aufhellung. Wenn $d = \frac{1}{2}$ wird ein Helligkeitsmaximum erreicht. Dann nimmt die Aufhellung bei weiterer Zunahme der Spannungsdifferenzen wieder ab, bis sich die Phasenverschiebung $d = 1$ einstellt. Dann sind H1 und H2 in Gegenphase und löschen sich aus. Es herrscht Dunkelheit. Auslöschung kommt bei ganzzahligen d zustande.

Je nach Stellung des Analysators und Phasenverschiebung der beiden Strahlenkomponenten entstehen dunkle und helle Bezirke im spannungsoptischen Bild. Grundsätzlich sind zwei Typen dunkler Linien zu unterscheiden: Isochromaten und Isoklinen. Isochromaten sind experimentell gefundene Linien gleicher Hauptspannungsdifferenzen. Sie entstehen wenn sich die beiden durch den Analysator gelangenden Strahlenkomponenten aufheben. Isoklinen entstehen, wenn eine der beiden Hauptspannungsrichtungen mit der Polarisationsrichtung zusammenfällt. Sie sind Linien gleicher Hauptspannungsrichtung.

Für das Gefäßmodell ergibt sich damit:

In Ruhe sind die Flüssigkeitsteilchen ungeordnet. Bei Lichteinfall tritt keine Doppelbrechung auf. Das Modell erscheint dunkel.

Wird das Modell von Vanadiumpentoxydsol durchströmt, so baut sich ein Strömungsgradient von der Modellmitte zur Modellwand hin auf. An der Modellwand herrschen die größten Scherkräfte. Zur Modellwand hin werden die Teilchen zunehmend geordnet. Der vom Polarisator kommende Lichtstrahl wird in einen ordentlichen und einen außerordentlichen

Strahl zerlegt. Der ordentliche Strahl tritt früher als der außerordentliche aus dem Modell aus. Die phasenverschobenen Strahlkomponenten H1 und H2 treffen auf den Analysator. Es entsteht Aufhellung. In der Mitte des Gefäßmodells, im Geschwindigkeitsmaximum ist der Strömungsgradient Null. Hier sind die Flüssigkeitsteilchen ungeordnet. Es entsteht eine dunkle Linie (44, Seite 80-84).

Mit der Spannungsoptischen Methode der Strömungssichtbarmachung lassen sich allerdings nur Strömungsvorgänge erkennen, die ab 200 μm von der Wand entfernt sind. Detailliertere Messungen mit hoher räumlicher Auflösung (50-100 μm) sind mit der Laser-Doppler-Anemometrie möglich (43, Seite 201).

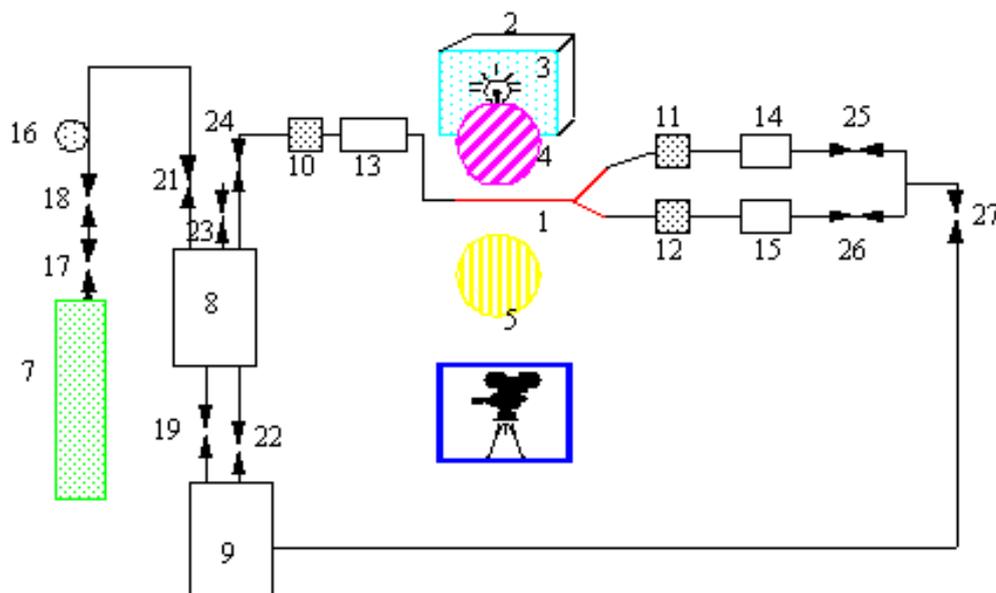
Des weiteren können, da es sich bei der Strömung durch das Modell um ein dreidimensionales Geschehen handelt, nur qualitative Aussagen gemacht werden. Im Falle einer strömenden Flüssigkeit tritt der Lichtstrahl durch ein Strömungsprofil. Aus der Messung kann nicht auf einen lokalen Strömungsgradienten geschlossen werden (44, Seite 39).

Beschreibung des spannungsoptischen Versuches

Das folgende Bild 18 zeigt den kompletten Versuchsaufbau

Bild 18

Aufbau der spannungsoptischen Apparatur



- 1- Modell
- 2- Lampenkasten
- 3- Mattscheibe
- 4- Polarisator
- 5- Analysator
- 6- Kamera
- 7- Stickstoffflasche
- 8- Vorratsgefäß
- 9- Sammelgefäß

- 10, 11, 12 Druckausgleichsflaschen
- 13, 14, 15 Volumenstrommesser
- 16 Manometer
- 17-27 Ventile, Kugelhähne

Das Modell befand sich zwischen Polarisator und Analysator in der oben beschriebenen Spannungsoptischen Apparatur nach Föppel und Hiltcher. Es wurde von Vanadinpentoxysol, dessen Strömungsgeschwindigkeit über Ventile an der Stickstoffflasche und an den Modellein- und ausgängen reguliert wurde durchflossen. Die Volumenströme wurden für die Reynoldszahlen 350, 250, und 200 analog zu den Volumenströmen im vorher beschriebenen Farbfadenversuch berechnet. Das heißt für $Re=350$ war der Volumeneinstrom 123,85 ml/min. Für $Re=250$ ergab sich 88,47 ml/min Volumeneinstrom. Für $Re=200$ lag der Volumeneinstrom bei 70,77 ml/min. (Kinemat.Viskosität $\nu = 1,1 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2/\text{sec}$). Das Verhältnis der Ausströme Arteria carotis interna zu Arteria carotis externa wurde durch die Ventile am Modellausgang auf 70 zu 30 reguliert. Die Volumenströme wurden mit Schwebekörperdurchflußmessern gemessen. Die Lampe am Diffuslicht-Polariskop wurde auf monochromatisches Licht, der Filter auf 0 Grad gestellt. Die spannungsoptischen Bilder wurden mit einer Videokamera und zusätzlich mit einer Kleinbildkamera festgehalten. Im spannungsoptischen Versuch entsteht bei festgelegter Reynoldszahl und konstantem Volumenstrom ein stehendes Bild, das sich solange der Volumenstrom konstant bleibt nicht ändert. Der spannungsoptische Versuch liefert ein Bild des gesamten Strömungszustandes im Modell.

Für jede Reynoldszahl wurden fünf Bilder im Abstand von etwa 2 Minuten gemacht. Die Bilder für $Re=200$, 250, und 350 waren identisch, so daß hier die Bilder für $Re=250$ vorgestellt werden.

Die für die einzelnen Modelle erhaltenen Bilder wurden nach folgenden Kriterien ausgewertet:

- Lage der Strömungsmaxima
- Zahl und Ausdehnung der Isochromaten
- Auftreten von Helligkeitsunterschieden
- Ausdehnung und Auftreten von Störgebieten

2.6. Die Laser-Doppler-Anemometrie

Mithilfe der Laser-Doppler-Anemometrie, abgekürzt LDA können Strömungsgeschwindigkeiten von Flüssigkeiten gemessen werden. Ein großer Vorteil der LDA ist, daß es sich hierbei um eine berührungslose Meßmethode handelt. Keine die Strömung störenden Meßsonden werden in das Fluid eingebracht. Es sind keine Wechselwirkungen Meßsonde-Fluid zu beachten. Das Arbeiten ohne Meßsonden erleichtert auch die Messungen bei Strömungsumkehr.

Da zwischen Dopplerfrequenz und Strömungsgeschwindigkeit eine rein mathematische Beziehung besteht müssen LDA-Apparaturen nicht geeicht werden. Zur Berechnung der Teilchengeschwindigkeit wird die gemessene Dopplerfrequenz mit einer Gerätekonstante multipliziert, was auf den Seiten 32 bis 35 gezeigt wird.

Die Laser-Doppler-Anemometrie ist ein apparativ sehr aufwendiges, kostspieliges Verfahren hoher Präzision. Die räumliche Auflösung liegt bei 50-100 μm .

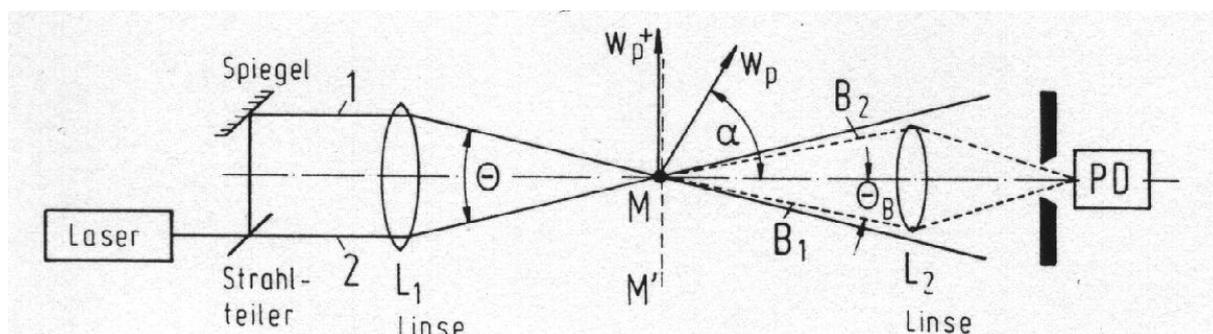
Meßprinzip der Laser-Doppler-Anemometrie ist, daß einer strömenden Flüssigkeit Teilchen, eventuell auch Gasblasen zugesetzt werden, die der Strömung exakt folgen. Diese Teilchen streuen das vom Laser ausgesandte monochromatische, linear polarisierte Licht. Aufgrund des Doppler-Effektes ergibt sich eine Frequenzverschiebung des vom Teilchen gestreuten Lichtes. Der Doppler-Effekt beschreibt die Frequenzverschiebung, die auftritt, wenn ein Beobachter Wellen eines relativ zu ihm bewegten Senders empfängt. Die Frequenzverschiebung ist ein Maß für die Geschwindigkeit des Senders. Das sich mit dem Fluid bewegende Partikel stellt in diesem Fall den Sender dar.

Die Doppler-Frequenz wird gemessen. Aus ihr läßt sich die Geschwindigkeit des Teilchens und damit die Geschwindigkeit des Fluids berechnen.

Am Beispiel der in der Laser-Doppler-Anemometrie gebräuchlichsten Zweistrahlordnung sei das Meßprinzip noch einmal ausführlich erläutert:

Die Zweistrahlordnung (67, Seite 12)

Bild 19: Zweistrahlordnung der Laserapparatur



Vom Laser ausgesandtes monochromatisches Licht wird in zwei Teilstrahlen zerlegt. Die beiden Teilstrahlen 1 und 2 werden durch eine Sammellinse L1 im Meßvolumen M, hier punktförmig dargestellt fokussiert. Die Geschwindigkeit eines Teilchens, das im Punkt M eintrifft wird berechnet. Das Teilchen bewegt sich mit der unbekanntes Geschwindigkeit w_p im unbekanntes Winkel α zur Strahlachse des Laserstrahls weiter. Zwei Streustrahlen B1 und B2 werden vom Teilchen ausgesandt und in der Sammellinse L2 fokussiert. Die beiden Strahlen schließen den Beobachtungswinkel Θ_B ein. Der Strahl trifft auf den Photodetektor PD und wird dort in ein elektrisches Signal umgewandelt. Die Dopplerfrequenz für das vom Teilchen gestreute Licht ergibt sich aus den Frequenzen der beiden Streustrahlen f_{B1} und f_{B2} .

$$f_D = f_{B1} - f_{B2}$$

Daraus folgt:

$$f_D = \frac{n \cdot c}{\lambda_0} \cdot \frac{c - w_p \cdot \cos(\alpha + \Theta/2) - c + w_p \cdot \cos(\alpha - \Theta/2)}{c - w_p \cdot \cos(\alpha + \Theta/2)}$$

Mit $c \gg w_p$ gilt:

$$f_D = 2n/\lambda_0 \cdot w_p \cdot \sin\alpha \cdot \sin\alpha/2$$

$$\text{mit } w_p \cdot \sin\alpha = w_p^\oplus$$

$$f_D = 2n/\lambda_0 \cdot w_p^\oplus \cdot \sin\Theta/2$$

Weil der Brechungsindex des Fluids n , die Wellenlänge des Laserlichts λ_0 , und der von den Laserstrahlen eingeschlossene Winkel Θ konstant sind, gilt:

$$w_p^\oplus = K \cdot f_D$$

f_D = Dopplerfrequenz

w_p^\oplus = Geschwindigkeitkomponente senkrecht zur Strahlachse

n = Brechungsindex Fluid

w_p = Geschwindigkeit Partikel

λ_0 = Wellenlänge Laserlicht

Θ = von den beiden Laserstrahlen eingeschlossener Strahlwinkel

K = Gerätekonstante

Θ_B = Winkel Streustrahl-Laserstrahlachse

α = Winkel Partikelbahn-Laserstrahlachse

PD = Photodetektor

Das Interferenzstreifenmodell

Unabhängig vom Doppler-Effekt lassen sich die der Laser-Doppler-Anemometrie zugrundeliegenden physikalischen Vorgänge auch mithilfe des Interferenzstreifenmodells erklären. Die beiden Laserstrahlen schneiden sich in einem Schnittvolumen. Im Schnittvolumen bilden sich Interferenzebenen, die in einer zweidimensionalen Darstellung als helle und dunkle Interferenzstreifen erscheinen.

Passiert ein Teilchen dieses Schnittvolumen, so streut es das Licht der hellen und dunklen Interferenzstreifen. Die vom Teilchen gestreute Lichtfrequenz ist abhängig von dessen Geschwindigkeit V_x senkrecht zur Strahlachse und von der Breite der Interferenzstreifen.

Nach Weigand (64, Seite 53) läßt sich die Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit mit Hilfe des Interferenzstreifenmodells wie folgt herleiten:

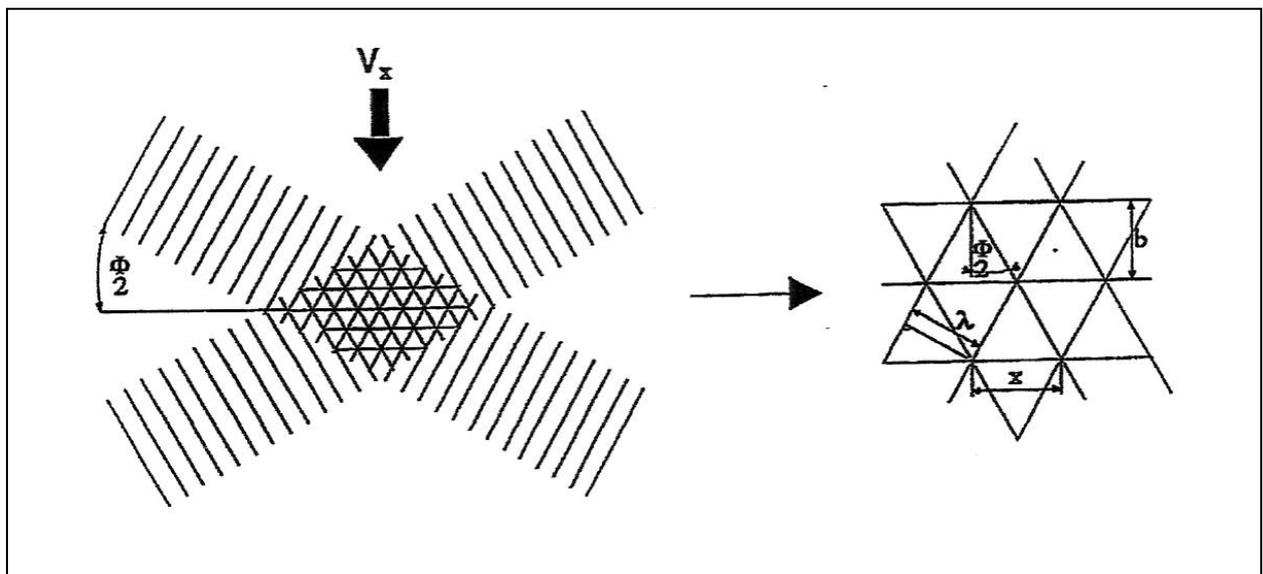


Bild 20 Interferenzstreifenmodell

Der Abstand der Interferenzstreifen x ergibt sich aus der Wellenlänge des Laserlichts λ und dem Schnittwinkel $\Psi = \Phi/2$ der Sendeoptik:

$$X = \frac{\lambda}{\cos(\Phi/2)}$$

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

ergibt sich die Interferenzstreifenbreite b :

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

Das Verhältnis $\lambda / \sin(\Phi/2)$ bleibt beim Übergang von Luft in ein optisch dichteres Medium konstant, da sich die Wellenlänge λ und $\sin(\Phi/2)$ um denselben Faktor, den Brechungsindex n ändern:

$$f = \frac{C_0}{\lambda_0} = \frac{C_0/n}{\lambda_0/n} = \frac{C'}{\lambda'} = \text{konstant}$$

Die Wellenlänge des Laserlichts läßt sich durch folgende Gleichung ausdrücken:

$$\lambda = \frac{C}{f_{\text{Laser}}}$$

Die Dopplerfrequenz ergibt sich zu:

$$f_{\text{Doppler}} = \frac{2 v_x \sin(\Phi/2) f_{\text{Laser}}}{C}$$

Die Strömungsgeschwindigkeit v_x läßt sich aus der Dopplerfrequenz wie folgt berechnen:

$$v_x = b f_{\text{Doppler}} = \frac{f_{\text{Doppler}} C}{2 \sin(\Phi/2) f_{\text{Laser}}}$$

Der Winkel $(\Phi/2)$ wird aus der Brennweite l der fokussierenden Linse und dem Strahlabstand d bestimmt:

$$\tan(\Phi/2) = \frac{X}{2b} = \frac{d}{2l}$$

daraus folgt:

$$(\Phi/2) = \arctan(d / 2l)$$

Mit den Daten des Lasers: $\lambda = 632,8 \cdot 10^{-9}$ m, $l=0,05$ m, $d=0,03$ m, ergibt sich für die Streifenbreite b :

$$b = 1,10110 \cdot 10^{-6} \text{ m}$$

Damit für die Geschwindigkeit V_x :

$$V_x = 1,1011 \cdot 10^{-6} f_{\text{Doppler}} \text{ (m/s)}$$

Auf diese Weise lassen sich die Beträge der Geschwindigkeit senkrecht zur Interferenzgitterebene berechnen. Die Richtung der Geschwindigkeit läßt sich mit Hilfe der Braggzellen bestimmen. Durch die Braggzellen, die zwischen Strahlteiler und fokussierender Linse eingebracht sind (siehe Seite 43) wird innerhalb der Laserstrahlen eine Frequenzverschiebung eine Shiftfrequenz f_s erzeugt. Die Geschwindigkeit V_x berechnet sich dann bei negativer Relativgeschwindigkeit des Fluids zum Interferenzgitter nach:

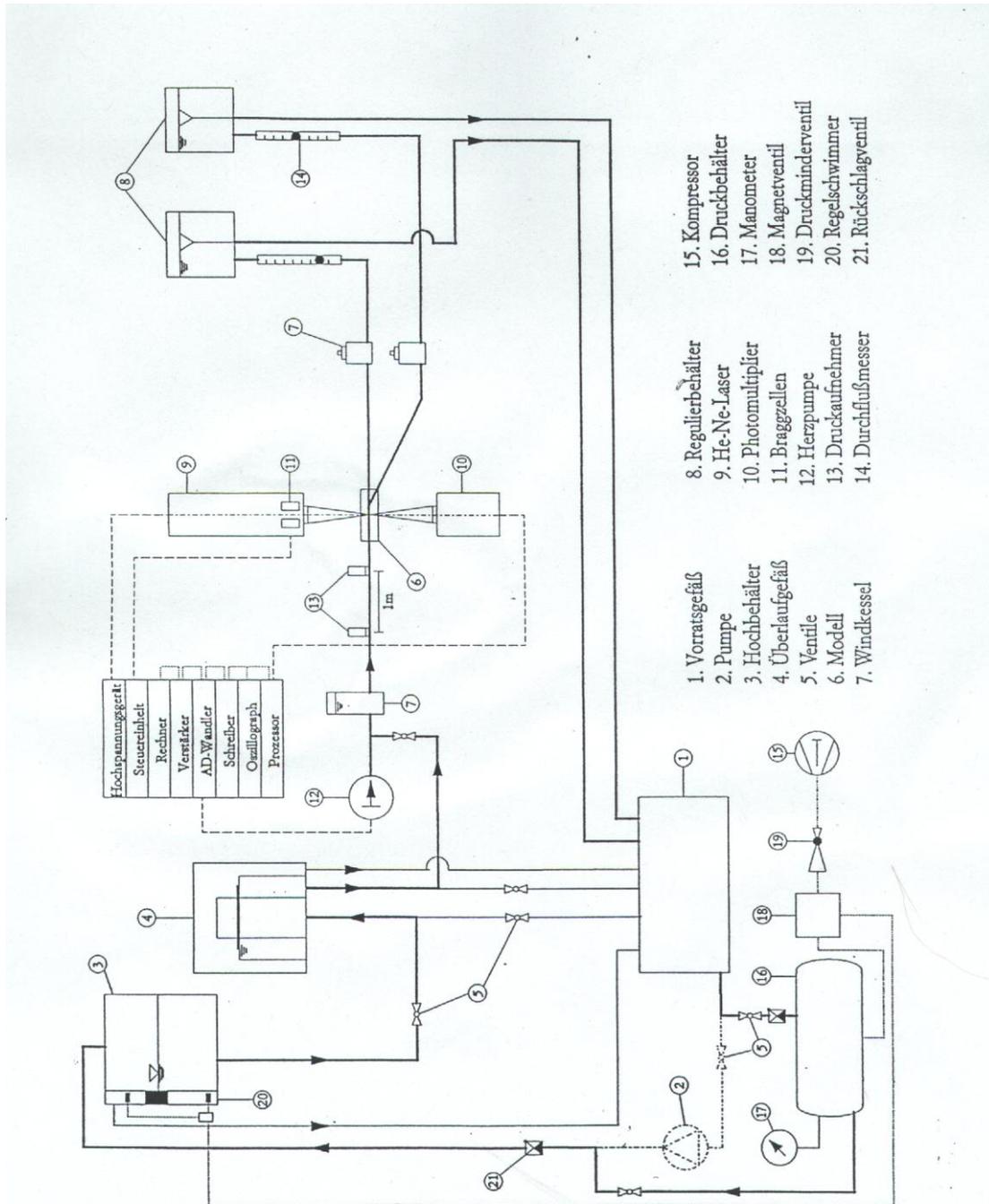
$$V_x = \frac{c}{2 \sin(\Phi/2) f_{\text{Laser}}} (f_{\text{Doppler}} - f_s)$$

Für positive Relativgeschwindigkeiten des Fluids zum Interferenzgitter berechnet sich V_x :

$$V_x = \frac{c}{2 \sin(\Phi/2) f_{\text{Laser}}} (f_{\text{Doppler}} + f_s)$$

Versuchsaufbau

Bild 21 zeigt den Versuchsaufbau der LDA-Apparatur
(Zeichnung aus der Beschreibung für den LDA-Versuchsstand, Labor für Fluidmechanik,
Fachhochschule München)



Der Versuchsaufbau der LDA-Apparatur besteht im wesentlichen aus drei funktionellen Einheiten:

- Einem Flüssigkeitskreislauf mit dessen Hilfe das Modell unter genau definierten Bedingungen vom Fluid durchströmt wird.
- Einer Meßapparatur, bestehend aus einem Helium-Neon-Laser und der zugehörigen Empfangsoptik
- Zwei Personalcomputern zur Speicherung und Auswertung der gemessenen Daten.

Der Strömungskreislauf

Die Apparatur eignet sich sowohl für die Messung stationärer als auch pulsierender Strömungen. Über einen Hochbehälter (3) und ein Überlaufgefäß (4) wird aufgrund des geodätischen Höhenunterschieds eine stationäre Strömung erzeugt. Mit Hilfe einer Kolbenpumpe (12) wird die stationäre Strömung in eine pulsierende Strömung umgewandelt:

Das Fluid wird zunächst von einem Vorratsgefäß (1) mit Hilfe von Druckluft in den Hochbehälter (3) gefördert. Zur Erzeugung der Druckluft dient ein Kompressor (15). Die Separankomponenten des Fluids sind empfindlich gegenüber hohen Scherkräften. Das Fluid wird deshalb nicht mit einer Pumpe, sondern mit Hilfe von Druckluft nach oben befördert (41, Seite 7). Vom Hochbehälter fließt das Fluid in ein Überlaufgefäß (4), dann weiter zur Kolbenpumpe (12).

Die Höhe des Überlaufgefäßes bestimmt das absolute Druckniveau, das auf das Modell wirkt (80mm Hg).

Zwei Regulierbehälter (8) dienen zur Einstellung des statischen Drucks. Durch Anheben und Senken der Regulierbehälter läßt sich die gewünschte Reynoldszahl einstellen. Auch das Volumenstromverhältnis ACI zu ACE wird über die Regulierbehälter eingestellt.

Die nach dem Überlaufgefäß sich anschließende Kolbenpumpe (12) versetzt das Fluid in eine pulsierende Strömung. Nach der Kolbenpumpe gelangt das Fluid über eine Einlaufstrecke in das Modell (6). Das Modell befindet sich in einem Modellkasten, der mit einer Glycerin-Wasser-Mischung vom Brechungsindex 1,41 gefüllt ist. Das Fluid, die Modellwände, die Glycerin-Wasser-Mischung und die Wände des Modellkastens haben denselben Brechungsindex, so daß das Laserlicht nicht beim Durchgang durch diese Medien gebrochen wird.

Die Einlaufstrecke dient der Stabilisierung einer laminaren Strömung. Im Modell teilt sich das Fluid, nachdem es die Arteria carotis communis des Modells durchflossen hat in einen größeren Anteil (70%), der durch die Arteria carotis interna fließt und einen kleineren Anteil (30%) der durch die Arteria carotis externa fließt. Durch Windkessel (7), die vor und nach dem Modellkasten eingebaut sind werden Druckspitzen des pulsierenden Systems abgefangen. Druckenergie wird durch elastische Verformung gespeichert und langsam wieder freigesetzt. Die Windkesselfunktion des natürlichen Gefäßsystems wird so simuliert. Nach Passage der Windkessel gelangt das Fluid in das Vorratsgefäß (1) zurück.

Der Strömungszustand des Fluids wird wie folgt erfaßt:

- durch Druckaufnehmer (13) und einen induktiven Durchflußmesser vor dem Modell
- durch Schwebekörperdurchflußmesser (14) zwischen den Windkesseln und den Regulierbehältern

Die Kolbenpumpe

Aufgrund des hydrostatischen Drucks, der mit Hilfe des Überlaufgefäßes und der Regulierbehälter erzeugt wird, bildet sich zunächst eine stationäre Strömung aus. Diese stationäre Strömung wird mit Hilfe der Kolbenpumpe von einer pulsierenden Strömung überlagert, so daß im Modell ein oszillierender Vorwärtsfluß erzeugt wird.

Durch Variation von Pumpenhub und den Luftpolstern in den Windkesseln werden Druck- und Flußverläufe geschaffen, die der Druck-Pulskurve der humanen Arteria carotis entsprechen. Die Druck-Pulskurve im Versuch wurde der Druck-Pulskurve eines gesunden 30-jährigen Probanden angenähert. Die Pulsfrequenz betrug 60/min. Das durchschnittliche Druckniveau lag bei 72mmHg, die Druckamplitude bei 56 mm Hg. Das entspricht etwa Blutdruckverhältnissen von 120:70 mm Hg.

Der Hub-Zeitverlauf der Pumpe simuliert den Verlauf von Systole und Diastole im menschlichen Gefäß. Phasenwinkel von 0 Grad bis 120 Grad entsprechen der Systole, Phasenwinkel von 120 Grad bis 360 Grad der Diastole. In der folgenden Zeichnung ist der Hub-Zeitverlauf der Pumpe zu sehen:

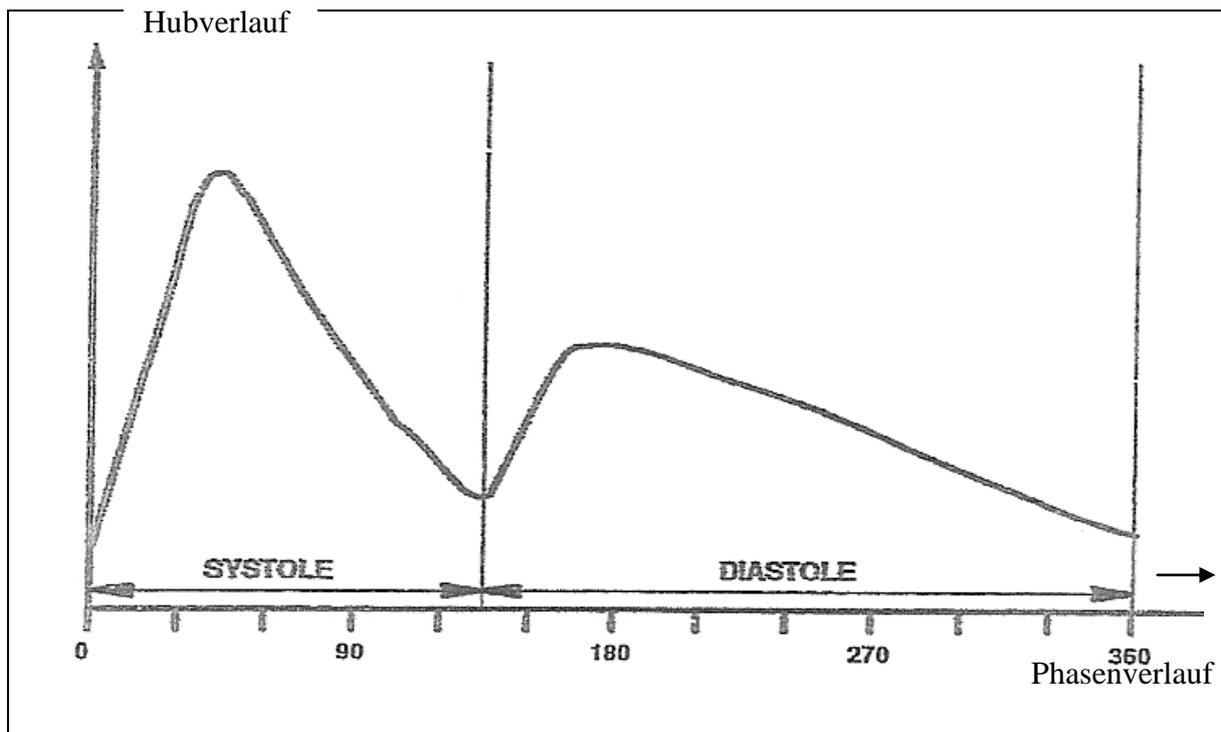


Bild 22 Hub-Phasenverlauf der Kolbenpumpe

(Zeichnung aus der Beschreibung für den LDA-Versuchsstand, Labor für Fluidmechanik, Fachhochschule München)

Das Fluid

Um für die LDA-Messungen geeignet zu sein, muß das Fluid folgende Aufgaben erfüllen:

- Fließeigenschaften des menschlichen Bluts müssen simuliert werden
- Das Fluid muß transparent sein
- Der Brechungsindex sollte dem Brechungsindex der Modellwände entsprechen
- Das Fluid muß Teilchen enthalten, die das Laserlicht streuen, und dem Flüssigkeitsstrom exakt folgen

Das im Versuch verwendete Dimethylsulfoxid-Separan-Wasser-Gemisch erfüllt diese Aufgaben in sehr guter Näherung. Es zeigt annähernd dieselben scherverdünnenden Eigenschaften wie menschliches Blut (41 Seite 6,7). Durch die Zugabe von Dimethylsulfoxid wird ein Brechungsindex von 1,41 erreicht. Titandioxidpartikel dienen als Meßpartikel für die LDA. Sie folgen dem Fluid schlupffrei, ohne zu sedimentieren. Die Viskosität des Fluids wird durch die beiden Separankomponenten AP 45 und AP 302 eingestellt. Separan AP 45 und AP 302 sind Polyacrylamide, die als anionische Flockungsmittel Verwendung finden. Durch die viskositätserhöhenden und anionischen Eigenschaften der Separankomponenten bleiben die Titandioxidpartikel in Suspension.

Das Fluid wird auf folgende Weise hergestellt:

Insgesamt werden 30 kg Fluid benötigt. Zunächst mischt man 15,51 kg Dimethylsulfoxid mit 14,49 kg entionisiertem Wasser. Die Lösung erwärmt sich hierbei auf circa 30 Grad Celsius (exotherme Reaktion). Vor weiterer Bearbeitung wird die Mischung ein paar Stunden zum Abkühlen stengelassen. Wenn die Mischung auf 21 Grad Celsius abgekühlt ist, werden 0,6 g Separan Typ AP 302 und 0,42 g Separan Typ AP 45 der Firma Dow Chemicals Rheinwerk GmbH, Rheinmünster, zugegeben. Diese Mischung wird über Nacht gerührt. Anschließend wird die Viskosität des Fluids gemessen. Stellt sich das nichtnewtonsche Fließverhalten nicht vollständig ein, so muß noch etwas von beiden Separankomponenten zugegeben werden. Es empfiehlt sich, die Viskosität des Fluids täglich zu kontrollieren, da das Fluid Alterungsvorgängen ausgesetzt ist. Durch Zugabe der beiden Separankomponenten läßt sich das Fließverhalten bei geringen Abweichungen wieder korrigieren. Bei starken Abweichungen muß das Fluid verworfen werden. Als Streuteilchen für das Laserlicht werden 3 ml Titandioxid auf 30 l Gesamtlösung zugesetzt.

Das fertige Fluid hat folgende Eigenschaften:

Dichte $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$, Viskosität $\eta = 4,9 \text{ Pas}$, Brechungsindex = 1,41, Durchmesser der TiO_2 -Partikel = $1 \mu\text{m}$

Viskositätsmessung

Die Viskosität des Fluids wurde täglich mit einem Viskosimeter der Firma Haake Typ CV100 gemessen. An das Viskosimeter sind ein Personalcomputer, ein Rheocontroller, eine Temperatureinheit und ein Schreiber angeschlossen.

Aus 3,5 ml Probelösung wurde die Viskosität für folgende Schubspannungen T und folgende Schergefälle D bestimmt: % $T=1$, $D=5$; % $T=2$, $D=20$; % $T=5$, $D=80$. Die gewonnenen Viskositätskurven wurden mit der Viskositätskurve von menschlichem Blut verglichen. Bei Abweichungen wurde das Fluid durch Zugabe von Separan korrigiert.

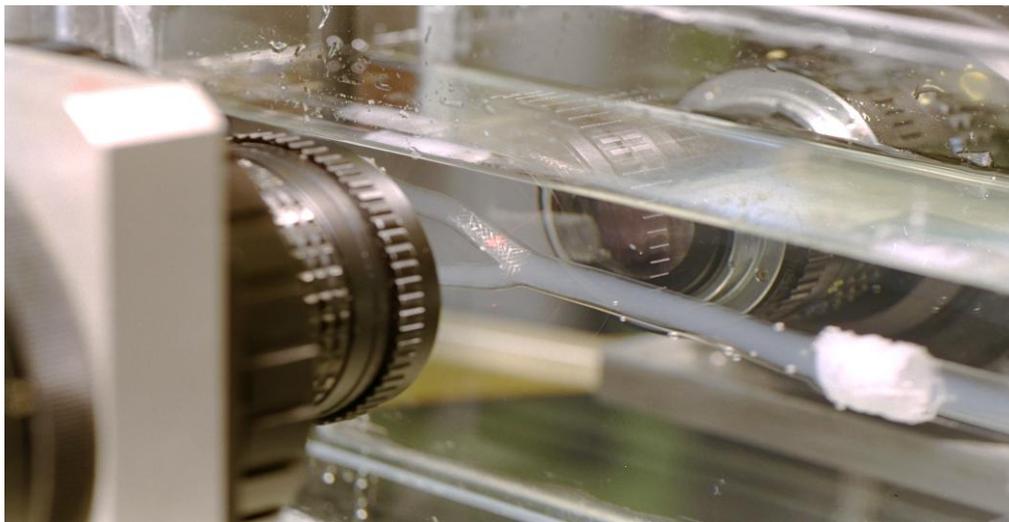


Bild 23: Viskosimeter mit Temperatureinheit und Schreiber

Der Modellkasten

Das Modell wurde waagrecht in einen Modellkasten aus Plexiglas eingebaut, der anschließend mit einer Glycerin-Wasser-Mischung gefüllt wurde. Das Material für den Modellkasten wurde so gewählt, daß es zu keiner nennenswerten Streuung des Laserlichtes an den Kastenwänden kommt und daß sich die Brechungsindices Modellkastenwand-Glycerin-Wasser-Mischung-Modellwand gleichen. Dies ist vor allem nötig, weil bei pulsierender Strömung die Modellwand auch pulsiert. Bei verschiedenen Brechungsindices der Medien würde der Meßpunkt durch Lichtbrechung optisch wandern. Eine genaue Messung mit dem Laser wäre dann nicht möglich (44, Seite 102). Der Brechungsindex der Glycerin-Wasser-Mischung war in regelmäßigen Abständen mit Hilfe eines Refraktometers zu kontrollieren. Er sollte bei 1,41 liegen. Der Modellkasten steht auf einem Hebe- und Senktisch, der in vertikaler Richtung verschoben werden kann.

Bild 24: Das Silikonkautschukmodell im Modellkasten der LDA-Apparatur



Die Laser-Meßapparatur

Als wichtigste Bestandteile der Laser-Meßapparatur sind der Helium-Neon-Laser, die Bragg-zelleneinheit, der Photomultiplier, und der Tracker zu erwähnen.

Der Helium-Neon-Laser

Bild 25 zeigt den Helium-Neon-Laser



Bild 25: Der Helium-Neon-Laser

Für den Versuch wurde ein Helium-Neon-Laser (Firma BBC Goerz, Strahlabstand 30 mm, Brennweite der fokussierenden Linse 50mm) verwendet. Helium-Neon-Laser arbeiten bei $\lambda = 632,8$ nm Wellenlänge (rotes Licht). Sie sind verglichen mit anderen Lasersystemen preiswert und einfach zu bedienen. Da sie im niedrigen Leistungsbereich (hier 6,5 mW) arbeiten, ist die Verletzungsgefahr beim Messen mit ihnen relativ gering. Weitere Vorteile des Helium-Neon-Lasers sind: große Kohärenz, gute chromatische Kohärenz, stabile Frequenzen, geringes Gewicht, und Luftkühlung.

Wie schon zu Beginn des Kapitels Laser-Doppler-Anemometrie erwähnt, wird der monochromatische linear polarisierte Laserstrahl durch Strahlteiler in zwei Teilstrahlen zerlegt, die zunächst parallel ausgerichtet werden und sich nach Durchtritt durch Sammellinsen im

Meßvolumen schneiden. Teilchen, die durch das Meßvolumen treten, streuen Licht, wobei es gemäß Doppler-Effekt zu einer Frequenzverschiebung des Laserlichtes kommt. Aus der Dopplerfrequenz läßt sich die Geschwindigkeitskomponente der Teilchen senkrecht zur Strahlachse berechnen. Zur Bestimmung der Geschwindigkeitsrichtung sind Braggzellen eingebaut (siehe unten) .

Der Traversiertisch

Mit dem Traversiertisch wird die Position des Lasers verändert, so daß die beiden Laserstrahlen exakt auf die Meßpunkte im Modell justiert werden können. Der Traversiertisch ist sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung zu verschieben.

Die Braggzellen

Braggzellen dienen zur Verschiebung der Frequenz der Laserstrahlen, was letztlich eine Bestimmung der Geschwindigkeitsrichtung ermöglicht.

Braggzellen sind Kristalle, die mit akustischen Wellen genau festgelegter Frequenz, ausgehend von einem piezoelektrischen Wandler beschallt werden. Die Beschallung führt zu einer Dichteänderung im Kristall. Ein durch die Braggzelle tretender Laserstrahl wird in Teilstrahlen zerlegt. Der Strahl nullter Ordnung tritt unbeeinflußt durch die Braggzelle. Strahlen höherer Ordnung werden je nach Höhe des Ordnungsgrades in steigendem Maße abgelenkt. Insgesamt resultiert eine Frequenzverschiebung des Laserlichtes. Die Frequenzverschiebung des Laserlichtes entspricht der Beschallungsfrequenz. Bei der Zweistrahlordnung können Braggzellen entweder in einen oder in beiden Laserstrahlen zwischengeschaltet werden.

Durch die Frequenzdifferenz zwischen beiden Laserstrahlen kommt es zu einer Wanderung des Interferenzstreifenmusters. Teilchen, die in Bewegungsrichtung der Interferenzstreifen das Meßvolumen durchqueren verursachen eine niedrigere Signalfrequenz als Teilchen, die entgegengesetzt der Bewegungsrichtung der Interferenzstreifen durch das Meßvolumen strömen. Diese Verkleinerung bzw. Vergrößerung der gemessenen Dopplerfrequenz dient zur Bestimmung der Geschwindigkeitsrichtung.

Die Empfangsoptik

Die Empfangsoptik des Lasers hat die Aufgabe, das von den Teilchen im Meßvolumen gestreute Licht zu sammeln. Dies geschieht mithilfe von Linsensystemen. Gleichzeitig soll Strahlung, die die Messung stört wie zum Beispiel von der Raumbelichtung ausgehende Lichteinflüsse abgeschirmt werden. Diese Abschirmung wird meist durch Lochblenden vorgenommen.

Der Photomultiplier

Der Photomultiplier ist der Empfangsoptik des Lasers nachgeschaltet. Er dient zur Verstär-

kung und Umwandlung des ankommenden Lichtsignals in ein elektrisches Signal. Photomultiplier sind Hochvakuumröhren, die eine lichtempfindliche Schicht besitzen. Photonen, die auf diese Schicht treffen, schlagen Elektronen aus dieser Schicht (Umwandlung des Lichtimpulses in ein elektrisches Signal). Die Elektronen werden dann durch ein elektrisches Feld beschleunigt, und treffen auf eine sogenannte Dynode, aus der sie wieder Elektronen freisetzen. Diese Elektronen werden wieder durch das elektrische Feld beschleunigt, und treffen wieder auf eine Dynode auf, usw. Auf diese Weise kommt es zur sogenannten Sekundärelektronenvervielfachung und zu einer Verstärkung des elektrischen Signals.

Der Tracker

Tracker dienen zur Auswertung des Dopplersignals. Sie enthalten einen Oszillator, dessen Frequenz oder Phase sich über einen Regelkreis der jeweiligen Dopplerfrequenz anpaßt. Aus diesen Frequenz- Phasenschwankungen läßt sich der gegenwärtige Geschwindigkeitswert über den Spannungswert des Oszillators ableiten. Tracker arbeiten mit kontinuierlichen Dopplersignalen. Um ein kontinuierliches Dopplersignal zu erhalten sind hohe Teilchenkonzentrationen im Fluid nötig.

Personalcomputer

Mithilfe von Personalcomputern werden die Meßwerte gemittelt und die Geschwindigkeitswerte in Form von graphischen Darstellungen veranschaulicht. Um eine direkte Vergleichbarkeit der Meßergebnisse der Laser-Doppler-Anemometrie mit den Berechnungsergebnissen der im folgenden noch vorgestellten Computersimulation zu ermöglichen, wurden die Meßwerte mithilfe eines speziellen Auswerteprogrammes in eine farbcodierte Darstellung umgewandelt.

Durchführung des Versuchs

Zu Beginn des Versuchs wird das Gefäßmodell in den Modellkasten eingebaut, der anschließend mit einer Glycerin-Wasser-Mischung vom Brechungsindex 1,41 gefüllt wird.

Dann wird der Strömungskreislauf mit dem Fluid beschickt.

Um den Strömungskreislauf in Gang zu setzen sind im einzelnen folgende Arbeitsschritte durchzuführen:

- Programmierung der Herzpumpe auf eine Frequenz von 60 Hüben pro Minute, entsprechend der menschlichen Herzfrequenz
- Einschalten der Druckaufnehmer
- Einstellen und Überprüfen der Volumenströme für Arteria carotis interna und Arteria carotis externa des Modells getrennt. Die Volumenströme werden dabei gemäß der bereits in den Kapiteln Farbfadenversuch und Spannungsoptik verwendeten Formel bestimmt:

$$V = Re * \frac{v * A}{D} = Re * \frac{v * \Pi * D}{4}$$

V = Volumenstrom (m³ / s)

v = kinematische Viskosität (m² / s)

A = Grundfläche des Modells (m²)

D = Durchmesser des Modells (m)

II = Kreiszahl

Für die in diesem Versuch gewählte Reynoldszahl 250 ergibt sich damit folgender Volumenstrom: V = 25,8 l/h

Die Überprüfung der Volumenströme erfolgt durch Wägung der in einer Zeit von 3 Minuten aus den Abgängen der Arteria carotis interna und Arteria carotis externa gewonnenen Fluidmengen.

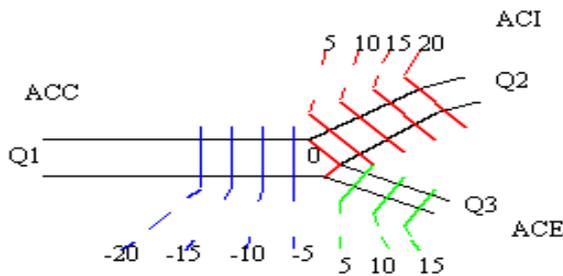
Nach Einschalten des Strömungskreislaufs wird die Laserapparatur mit der Braggzelleneinheit in Betrieb genommen. Dabei ist auf das Einstellen der Braggwinkel besonderes Augenmerk zu richten. Anschließend wird das Meßprogramm am PC gestartet und wichtige Daten, wie Modellnummer, Art des Fluids, Reynoldszahl, Meßort, Meßquerschnitt, und Geschwindigkeitskomponente in das Programm eingegeben. Schließlich erfolgt die Bestimmung des Nullpunktes am Modell.

Die Meßquerschnitte

Am Modell wurden Meßquerschnitte festgelegt, und mit einer speziellen Nomenklatur versehen.

Bild 26: Arteria carotis mit Festlegung der Meßquerschnitte.

ACC=Arteria carotis communis, ACI=Arteria carotis interna, ACE=Arteria carotis externa



Der Nullpunkt liegt an der Abzweigungsstelle Arteria carotis interna / Arteria carotis externa. Der Nullquerschnitt verläuft von diesem Punkt senkrecht auf die gegenüberliegende Modellwand. Weitere Meßquerschnitte verlaufen in 2,5; 5; 10; 15 mm Abstand zu diesem Nullquerschnitt, wobei Meßrichtungen in Fließrichtung ein positives Vorzeichen, Meßquerschnitte gegen Fließrichtung ein negatives Vorzeichen bekommen. Der Meßquerschnitt 2P5Q2 zum Beispiel liegt dieser Nomenklatur entsprechend 2,5mm vom Nullpunkt entfernt in der Arteria carotis interna.

Meßpunkte

Jeder Meßquerschnitt wird nach folgendem Schema in 69 Punkte unterteilt. An jedem dieser Punkte wird die Fließgeschwindigkeit des Fluids mit dem Laser-Doppler-Anemometer ermittelt. Desweiteren wird jede Querschnittsfläche in 9 Meßebenen (von 4 bis -4) unterteilt.

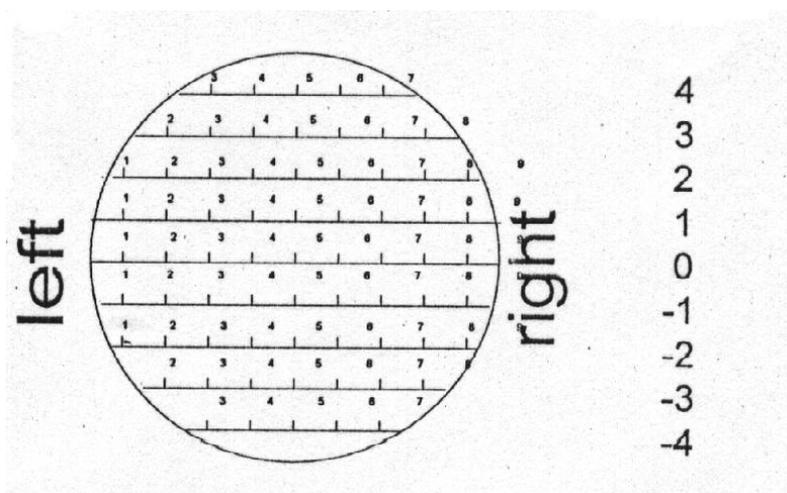


Bild 27: Aufteilung eines Meßquerschnitts in Meßpunkte und Meßebenen.

(Bild 27 aus der Beschreibung für den LDA-Versuchsstand, Labor für Fluidmechanik, Fachhochschule München)

Jeder einzelne der 69 Meßpunkte eines Meßquerschnitts wird mit dem Laser angefahren und die Dopplerfrequenz durch jeweils 8 Messungen bestimmt. Nach Ermittlung der Dopplerfrequenz erfolgt für jeden Meßpunkt die Mittelung der 8 Meßwerte mithilfe eines speziellen Computerprogrammes. Dann erfolgt eine grafische Darstellung der Geschwindigkeitswerte. Es wurden die axialen Geschwindigkeitskomponenten gemessen, da es sich um ein eindimensionales Lasermeßsystem handelt.

Für die Meßebeine 2P5Q2 von Modell Stent 0 und Modell Stent 2 wurden Geschwindigkeitsprofile erstellt. Die Geschwindigkeitsprofile zeigen den Verlauf der Strömungsgeschwindigkeit im Gefäßmodellquerschnitt von schräg oben. Für den Meßquerschnitt wurden 12 Bilder entsprechend den Phasenwinkeln des Pumpenzyklus angefertigt: 0°, 30°, 60°, 90°, 120°, 150°, 180°, 210°, 240°, 270°, 300°, 330°. Die Systole ist von 0 bis 120°, die Diastole von 120° bis 360° beschrieben. Zwei Geschwindigkeitsprofile von Modell Stent 2 für den Meßquerschnitt 2P5Q2 sind in der folgenden Abbildung zu sehen:

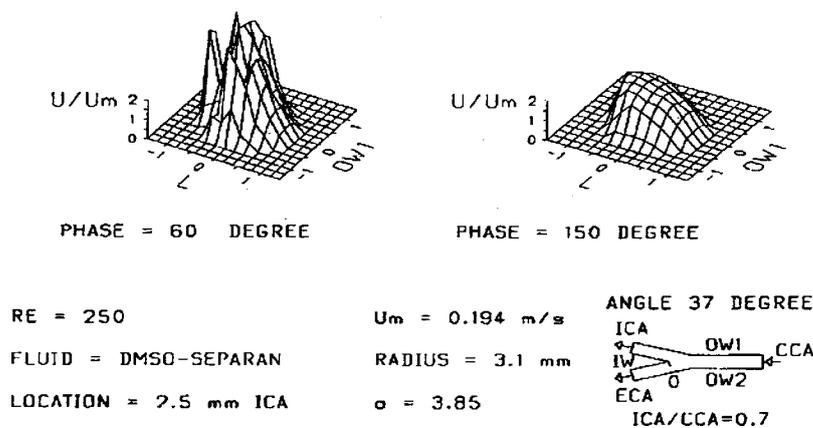


Bild 28: Geschwindigkeitsprofile Modell Stent2 bei 60° in der Systole und 150° in der Diastole

Die Geschwindigkeitsprofile sind von schräg oben dargestellt. Folgende Abkürzungen finden sich jeweils auf den Zeichnungen:

R=right= in Strömungsrichtung rechts

L=left= in Strömungsrichtung links

OW1= outer wall 1= äußere Wand auf Seiten der Arteria carotis interna

OW2= outer wall 2= äußere Wand auf Seiten der Arteria carotis externa

CCA= common carotid artery = Arteria carotis communis

ICA= internal carotid artery = Arteria carotis interna

ECA= external carotid artery = Arteria carotis externa

ICA/CCA= Volumenstromverhältnis Arteria carotis interna zu Arteria carotis communis

→ = Strömungsrichtung

RE= Reynoldszahl

U_m = mittlere Strömungsgeschwindigkeit

Location= Lage der Meßebeine

α = Wormsleyparameter

Die Messung wurde zusätzlich so ausgewertet, daß die jeweiligen Geschwindigkeitswerte gemittelt wurden und ihnen Farbwerte zugeordnet wurden, um einen besseren Vergleich mit den Ergebnissen der Computersimulation zu haben.

2.7. Computersimulation für Stent 2

Die Ergebnisse der Laser-Doppler-Anemometrie für Stent 2 sollen einer Berechnung der Strömungsverhältnisse, einer sogenannten CFD-Berechnung (Computational Fluid Dynamics), angefertigt von Herrn Dipl.-Ing (TU)-Dipl.-Ing-(FH) Christian Stanek gegenübergestellt werden.

Strömungsberechnungen mit Hilfe der Computersimulation werden vor allem im industriellen Bereich eingesetzt, um Variationen von Strömungsparametern in ihren Auswirkungen schnell zu beurteilen. So können Veränderungen des Stentdesigns beurteilt werden. Mit Simulationsprogrammen lassen sich die Eigenschaften des Fluids (Dichte, Viskosität, Reynoldszahl), die Abmessungen des Gefäßes, die Maschenweite des Stents mathematisch variieren. Ergebnisse werden schneller als in langen Versuchsreihen erzielt. Dies führt zu einer Kosteneinsparung.

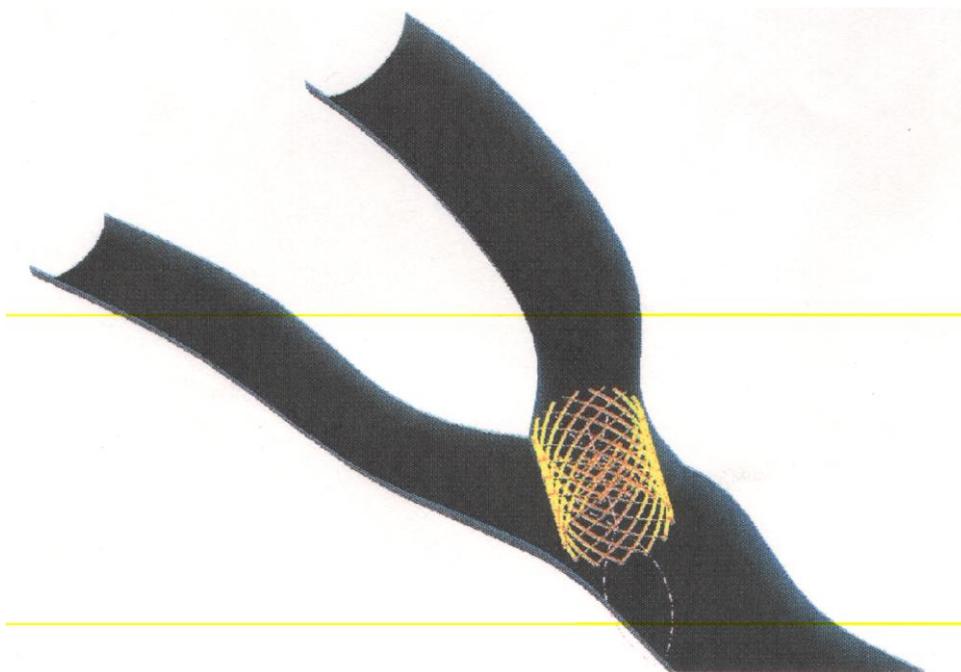
Die CFD-Berechnung erfolgte in folgenden Schritten:

Die Abmessungen des Wachsmodells sowie des Stents wurden in den Computer eingegeben. Dann wurden das Arterienmodell und der Stent mithilfe eines 3D-Volumenmodellierers, eines CAD-Programmes (Computer Aided Design) berechnet. Die Daten für die Lage des Stents wurden mithilfe des Computers eingerechnet.

Das Modell wurde zur Einsparung von Modellierungsaufwand und Rechenzeit als dreidimensionales CFD-Halbmodell aufgebaut. Dies ist möglich, weil es sich um ein im Längsschnitt weitgehend symmetrisches Modell handelt. Es ergab sich das in Bild 29 gezeigte Halbmodell.

Im Bereich des Übergangs in die Arteria carotis externa wurde das Netz der Berechnungspunkte für den Stent verfeinert, weil dort die Änderungen der Strömungsgeschwindigkeit als am größten vermutet werden.

Bild 29: CFD - Halbmodell mit Stent2



Der Anteil des Stents, der eine erhöhte Anzahl an Berechnungspunkten aufweist, ist in Bild 29 eingezeichnet. Nach Ermittlung des Flüssigkeitsvolumens in der Arterie, wurden die Stoffeigenschaften des Fluids festgelegt. Als Fluid wurde Wasser mit einer fixen Viskosität von: $\eta = 1,791 \text{ mPas}$ gewählt. Hieraus ergeben sich die zahlenmäßigen Unterschiede zu den LDA - Meßwerten, wo mit einer Dimethylsulfoxid-Separan-Mischung der Viskosität $\eta = 5,0 \text{ mPas}$ gearbeitet wurde. Das in dieser Berechnung implementierte Viskositätsmodell erlaubt nicht die Berechnung von Wirbeln und Sekundärströmungen. Auch wurde nicht mit pulsierender Strömung gerechnet.

Die Strömungsgeschwindigkeiten wurden mithilfe von Farben dargestellt. Die Farbe Blau steht für die niedrigste Geschwindigkeit. Die Geschwindigkeitsmaxima sind mit roter Farbe gekennzeichnet.

Der Verlauf der Geschwindigkeiten ist im Gegensatz zur LDA - Messung nicht nur an ausgewählten Querschnitten, sondern an jedem beliebigen Querschnitt und an Längsschnitten darstellbar. Die Berechnung erfolgte dreidimensional.

3. Ergebnisse:

3.1. Ergebnisse des Farbfadenversuchs

In den Farbfadenversuchen ergaben sich folgende charakteristische Strömungsbilder:

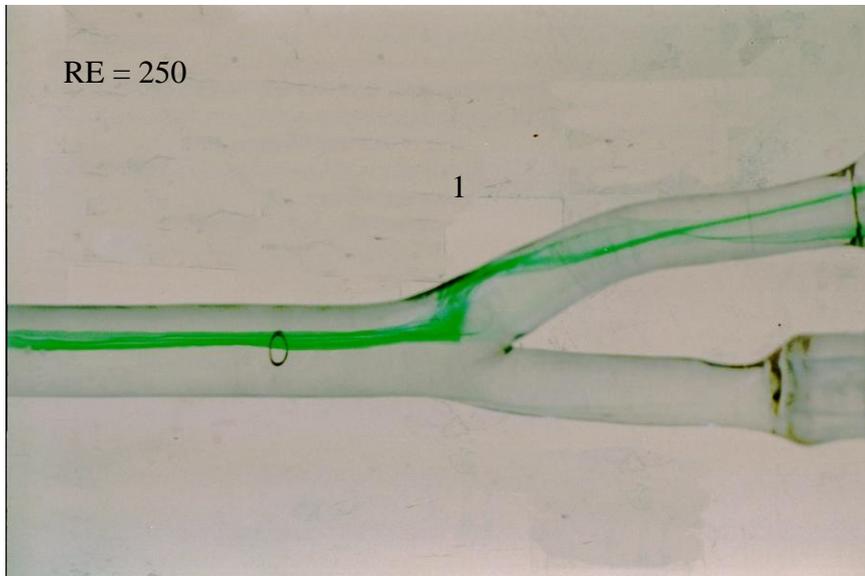


Bild 30: Modell Stent0, Verlauf des internaseitigen grünen Farbfadens, Reynoldszahl 250
Der grüne Farbfaden wird störungsfrei in Richtung Arteria carotis interna geleitet. Aufgrund von Sekundärströmungen kommt es zu einer schraubenförmigen Richtungsänderung entlang der Gefäßwand (1).

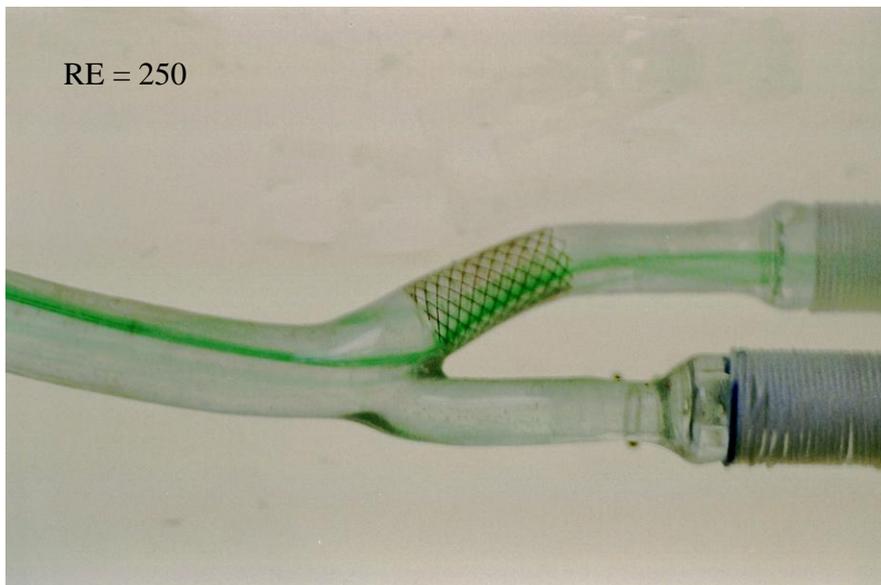


Bild 31: Modell Stent1, Verlauf des internaseitigen grünen Farbfadens, $Re=250$
Auch hier ist ein störungsfreier Verlauf des grünen Farbfadens in die Arteria carotis interna zu erkennen.

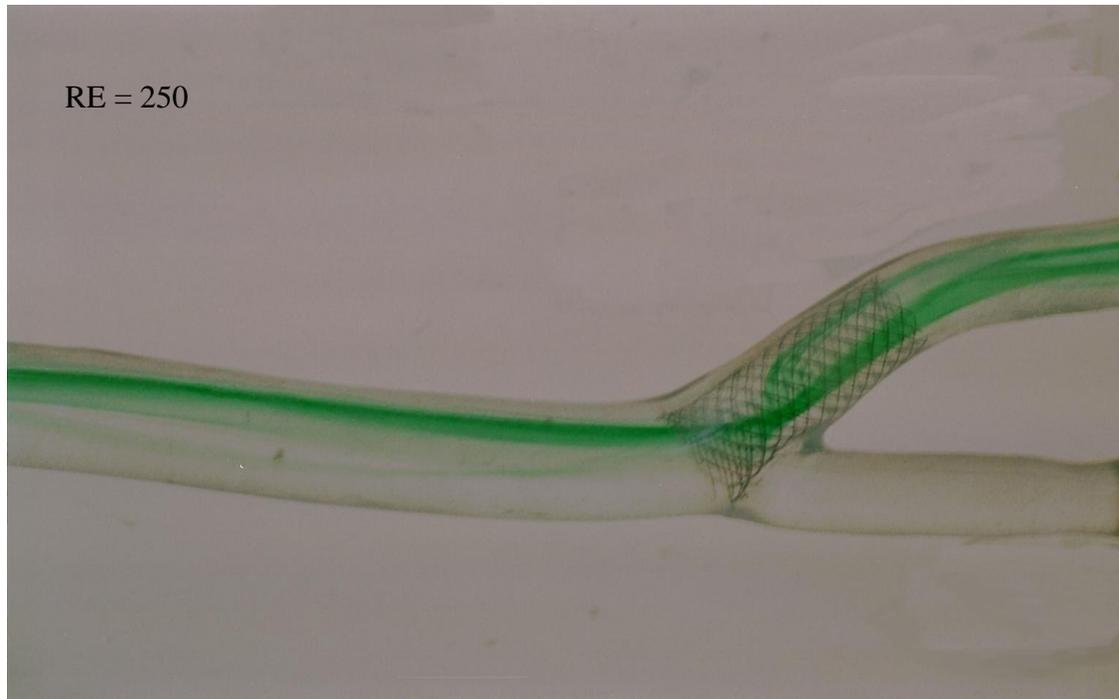


Bild 32: Modell Stent2, Verlauf des internaseitigen grünen Farbfadens, Re=250
Der grüne Farbfaden gelangt auch hier störungsfrei in die Arteria carotis interna. Ein Teil des Fadens wird durch die schraubenförmigen Sekundärstömungen nach oben abgelenkt (1).

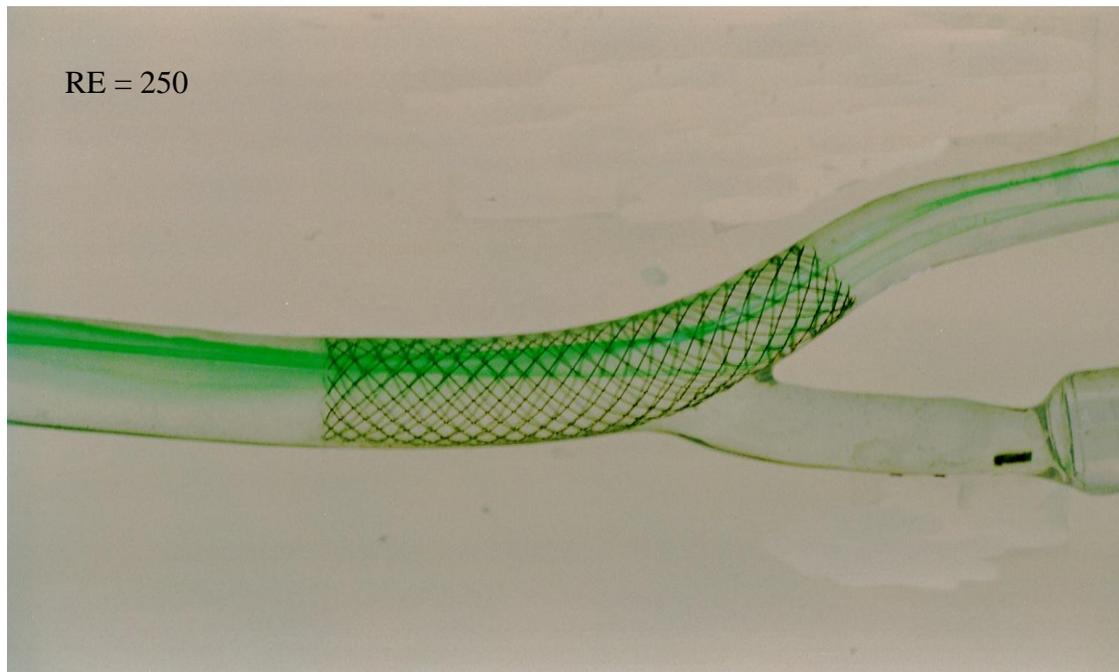


Bild 33: Modell Stent3, Verlauf des internaseitigen grünen Farbfadens, Re=250
Auch hier ist ein störungsfreier Verlauf des grünen Farbfadens in die Arteria carotis interna zu erkennen.

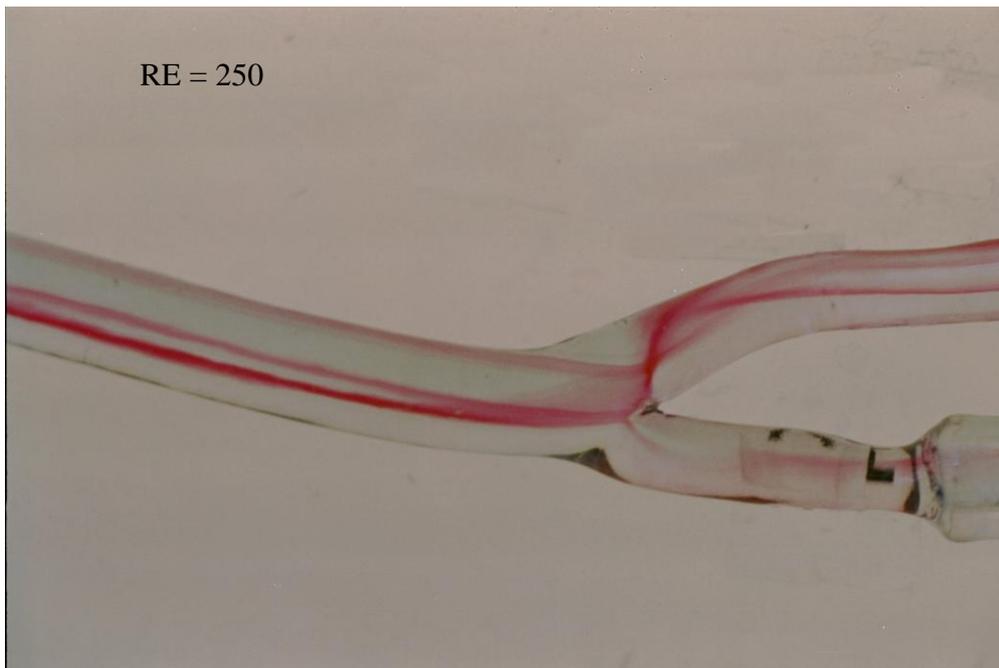


Bild 34: Modell Stent0, roter Farbfaden in der Mitte, $Re=250$

Der rote Farbfaden trifft auf den Strömungsteiler. Ein größerer Anteil (70% des Volumenstroms) fließt in die Arteria carotis interna, ein kleinerer Teil des Volumenstroms (30%) fließt in die Arteria carotis externa. Auch hier ist ein störungsfreier Strömungsverlauf zu sehen.

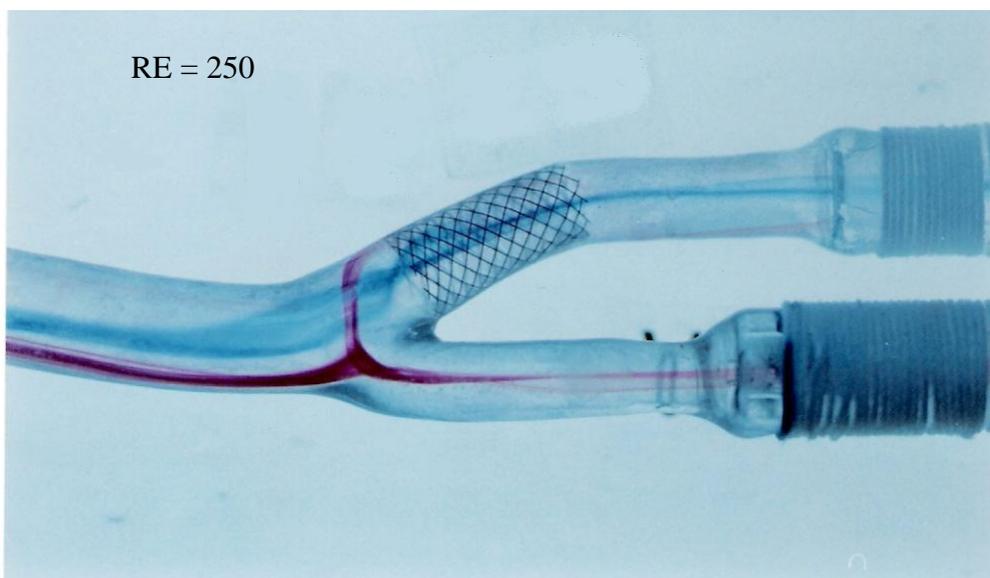


Bild 35: Modell Stent1, roter Farbfaden in der Mitte, $Re=250$

Ein störungsfreier Verlauf des roten Farbfadens. Mit Hilfe eines blauen Fadens wurden schraubenförmige Sekundärströmungen in der A. carotis interna des Modells nachgewiesen.

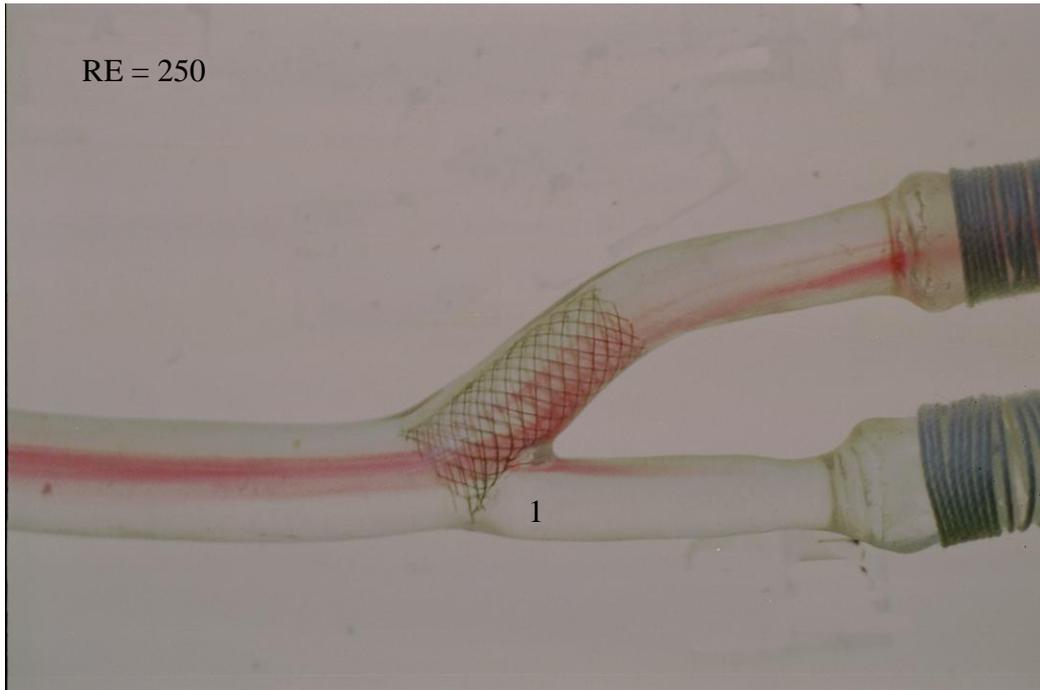


Bild 36: Modell Stent2, roter Farbfaden in der Mitte, $Re=250$

Hier wird der rote Farbfaden in die beiden Anteile aufgeteilt. Im kleineren externseitigen Anteil des Farbfadens sind noch keine Störungen zu erkennen (1). In Bild 40 werden sich bei größerem externseitigen Anteil Störungen der Strömung zeigen.



Bild 37: Modell Stent3, roter Farbfaden in der Mitte, $Re=250$

Der rote Farbfaden teilt sich an der Bifurkation. Der externseitige Anteil des Fadens wird durch den Stent gebündelt (1), und fächert sich anschließend wieder auf.

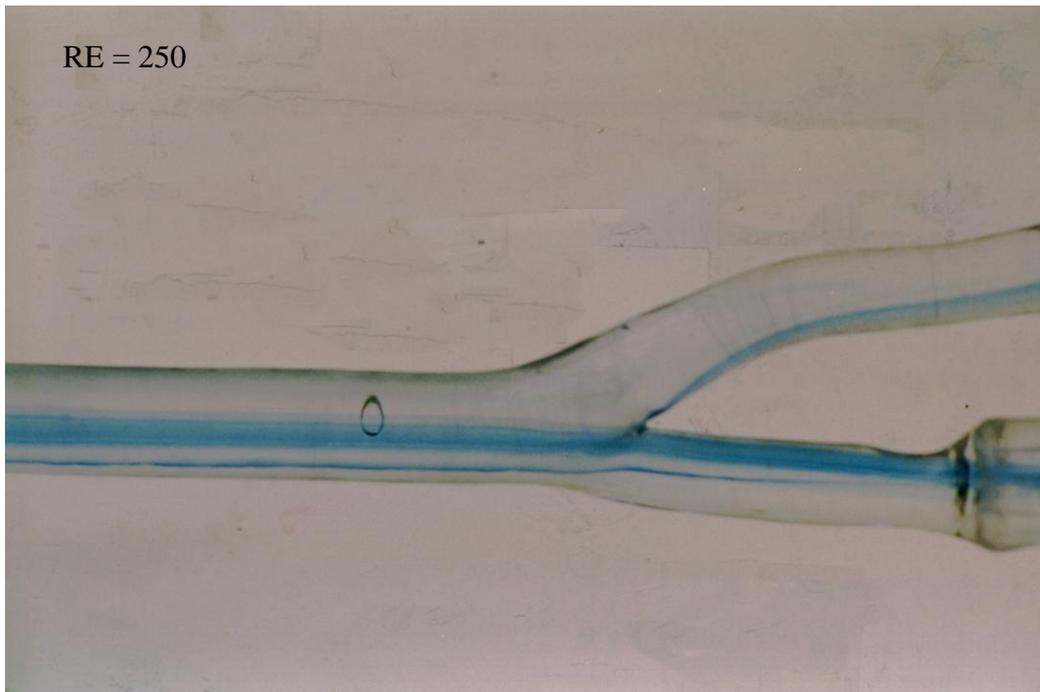


Bild 38: Modell Stent0, blauer Farbfaden externaseitig, $Re=250$
 Der blaue Farbfaden verläuft größtenteils in der Arteria carotis externa. Kleinere Anteile können in die Arteria carotis interna abdriften. Ein ungestörter Verlauf.

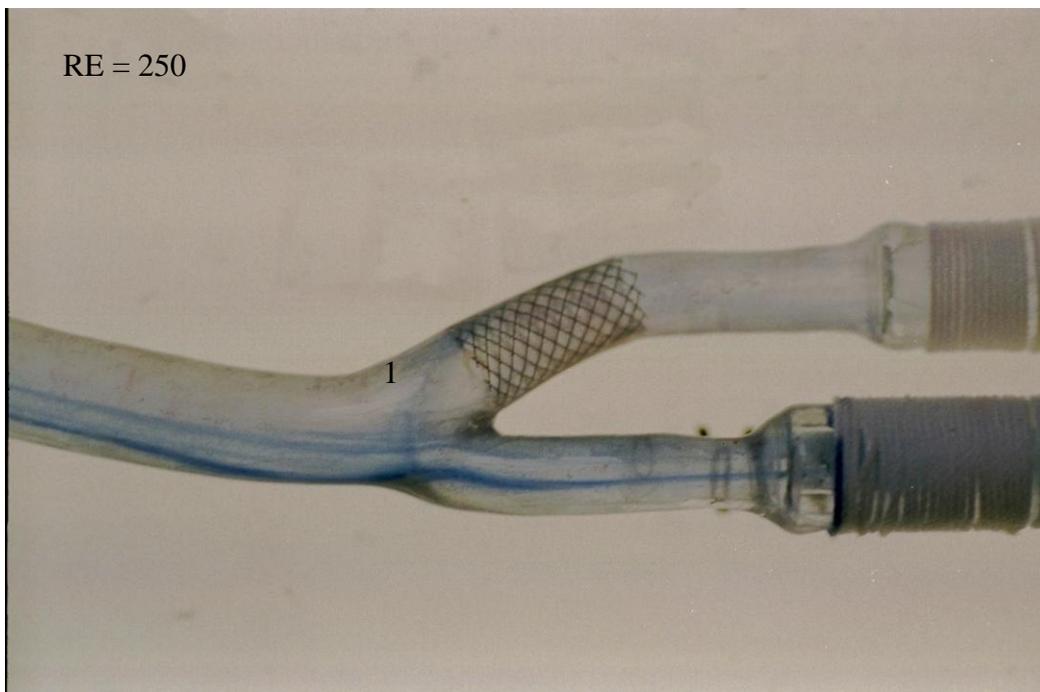


Bild 39: Modell Stent1, blauer Farbfaden externaseitig, $Re= 250$
 Auch hier ist eine störungsfreie Strömung zu sehen. Ein Teil des blauen Farbfadens wird in die Arteria carotis interna abgelenkt (1). Der in der Arteria carotis interna gelegene Stent beeinflusst den Verlauf des Farbfadens nicht.

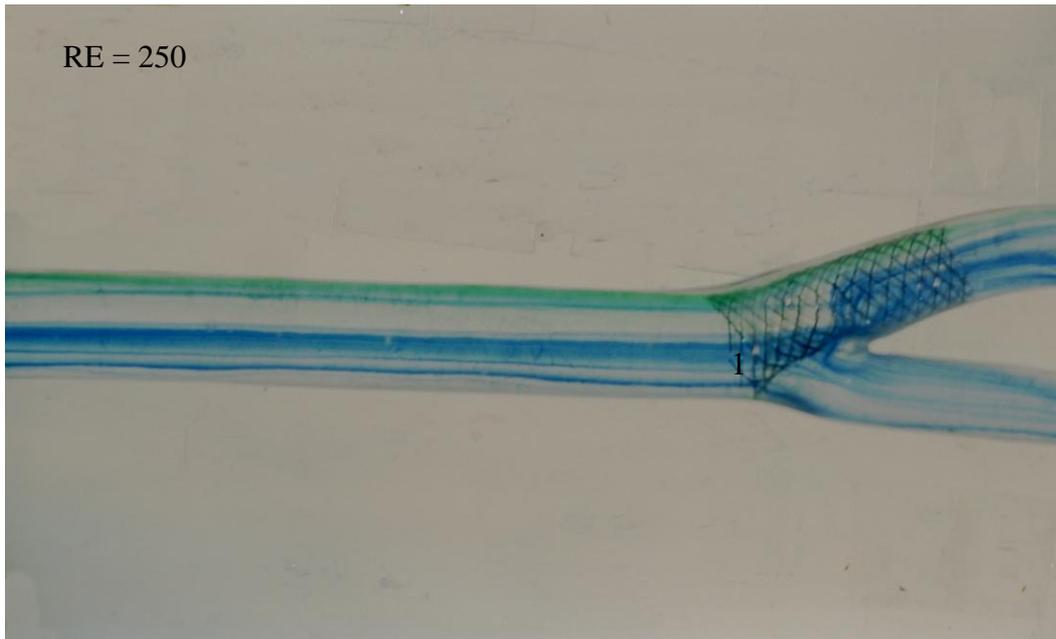


Bild 40: Modell Stent2, blauer Farbfaden externseitig, ein grüner Farbfaden internseitig, $Re=250$

Hier sind zwei Farbfäden zu sehen: ein internseitig gelegener grüner Farbfaden, der in der schon in Bild 32 beschriebenen Weise verläuft, und ein blauer externseitig gelegener Farbfaden. Der blaue Farbfaden wird am Strömungsteiler in einen internseitigen und einen externseitigen Anteil aufgeteilt. Bei Durchtritt durch den Stent wird der Faden aufgefranst (1).

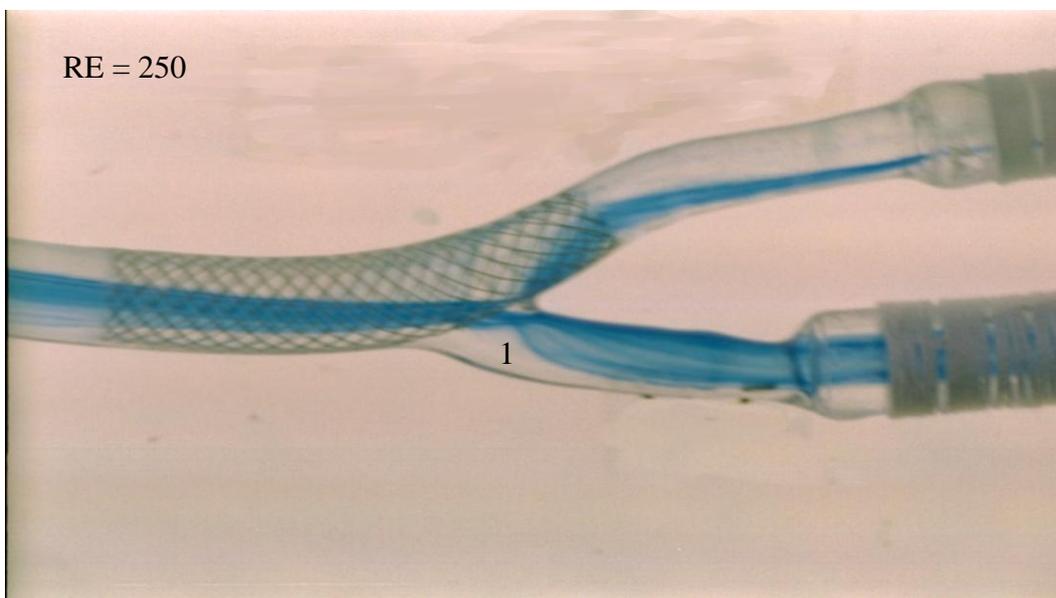


Bild 41: Modell Stent3, blauer Farbfaden externseitig, $Re=250$

Aufteilung des Farbfadens in einen größeren externseitigen Anteil und einen kleineren internseitigen Anteil. Auch hier erfolgt eine Bündelung des externseitigen Farbfadens durch den Stent (1). Die unterschiedlichen Strömungsmuster in Bild 40 und 41 resultieren wahrscheinlich aus den unterschiedlichen Gitterstrukturen der Stents.

Zusammenfassung der Ergebnisse des Farbfadenversuchs:

Es wurden drei verschiedenfarbige Farbfäden an jeweils drei definierten Positionen durch die Modelle geleitet. Der grüne Farbfaden lag in Flußrichtung internaseitig. Er passierte die jeweiligen Modelle ungehindert. Auf den Bildern 30, 32 und 35 sind schraubenförmige Verläufe des Farbfadens zu erkennen. Diese Verläufe sind durch Sekundärströmungen entstanden. Ku und Bharadvai konnten diese Sekundärströmungen schon in den 80er Jahren in Versuchen nachweisen (36), (3). Weigand errechnete Bahnlinien und Aufenthaltszeiten für Partikel, die den Sekundärströmungen folgen (64, Seite 91).

Der rote Farbfaden nahm eine mittlere Position ein. Er teilte sich an der Karotisbifurkation in einen größeren Anteil, der in die Arteria carotis interna strömte, und einen kleineren Anteil, der in die Arteria carotis externa driftete.

Der blaue Farbfaden lag jenseits der Mitte externaseitig. Der Hauptanteil des blauen Farbfadens floß in die Arteria carotis externa des Gefäßmodells, ein kleinerer Anteil konnte in Richtung Arteria carotis interna verlagert werden. Für Bild 35 wurde ein blauer Farbfaden ausnahmsweise internaseitig verwendet.

Die Strömungsbilder für die drei Reynoldszahlen, 200, 250, 350 zeigten keine Unterschiede. Deshalb wurden hier die Bilder für die Reynoldszahl 250 gezeigt.

Im Falle von Stent1 sind verglichen mit dem Leermodell keine Veränderungen der Strömung zu erkennen.

Für Stent2 zeigt sich bei Durchtritt des blauen Fadens eine Auffransung des Farbfadens durch den Stent ->Bild 40. Dies ist in 81% der Bilder zu sehen. Die Auffransung des Farbfadens zeigt sich vor allem bei großem externaseitigem Farbfadenanteil. Bei kleinen Farbstoffmengen ist die Auffransung nicht ausreichend zu erkennen.

Im Falle von Modell Stent3 kommt es zu einer Bündelung des Farbfadens bei Durchtritt durch den Stent -> Bilder 37 und 41. Die Bündelung des Farbfadens zeigt sich in allen relevanten Bildern. Nach der Bündelung fächert sich der Farbfaden wieder auf. Die unterschiedlichen Gitterstrukturen von Stent2 und 3 spielen wahrscheinlich für das unterschiedliche Strömungsverhalten nach dem Stent eine entscheidende Rolle.

3.2. Ergebnisse der Spannungsoptischen Methode der Strömungssichtbarmachung

Die spannungsoptischen Bilder geben im Gegensatz zu den Bildern des Farbfadenversuchs, die den Verlauf der Strömung nur lokal aufzeigen einen Überblick über den gesamten Strömungsverlauf in den Gefäßmodellen.

Mithilfe der spannungsoptischen Methode der Strömungssichtbarmachung wurden folgende Verläufe der Strömung ermittelt:

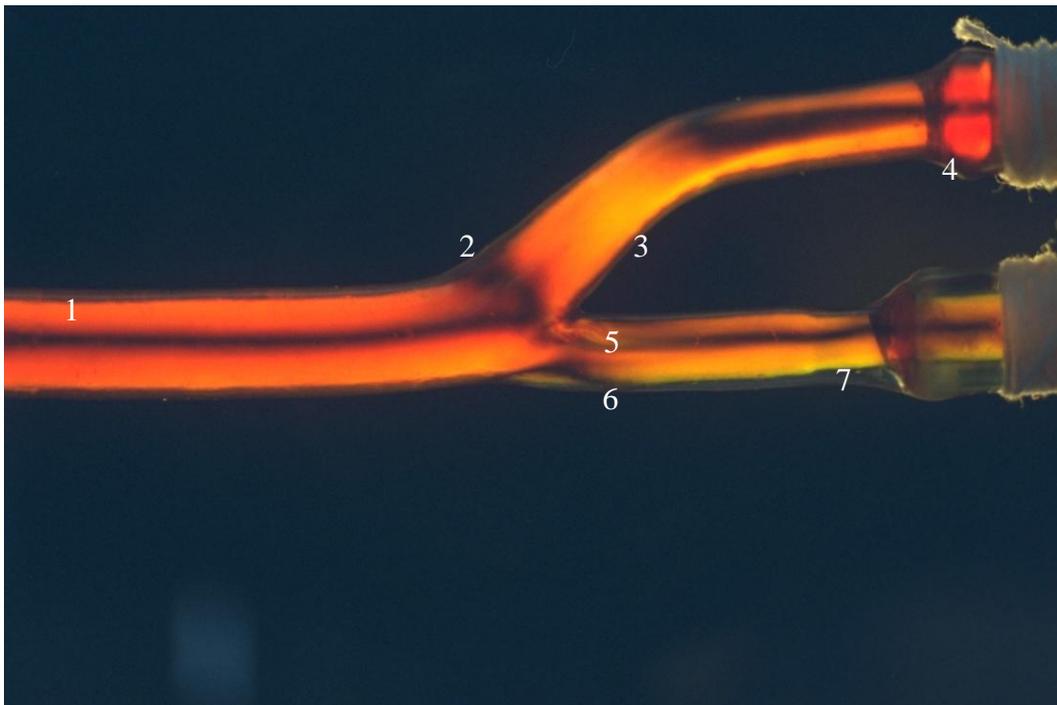


Bild 42: Modell Stent0, spannungsoptisches Bild, $Re=250$

In der Arteria carotis communis ist die Strömung laminar. Das Strömungsmaximum (dunkle Linie, Hauptisochromate) liegt in der Mitte des Gefäßes (1). Am Übergang in die Arteria carotis interna entsteht eine über den Querschnitt der Arterie verlaufende dunkle Zone (2). Diese Zone entsteht durch zwei sich überlagernde Effekte: Die Hauptisochromate aus der Arteria carotis communis setzt sich in die Arteria carotis interna fort, und wird am Strömungsteiler in Richtung zur äußeren Wand der Arteria carotis interna abgelenkt. Gleichzeitig entsteht am Ursprung der Arteria carotis interna an der äußeren Wand eine Isochromate erster Ordnung. Die Bildung der Isochromate erster Ordnung wird durch eine Umlenkung der Fluidteilchen am Krümmungspunkt der Arterie hervorgerufen. Die Fluidteilchen verlieren durch die Umlenkung ihre gemeinsame Orientierung. Es kommt zur Verdunkelung. Die Isochromate erster Ordnung und die Hauptisochromate fließen zu einem quer über den Ursprung der Arteria carotis interna verlaufenden dunklen Band (5) zusammen. An diese dunkle Zone schließt sich ein heller Bezirk (3) an. Hier liegt an der äußeren Wand der Arteria carotis die große Ablösezone. Dort kommt es zu Rückströmvorgängen und zu schraubenförmigen Sekundärströmungen. Durch die Sekundärströmungen und die

Rückströmvorgänge können sich die beiden Isochromaten nicht weiter ausbilden. Die Scherkräfte benachbarter Flüssigkeitsschichten ordnen die stäbchenförmigen V_2O_5 -Teilchen mit ihrer Längsachse in Strömungsrichtung. Mit zunehmender Orientierung der Stäbchen kommt es zu verstärkter Doppelbrechung und damit zur Aufhellung (44, Seite 36).

Im distalen Teil der Arteria carotis interna ordnet sich die dunkle Hauptisochromate, und wird zunehmend zur Mitte verlagert (4).

Am Ursprung der Arteria carotis externa verläuft eine weitere Ablösezone (6) an der äußeren Wand des Gefäßes. Das Strömungsmaximum (dunkle Linie) ist hier leicht exzentrisch in Richtung Strömungsteiler, dem Ort der größten Scherkräfte und Strömungsgeschwindigkeiten verschoben (5), um dann im distalen Teil in die Mitte zu driften (7).

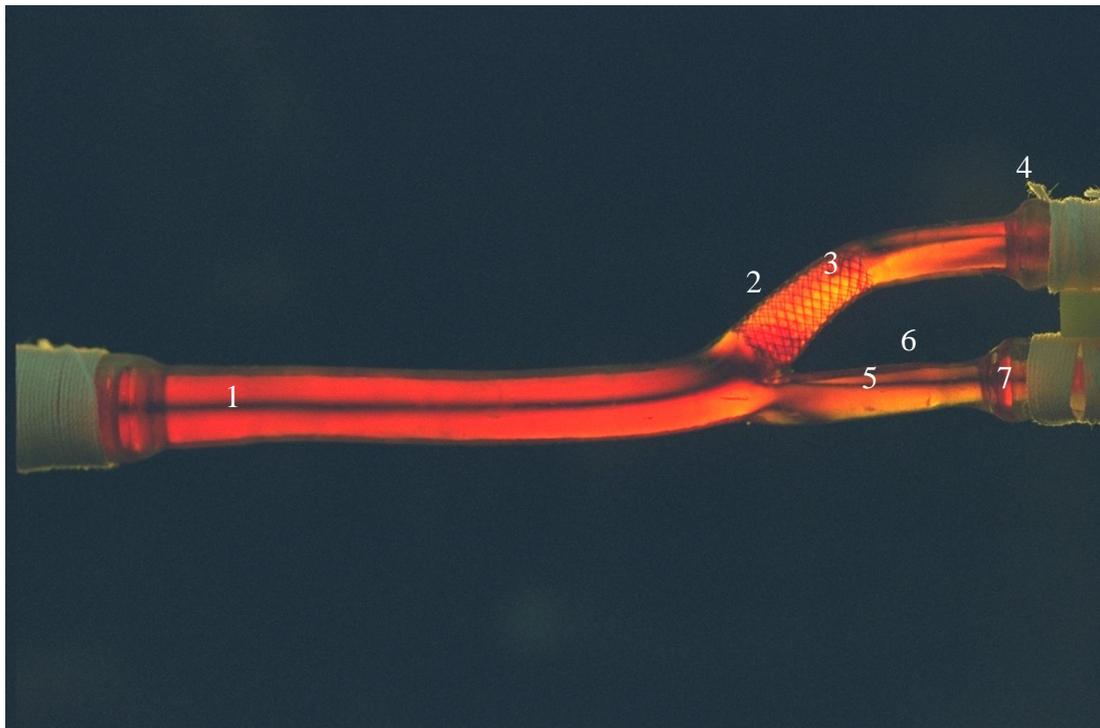


Bild 43: Modell Stent1, spannungsoptisches Bild, $Re=250$

Auch hier ist ein laminarer Strömungsverlauf durch die Arteria carotis communis zu sehen. Das Strömungsmaximum befindet sich in der Mitte, wie an dem Verlauf der dunklen Hauptisochromate zu sehen ist (1). Bei Übergang in die Arteria carotis interna entsteht auch hier eine über den Querschnitt der Arterie verlaufende dunkle Zone (2). Diese Zone kommt wie unter Bild 42 beschrieben durch Zusammenfluß der Hauptisochromate und der an der Wurzel der Arteria carotis interna entstehenden Isochromate erster Ordnung zustande. Dann folgt eine aufgehellte Zone (3). In diesem Gebiet befindet sich die an der äußeren Wand der Arteria carotis interna gelegene Ablösezone.

Im distalen Abschnitt der Arteria carotis interna ordnet sich die Hauptisochromate, und bewegt sich in Richtung Mitte (4).

Auch in der Arteria carotis externa entsteht an der äußeren Wand eine Ablösezone (5). Das Strömungsmaximum (dunkle Linie) wird von der den Strömungsteiler bildenden inneren Wand (6) zur Mitte des Gefäßes (7) verschoben.

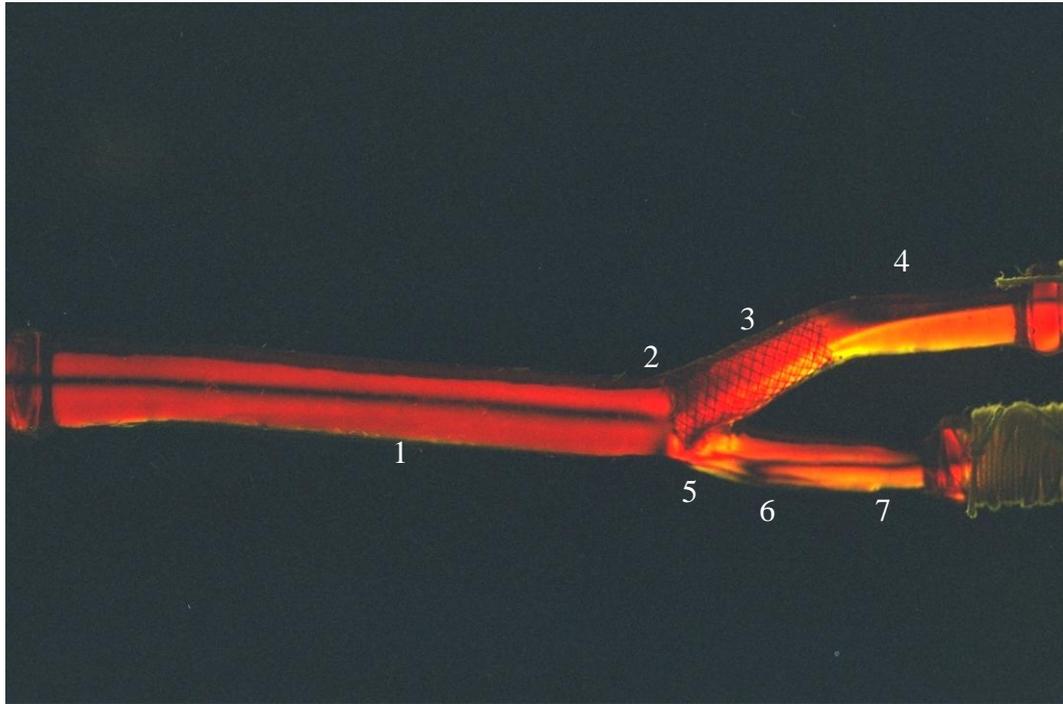


Bild 44: Modell Stent2, spannungsoptisches Bild, $Re=250$

Auch hier fließt das Fluid in laminarer Strömung durch die Arteria carotis communis. Das Strömungsmaximum liegt in der Mitte des Gefäßes (1). Am Übergang in die Arteria carotis interna bildet sich auch hier eine dunkle Zone, die durch den Zusammenfluß der Hauptisochromate und der Isochromate erster Ordnung entstanden ist (2). Diese dunkle Zone ist nach stromaufwärts etwas verbreitert und in Richtung äußere Wand verschoben. An den dunklen Bereich schließt sich eine helle Zone an, die sich in Höhe der Ablösezone befindet (3).

Im distalen Bereich der Arteria carotis interna nimmt die dunkle Hauptisochromate fast die Hälfte des Gefäßdurchmessers ein, ohne an der äußeren Wand des Gefäßes eine helle Linie entstehen zu lassen. Dies könnte einer Verlagerung des Strömungsmaximums an die äußere Wand der Arteria carotis interna entsprechen (4).

Am Ursprung der Arteria carotis externa ist eine helle Zone entstanden, die von feinen dunklen Linien durchzogen wird (5). Diese Linien entsprechen der Auffransung des Farbfadens durch den Stent im Farbfadenversuch (Bild 40). Das Fluid wird durch die Maschen des Stents gepreßt. Nach Passage der Maschen kommt es zu einer Expansion des Fluids. An der flüßaufwärts gelegenen Seite der Drähte entstehen Stasezonen (vgl. Seite 86, und Bild 66). Die Hauptisochromate in der Arteria carotis externa ordnet sich spät. Sie setzt sich nicht aus der Isochromate der Arteria carotis communis fort (6). Es kommt spät zur Ausbildung einer laminaren Strömung (7).

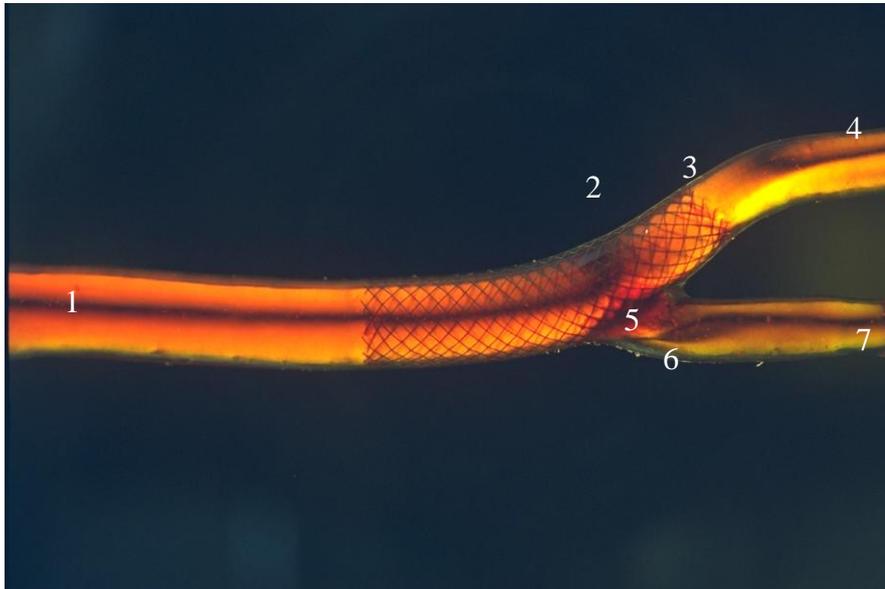


Bild 45: Modell Stent3, spannungsoptisches Bild, $Re=250$

Das Fluid durchströmt die Arteria carotis communis laminar. Das Strömungsmaximum liegt in der Mitte des Gefäßes (1). An der Abgangsstelle der Arteria carotis interna entsteht eine quer über die Arterie verlaufende breite, dunkle Zone, die wie schon beschrieben durch den Zusammenfluß der Hauptisochromate und der Isochromate erster Ordnung zustande kommt (2). Im proximalen Teil der Arteria carotis interna schließt sich an diese Zone in Höhe der Ablösezone eine helle Fläche an (3). Im distalen Teil der Arterie baut sich die Hauptisochromate schnell wieder auf, und driftet zur Mitte (4).

Bei Durchtritt des Fluids durch den Stent ergeben sich auch hier Veränderungen. Hinter dem Stent entsteht ein dunkler Bereich (5). Die kleine Ablösezone an der äußeren Wand der Arteria carotis externa erscheint verstrichen, wofür das Entstehen der feinen Isochromate (6), die sich in die Hauptisochromate fortsetzt spricht. Das deutet auf eine zunehmende Beruhigung der Strömung hin. Die Hauptisochromate baut sich vom Stent beginnend kontinuierlich auf und ordnet sich bald in der Mitte des Gefäßes (7). Die Strömung geht also frühzeitig wieder in eine laminare Strömung über.

Ergebnisse der spannungsoptischen Methode der Strömungssichtbarmachung, Zusammenfassung

Die Bilder des spannungsoptischen Versuchs liefern Aufnahmen des ganzen Strömungsfeldes. Sie sind in dieser Beziehung aussagekräftiger als die Bilder des Farbfadenversuchs, der die Strömung nur an ausgewählten Linien zeigt.

Zunächst fällt auf, daß sich die Bilder eines Modells für die drei Reynoldszahlen nicht unterscheiden. Deshalb werden hier nur die Bilder für die Reynoldszahl 250 gezeigt.

Die Strömungsbilder für Stent1 zeigen verglichen mit den Bildern für Stent0 keine Unterschiede der Strömung.

Für Stent2 zeigen sich deutliche Veränderungen der Strömung. Bei Durchtritt des Fluids von der Arteria carotis communis in die Arteria carotis externa des Modells treten zusätzlich feine dunkle Linien, Isochromaten an der Durchtrittsstelle durch den Stent auf. Außerdem bildet sich am Ursprung der Arteria carotis externa eine aufgehellte Zone. An dieser Stelle herrschen hohe Scherkräfte.

Auch in der Arteria carotis interna des Modells zeigen sich Veränderungen: Man sieht, daß der dunkle Bezirk, der dem Geschwindigkeitsmaximum entspricht etwa 0,5 bis 1 cm nach Verlassen des Stents deutlicher nach außen driftet.

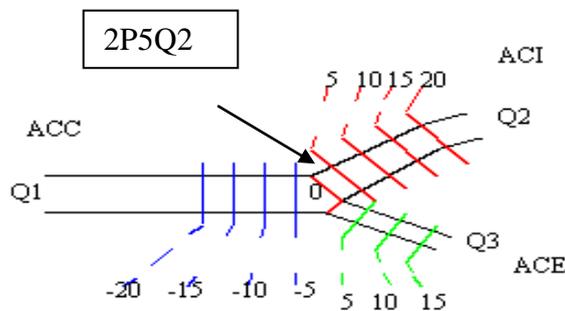
Für Stent3 sind Veränderungen der Strömung bei Durchtritt des Fluids von der Arteria carotis communis in die Arteria carotis externa zu sehen. Die Ablösezone in der Arteria carotis externa erscheint verstrichen. Insgesamt kommt es hier zu einer Beruhigung der Strömung. Die Hauptisochromate stabilisiert sich unmittelbar nach dem Stent in der Mitte der Arteria carotis externa. Es kommt früh zum Aufbau einer laminaren Strömung. In der Arteria carotis interna sind keine ausgeprägten Störungen zu verzeichnen.

3.3. Ergebnisse der Laser-Doppler-Anemometrie

Auf den folgenden Seiten sind die Ergebnisse der Laser-Doppler-Anemometrie für einen ausgewählten Meßquerschnitt für das Leermodell Stent0, sowie für das Modell Stent2 zu sehen.

Es handelt sich hierbei um den Meßquerschnitt 2P5Q2, der 2,5 mm vom Nullpunkt, dem Teilungspunkt an der Bifurkation entfernt in der Arteria carotis interna liegt. Bild 26 zeigt die Lage des Meßquerschnitts 2P5Q2.

Bild 26: Arteria carotis mit Festlegung der Meßquerschnitte.



ACC=Arteria carotis communis, ACI=Arteria carotis interna, ACE=Arteria carotis externa

In den Strömungsprofilen wird der Verlauf der axialen Geschwindigkeitskomponente dargestellt. Die Messung durch den Laser erfolgte eindimensional.

Im Modell Stent2 wurde der Volumenstrom nicht auf ein Ausstromverhältnis ACI/ACE von 70%:30% reguliert, um eine bessere Vergleichbarkeit mit der Computersimulation zu ermöglichen, wo das Volumenstromverhältnis auch nicht auf 70%:30% eingestellt war. Das Volumenstromverhältnis betrug 75%:25%.

Die Bilder 46 und 47 zeigen die Querschnittsebene 2P5Q2 für Modell Stent 0 zu verschiedenen Phasen des Pulszyklus. In der Systole baut sich die Geschwindigkeit von Phasenwinkel 0 Grad bis 60 Grad (Geschwindigkeitsmaximum in der Systole) kontinuierlich auf. Die Strömungsmaxima liegen an der den Strömungsteiler bildenden Wand. Durch Strömungsverzögerung an der dem Strömungsteiler gegenüberliegenden Wand bildet sich bei Phasenwinkel 60 bis 120 Grad die für die Ablösezone typische Sesselform des Geschwindigkeitsprofils aus.

CAROTIS WITHOUT STENT: AXIAL VELOCITY

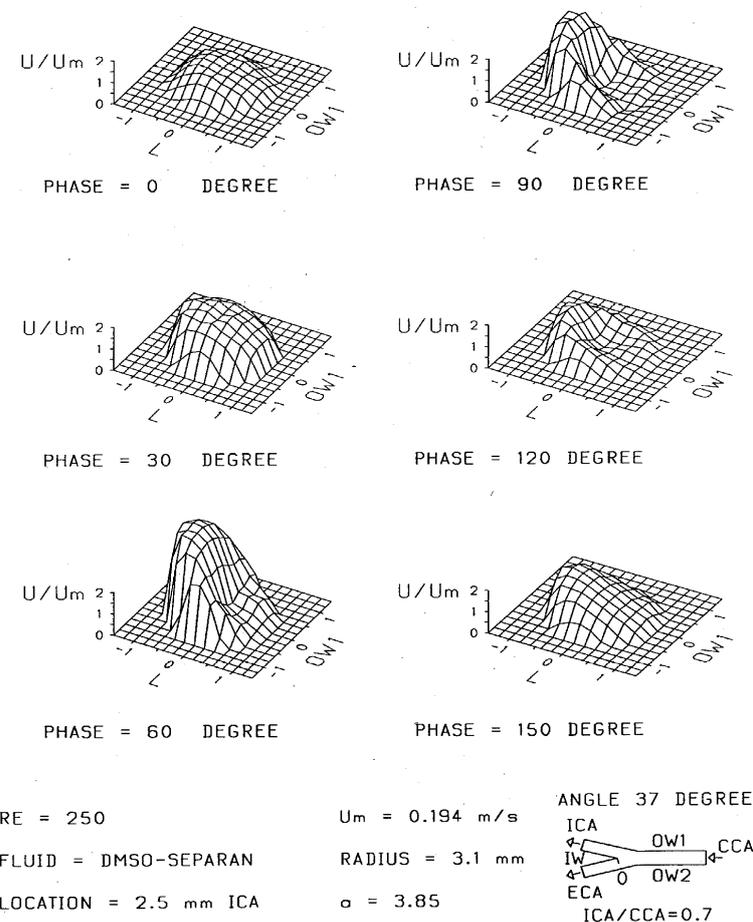


Bild 46: LDA-Messung: Modell Stent0, Ebene: 2P5Q2
 Systole: Phasenwinkel=0 Grad - 120 Grad, Diastole: Phasenwinkel=120 Grad - 360 Grad

CAROTIS WITHOUT STENT: AXIAL VELOCITY

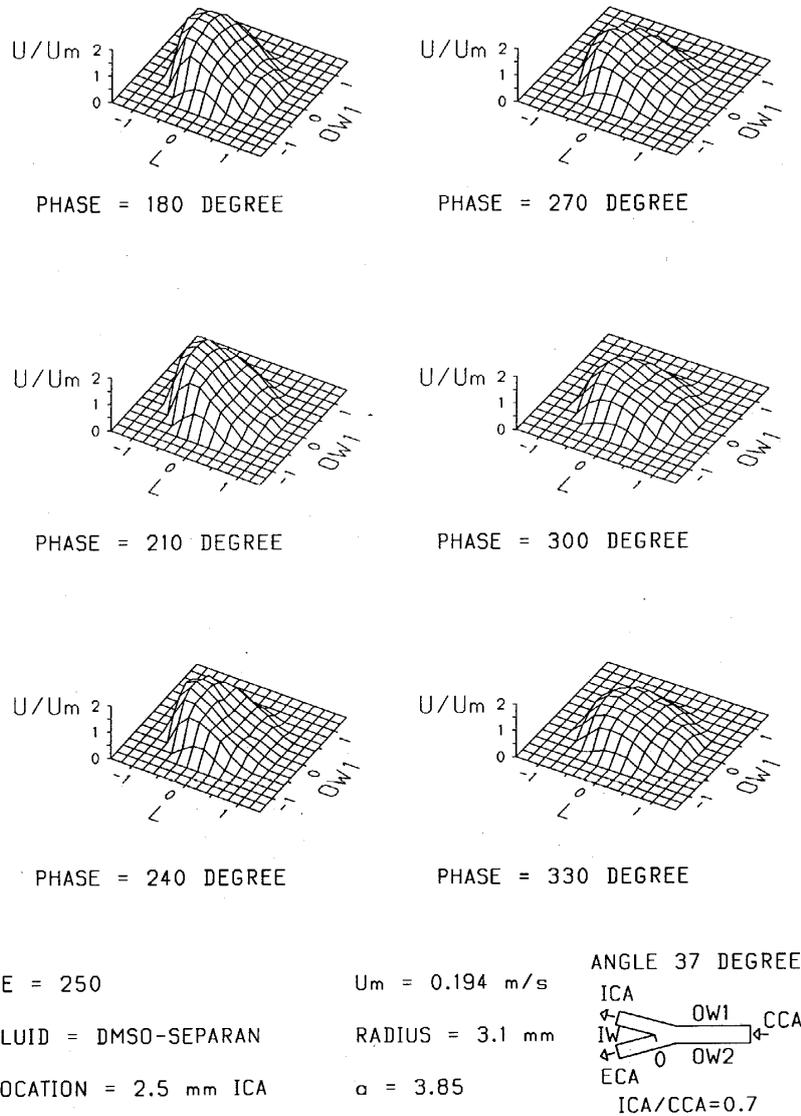


Bild 47: LDA-Messung: Modell Stent0, Ebene: 2P5Q2

Diastole: Phasenwinkel=120 Grad - 360 Grad

In der Diastole (120-360 Grad) sind die Geschwindigkeiten niedriger als in der Systole. Die Sesselform des Strömungsprofils ist verschwunden. Sie ist nur noch als Delle in den Strömungsprofilen angedeutet. Das heißt, die Strömungsverzögerung tritt nicht mehr deutlich auf. Maximalgeschwindigkeiten treten in der Diastole bei 120-210 Grad auf. Die Geschwindigkeitsmaxima befinden sich, wie auch in der Systole auf Seiten des Strömungsteilers.

Auf den Bildern 48 und 49 sind die Strömungsprofile für das Modell Stent2 für den Meßquerschnitt 2P5Q2 zu erkennen. Die Strömungsprofile sind auch hier asymmetrisch. Die Strömungsmaxima befinden sich auf der Seite des Strömungsteilers. Bei Phasenwinkel=30, 60, und 90 Grad, also in der Systole sind die Strömungsprofile zerklüfteter als auf den Darstellungen für Stent0. Es finden sich an einzelnen Punkten Geschwindigkeitsspitzen und Geschwindigkeitstiefs. Diese Geschwindigkeitsschwankungen sind bei 30 und 90 Grad auf Störungen durch den Stent zurückzuführen. Bei Phasenwinkel=60 Grad sind diese Spitzen offenbar durch Meßartefakte, die durch Messung an den Drähten des Stents entstehen können überlagert. In der Diastole zwischen Phasenwinkel=120 und 360 Grad treten diese Störungen durch den Stent nicht auf. Die Sesselform der Ablösezone tritt in den Abbildungen nicht in Erscheinung. Die Verzögerung der Strömungsgeschwindigkeit in der Ablösezone ist nicht so ausgeprägt wie im Leermodell.

CAROTIS WITH STENT II(75): AXIAL VELOCITY

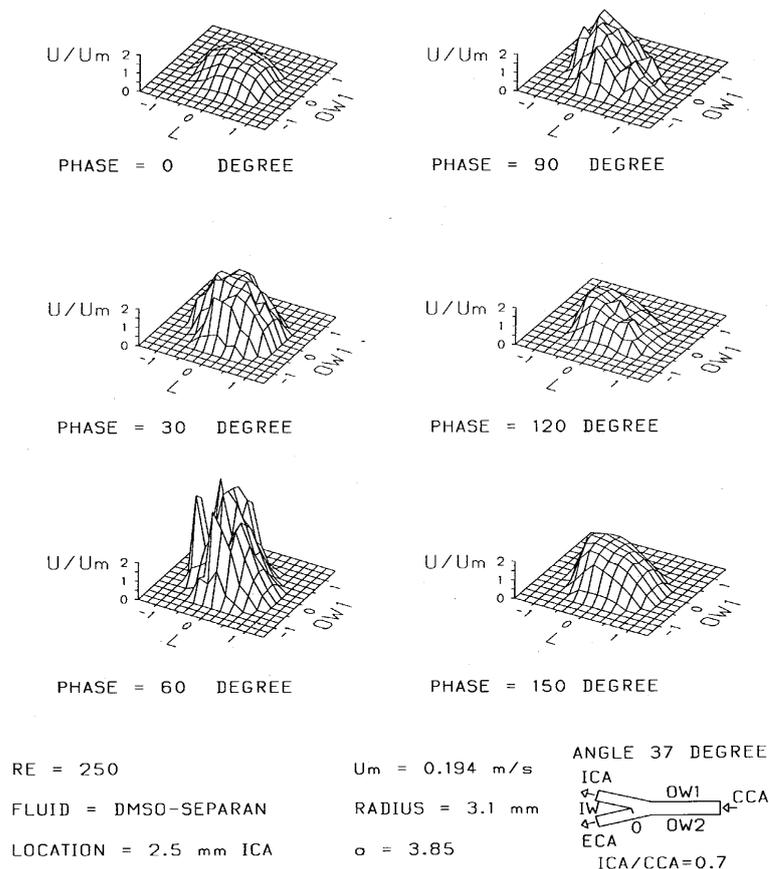
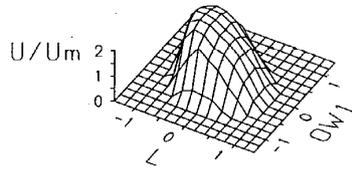
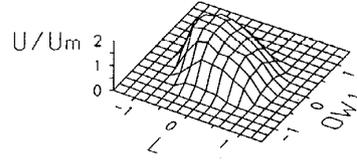


Bild 48: LDA-Messung: Modell Stent2, Meßquerschnitt: 2P5Q2
 Systole: Phasenwinkel=0 Grad - 120 Grad, Diastole: Phasenwinkel=120 Grad - 360 Grad

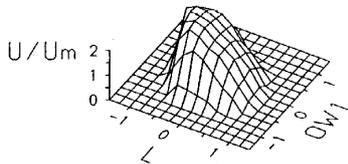
CAROTIS WITH STENT II(75): AXIAL VELOCITY



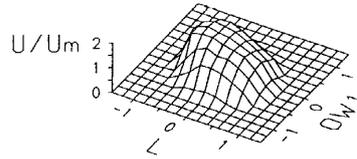
PHASE = 180 DEGREE



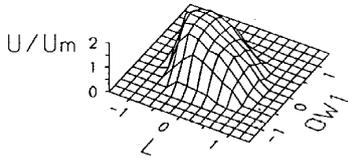
PHASE = 270 DEGREE



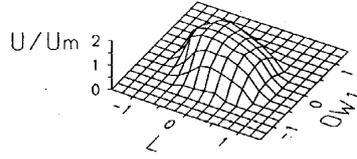
PHASE = 210 DEGREE



PHASE = 300 DEGREE



PHASE = 240 DEGREE



PHASE = 330 DEGREE

RE = 250

FLUID = DMSO-SEPARAN

LOCATION = 2.5 mm ICA

$U_m = 0.194 \text{ m/s}$

RADIUS = 3.1 mm

$\alpha = 3.85$

ANGLE 37 DEGREE

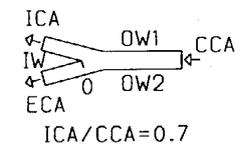


Bild 49: LDA-Messung: Modell Stent2, Ebene: 2P5Q2

Systole: Phasenwinkel=0 Grad - 120 Grad, Diastole: Phasenwinkel=120 Grad - 360 Grad

In Bild 49 sind diastolische Strömungsprofile des Meßquerschnitts 2P5Q2 zu sehen. Die Strömungsmaxima befinden sich auf Seiten des Strömungsteilers. Insgesamt sind die Störungen durch den Stent geringer als in der Systole.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß Geschwindigkeitsschwankungen durch Stent2 vor allem bei hohen Geschwindigkeits- und Druckwerten in der Systole deutlich in Erscheinung treten. Die Störungen der Strömung durch Stent2 setzen sich also in die Arteria carotis interna fort. Durch eine Geschwindigkeitserhöhung ist die Ablösezone weniger ausgeprägt.

3.4. Vergleich der Ergebnisse der Laser-Doppler-Anemometrie mit den Ergebnissen einer Computersimulation für Stent 2

Farb-Geschwindigkeitsdarstellungen der LDA-Ergebnisse

Um eine Vergleichbarkeit der LDA-Messungen mit den Ergebnissen der Computersimulation für Stent2 zu ermöglichen, wurden die Ergebnisse der LDA-Messungen für Stent2 in Farb-Geschwindigkeitsdiagrammen dargestellt. Die Farb-Geschwindigkeitsdiagramme zeigen den Verlauf der Strömungsgeschwindigkeiten in den jeweiligen Gefäßquerschnitten.

Bild 51 (Seite 69) zeigt den Geschwindigkeitsverlauf im Meßquerschnitt -15P0Q1, das heißt 15mm vom Nullpunkt in der Arteria carotis communis. Die Bilder 52 bis 55 zeigen die Geschwindigkeitsverteilungen in den Meßquerschnitten 0P0Q2 bis 10P0Q2 der Arteria carotis interna. In den Bildern 56 bis 58 sind die Geschwindigkeitsverläufe in den Meßquerschnitten 0P0Q3 bis 10P0Q3 der Arteria carotis externa dargestellt.

Der Meßquerschnitt 2P5Q2, auf der nächsten Seite in Bild 53 zu sehen, wurde auf den Seiten 65 und 66 grafisch ausgewertet.

Rechts neben den Bildern befindet sich die Farb-Geschwindigkeitsskala. Die blaue Farbe zeigt die gegen Null gehende Geschwindigkeit an der Gefäßwand. Die rote Farbe gibt das Geschwindigkeitsmaximum an. Zu beachten ist hierbei, daß jeder Meßquerschnitt in den Zweigen der Arteria carotis für sich betrachtet wird. In der folgenden Computersimulation werden Arteria carotis interna und Arteria carotis externa gemeinsam betrachtet. Deshalb sind die Geschwindigkeitsmaxima der Arteria carotis externa in der Computersimulation nicht rot, sondern grün.

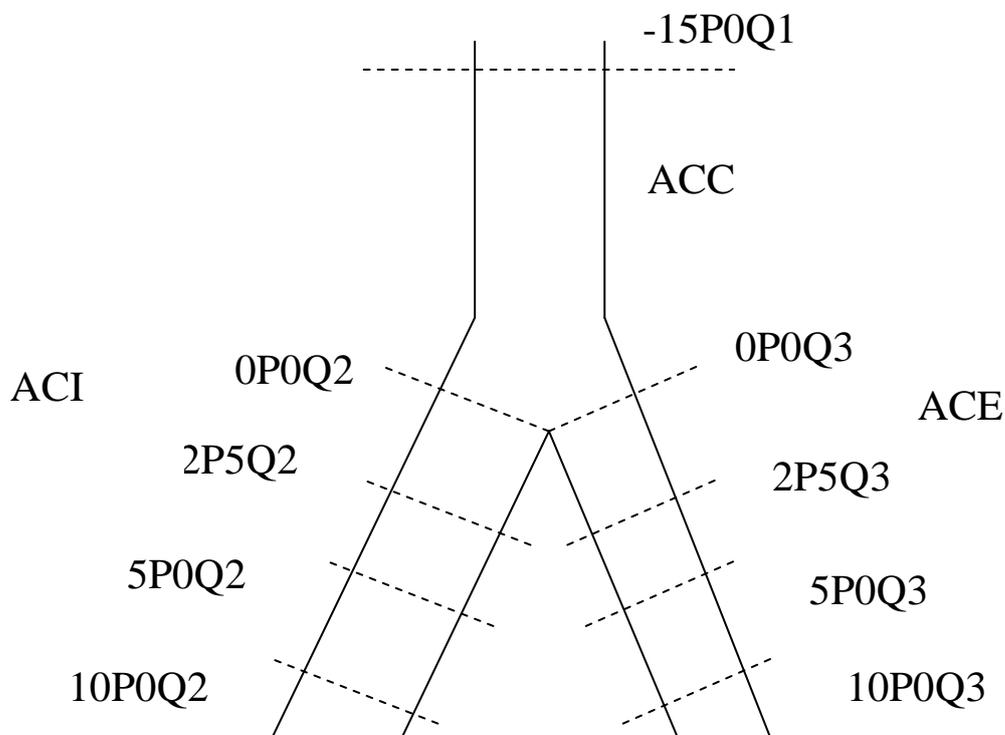
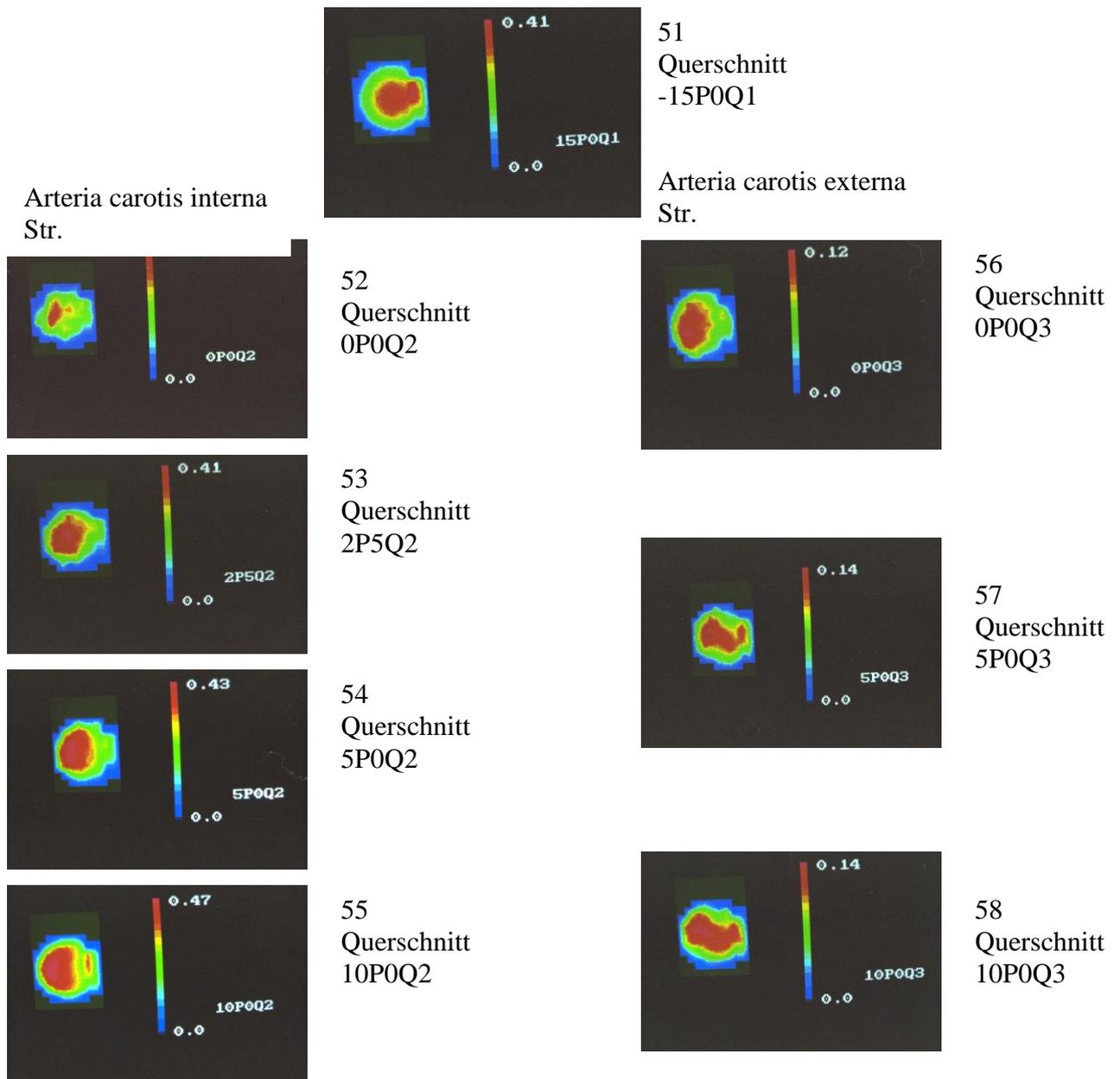


Bild 50 Meßquerschnitte der Arteria Carotis

Arteria carotis communis



Str.=Strömungsteiler

Bild 51-58: Farb-Geschwindigkeitsdarstellung in den einzelnen Meßquerschnitten für Modell Stent 2

Wie in Bild 51 zu sehen ist, befindet sich das Strömungsmaximum in der Arteria carotis communis in der Mitte. In der Arteria carotis interna (Bild 52-55) sind die Strömungsmaxima zur Wand des Strömungsteilers gerichtet. In der Arteria carotis externa liegen die Strömungsmaxima im proximalen Gefäßabschnitt (Bild 56) etwas in Richtung Strömungsteiler verschoben, um dann in der distalen Arterie (Bilder 57 und 58) zur Mitte zu driften. Die höchsten Strömungsgeschwindigkeiten herrschen in der Arteria carotis interna. In der Arteria carotis externa sind sie etwa um den Faktor 3 niedriger. In den Bildern 52, 55 und 57 sind die Geschwindigkeitsprofile zerklüftet.

Ergebnisse einer Computersimulation für Stent2

Die Ergebnisse der Laser-Doppler-Anemometrie für Stent2 sollen einer Berechnung der Strömungsverhältnisse, einer sogenannten CFD-Berechnung gegenübergestellt werden.

Dank enormen Fortschritten in der Datenverarbeitung wird es zunehmend möglich, komplexe Vorgänge, wie die Strömung einer Flüssigkeit durch ein Gefäßmodell mit dem Computer zu simulieren. Auch die Auswirkungen möglicher „Strömungshindernisse“ wie zum Beispiel von Stents lassen sich vorausberechnen. Der Verlauf der Geschwindigkeiten ist im Gegensatz zur LDA - Messung nicht nur an ausgewählten Querschnitten, sondern an jedem beliebigen Querschnitt und an Längsschnitten darstellbar.

Das Ergebnis der Berechnung ist auf den folgenden drei Seiten zu sehen. Die Berechnung erfolgte dreidimensional. Die auf den folgenden Seiten gezeigten Querschnitte (Bilder 60-63) sind auf Höhe des Meßquerschnitts 2P5Q2 der LDA- Messungen angefertigt.

Die Geschwindigkeiten in der Arterie werden mithilfe von Farben dargestellt. Die Farbe Blau steht für die niedrigste Geschwindigkeit. Die Geschwindigkeitsmaxima sind mit roter Farbe gekennzeichnet. In der Computersimulation werden Arteria carotis interna und Arteria carotis externa gemeinsam betrachtet. Deshalb sind die Geschwindigkeitsmaxima der Arteria carotis externa hier nicht rot, sondern grün.

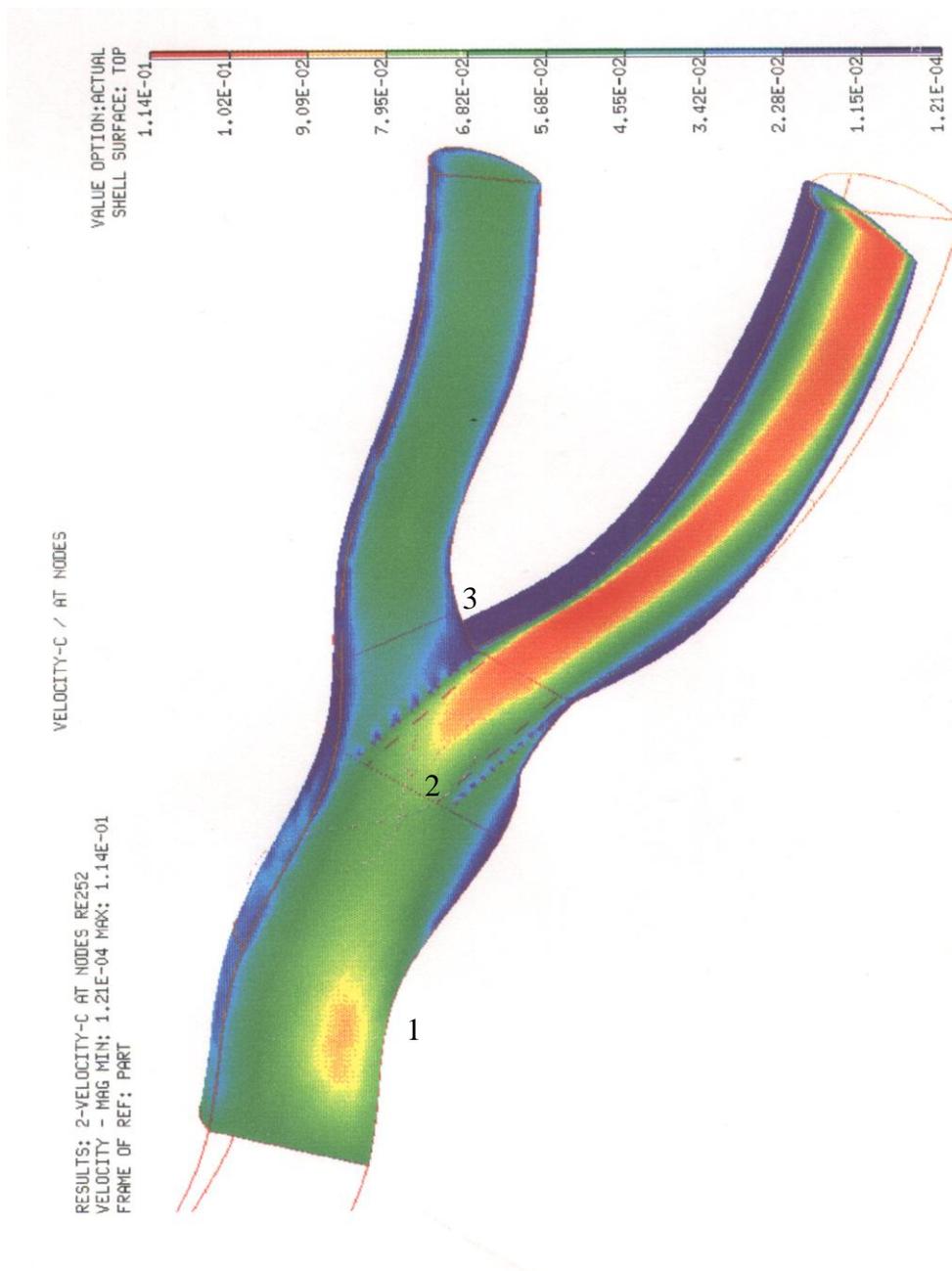


Bild 59: Computersimulation : Modell der Arteria carotis mit Stent2 im Längsschnitt, $Re=250$
 In Bild 59 ist zu erkennen, daß in der Arteria carotis interna die Strömungsgeschwindigkeiten am höchsten sind. Das Strömungsmaximum befindet sich im proximalen Abschnitt der Arterie zunächst auf Seiten des Strömungsteilers, um im distalen Abschnitt über die Mitte des Gefäßquerschnitts hinaus zur äußeren Wand zu driften.

In der Arteria carotis externa sind die Strömungsgeschwindigkeiten erheblich niedriger. Das Strömungsmaximum liegt hier in der Mitte.

Auch in der Arteria carotis communis befindet sich das Strömungsmaximum in der Mitte. In einem umschriebenen Bereich der Arteria carotis communis ist interneseitig ein kleineres Strömungsmaximum (1) eingezeichnet. Dies kommt durch eine eingerechnete Krümmung der Arterie zustande, die in den Experimenten nicht realisiert wurde.

An den Gefäßwänden geht die Strömungsgeschwindigkeit gegen Null (blaue Farbe).

Als besonders interessant hervorzuheben sind die Bereiche an den Drähten des Stents. Hier sieht man blaue Zonen (2). Dort wird der Flüssigkeitsstrom abgebremst, und es kommt lokal zu niedrigen Strömungsgeschwindigkeiten. An den Drähten des Stents wird die Bildung von Ablagerungen durch lokale Stasevorgänge begünstigt.

Auch an der Zone, die zwischen dem Stent und der Wand des Strömungsteilers liegt kommt es zu einer Strömungsverlangsamung (siehe Bild 59, Ziffer 3). Auch hier ist vermehrt mit Ablagerungen zu rechnen.

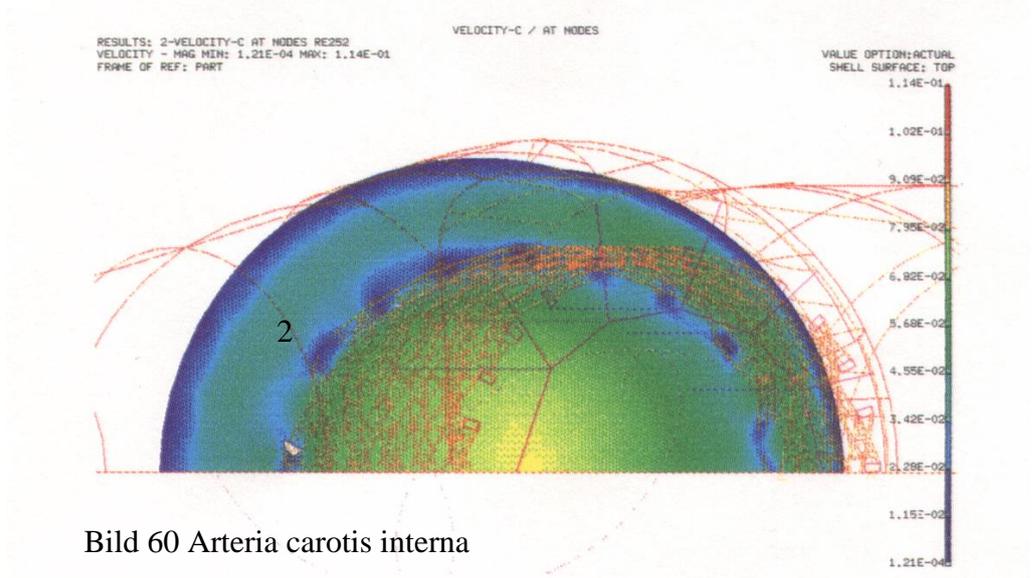


Bild 60 Arteria carotis interna

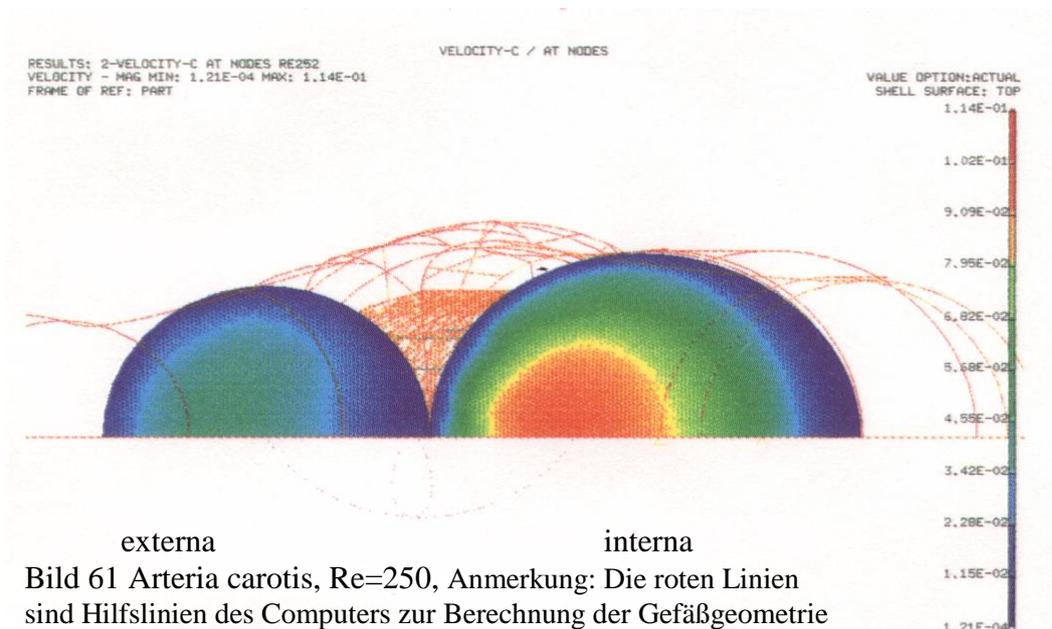


Bild 61 Arteria carotis, Re=250, Anmerkung: Die roten Linien sind Hilfslinien des Computers zur Berechnung der Gefäßgeometrie

In den Bildern 60 und 61 sind die Querschnitte von Arteria carotis interna und Arteria carotis externa dargestellt. Auch hier ist die exzentrische Lage der Strömungsmaxima gut zu erkennen. Zu beachten sind auch die punktförmigen blauen Störzonen an den Drähten des Stents (2).

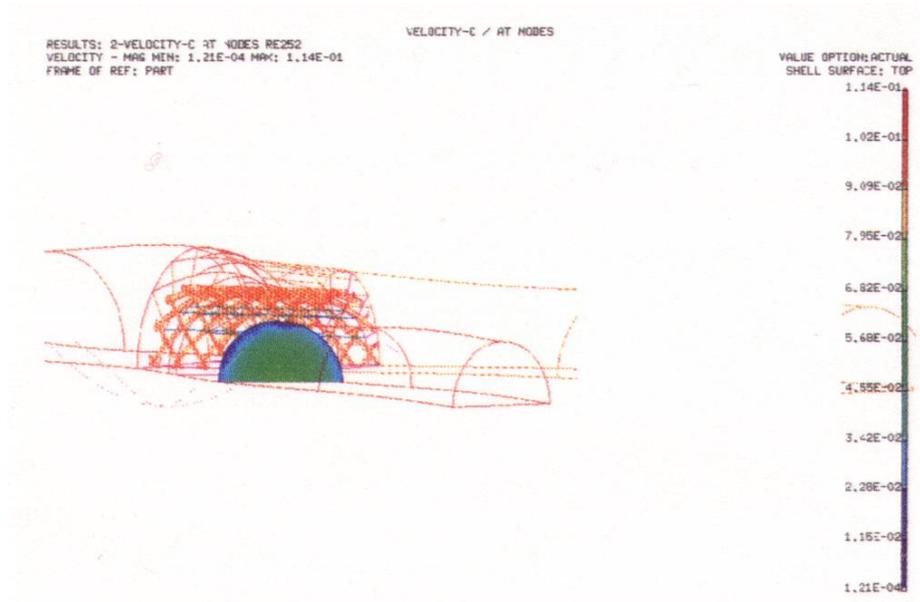


Bild 62 zeigt die Arteria carotis interna mit dem Stent2 (rote Linien). Vor dem Stent eine Darstellung der Strömungsgeschwindigkeiten in der Arteria carotis externa

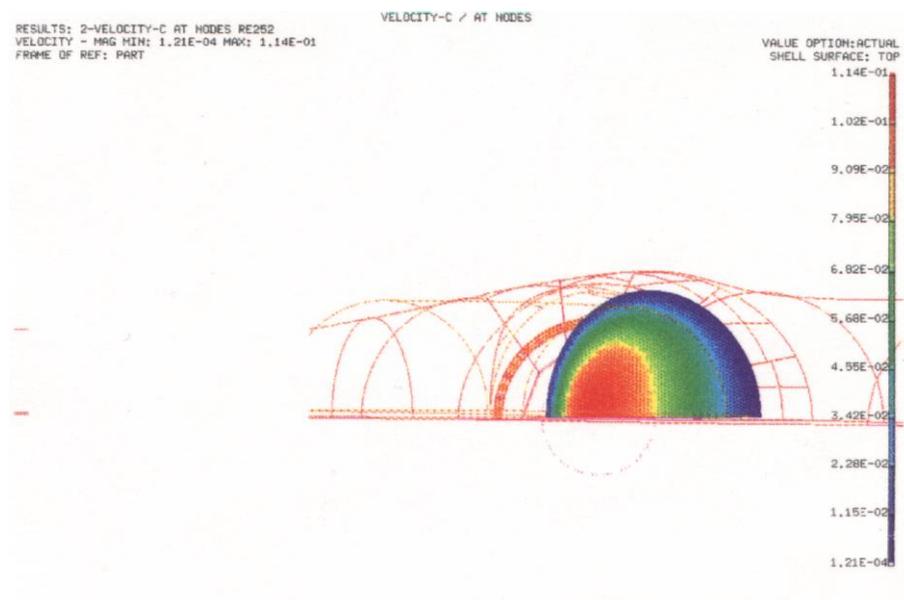


Bild 63: Arteria carotis interna

Zusammenfassung der Ergebnisse der Computersimulation für Stent2

In der Arteria carotis interna liegt das Geschwindigkeitsmaximum im proximalen Teil auf seiten des Strömungsteilers. Im distalen Teil wird das Strömungsmaximum an die Außenwand der Arterie verschoben.

Stasezonen entstehen an den Drähten des Stents, sowie im Winkel Stent-strömungsteilerseitige Wand der Arteria carotis externa.

4. Diskussion:

Die Strömung durch ein Gefäß stellt ein komplexes Geschehen dar, das von einer Vielzahl von Parametern abhängt. So zum Beispiel von den Abmessungen des Gefäßes, der Gefäßgeometrie, der Zahl der Verzweigungen, dem Verzweigungswinkel, dem Stenosegrad. Auch die Wandelastizität spielt für die Strömung eine entscheidende Rolle. Nachgeordnete Gefäße beeinflussen über den peripheren Widerstand und den Blutdruck die Strömung im vorgeschalteten Gefäß.

Weitere wichtige Parameter, die die Strömung im Gefäßsystem beeinflussen sind die Permeabilität der Gefäßwände, die Fähigkeit der Gefäße zur Kontraktion und Dilatation. Auch die Tatsache, daß sich bei Bewegung die Gefäßgeometrie ändert ist für Strömungsuntersuchungen an einem der Bewegung ausgesetzten Gefäß wie der Arteria carotis von Bedeutung.

Als strömende Flüssigkeit beeinflußt Blut mit einer Vielzahl von Eigenschaften die Strömung in besonderer Weise: Blut zeigt ein nichtnewtonsches, thixotropes Fließverhalten. Blut ist eine Suspension. Es enthält korpuskuläre Bestandteile (Blutkörperchen). Die weißen Blutkörperchen können teilweise durch Abwanderung ins Gewebe das strömende System verlassen. Auch durch seine Gerinnungsfähigkeit und durch den Gehalt an unzähligen chemischen Verbindungen stellt Blut für jeden Strömungsversuch eine Herausforderung dar.

Aus den oben genannten Aspekten wird es verständlich, daß es nicht möglich ist, auch nur einen Teil des Gefäßsystems (die Karotisgabel) vollständig zu simulieren. Es erscheint daher sinnvoll, charakteristische Eigenschaften des Systems im Modellversuch nachzubilden.

So glichen die in den Versuchen verwendeten Gefäßmodelle in ihren Abmessungen der menschlichen Arteria carotis. Die Wandelastizität und die Oberflächenbeschaffenheit der Innenwand waren natürlichen Gefäßen nachempfunden (45).

Das bei den LDA-Messungen verwendete Dimethylsulfoxid-Separan-Wasser-Gemisch ähnelte in den Fließeigenschaften menschlichem Blut. Die zugesetzten Titandioxidpartikel hatten einen Durchmesser von $1\mu\text{m}$. Sie waren damit kleiner als der durchschnittliche Erythrozyt ($7\mu\text{m}$) (41).

Der Pulszyklus der Pumpe, die bei den LDA-Messungen verwendet wurde, wurde dem Pulszyklus eines gesunden Menschen angeglichen.

Oft schränken experimentelle Erfordernisse die Möglichkeiten eines wirklichkeitsnahen Versuches ein. Deshalb möchte ich kurz auf die Möglichkeiten und Grenzen der einzelnen Strömungsversuche eingehen:

1. Der Farbfadenversuch

- Der Farbfadenversuch eignet sich vor allem für die Untersuchung stationärer Strömungen. Die Anwendung bei pulsierender Strömung ist wegen Durchmischung der Farbfäden oft nicht möglich (43, Seite 201). Allerdings gibt es auch Beispiele gelungener Anwendungen des Farbfadenversuchs bei pulsierender Strömung (31).
- Das Auflösungsvermögen des Farbfadenversuchs ist gering (44, Seite 25).
- Die Beobachtung wandnaher Veränderungen ist beim Farbfadenversuch bis zu einem Minimalabstand von $200\mu\text{m}$ möglich (43, Seite 201)
- Da sich der Farbfaden aufgrund von Reibungsverlusten nicht wieder ordnet ist die Wiederherstellung einer gestörten Strömung nicht zu beobachten (44, Seite 25).

- Im Farbfadenversuch ist es nicht möglich, den gesamten Strömungsverlauf darzustellen. Ein dreidimensionales Geschehen wird anhand einer einzelnen Bahnlinien beobachtet.
- Quantitative Aussagen über die Strömungsgeschwindigkeit können meist nicht getroffen werden. Anhand der Stromliniendichte ist nur in bestimmten Fällen eine qualitative Aussage über die Strömungsgeschwindigkeit möglich. Es kann festgestellt werden, ob sich die Geschwindigkeit erhöht, oder ob sie absinkt (30). In den Karotismodellen beschreiben die Teilchen komplizierte Bahnlinien, so daß keine Betrachtung der Strömungsgeschwindigkeit im Farbfadenversuch möglich ist.
- In den Farbfadenversuchen wurde als Fluid Wasser verwendet. Wasser ist eine Newtonsche Flüssigkeit. Blut ist eine nichtnewtonsche Flüssigkeit. Blut zeigt scher- verdünnende, thixotrope Eigenschaften. Das heißt mit zunehmender Einwirkung von Scherkräften sinkt die Viskosität.

2. Der Spannungsoptische Versuch

- Der Spannungsoptische Versuch ermöglicht eine Beurteilung des gesamten Strömungsfeldes.
- Es entsteht ein dreidimensionales Bild des Strömungsgeschehens. Eine Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit ist bei dreidimensionaler Strömung nicht möglich (44, Seite 36)
- Der Spannungsoptische Versuch ist gut geeignet, um Ablösezone, Sekundärströmungen, und Störzonen zu identifizieren (43).
- Das V_2O_5 -Sol zeigt newtonsches Fließverhalten (44, Seite 36).
- Im Spannungsoptischen Versuch wurde mit stationärer Strömung gemessen. In stationärer Strömung lassen sich Sekundärströmungen besser beobachten (41, Seite 2).
- Das Auflösungsvermögen der Spannungsoptischen Methode der Strömungssichtbarmachung ist gering
- Die Beobachtung wandnaher Veränderungen ist beim Spannungsoptischen Versuch bis zu einem Minimalabstand von 200 μm möglich (43, Seite 201).

3. Die LDA-Messung

- Die LDA- Messung hat ein hohes räumliches Auflösungsvermögen (50-100 μm) (43, Seite 201).
- Das als Fluid verwendete Dimethylsulfoxid-Separan-Wasser-Gemisch ähnelt in seinen rheologischen Eigenschaften menschlichem Blut (41, Seite 5)
- Die Pulscurve der verwendeten Pumpe war einer Pulscurve eines gesunden Menschen angeglichen.
- Die LDA-Messung erfolgte eindimensional. 3-D-Lasermessungen erfordern einen 3-D-Laser oder Umrechnungsprogramme. Diese Ausstattung befand sich zu Zeiten des Versuchs noch in der Entwicklung.

4. Die Computersimulation

Die Computersimulation nimmt eine Ausnahmestellung ein, da sie kein experimentelles Verfahren, sondern eine Berechnung darstellt.

- Parameter, wie die Abmessungen des Gefäßes, die Eigenschaften des Fluids oder des Stents können beliebig gewählt werden.
- Als Fluid wurde in dieser Arbeit Wasser gewählt, um einen Vergleich mit dem Farbfadenversuch und dem Spannungsoptischen Versuch zu ermöglichen.
- Aus demselben Grund wurde mit stationärer Strömung gerechnet.
- Die Berechnung erfolgte dreidimensional.
- Eine Darstellung von Wirbeln und Sekundärströmungen war mit dem Programm nicht möglich.

Strömungen gelten als vergleichbar, wenn sie in sogenannten Ähnlichkeitskennzahlen übereinstimmen. Eine Ähnlichkeitskennzahl ist die Reynoldszahl (61, Seite 17). Bei stationärer Strömung bleibt die Reynoldszahl konstant. Bei der in den LDA-Messungen verwendeten pulsierenden Strömung ändert sich die Reynoldszahl mit den systolisch-diastolischen Pulsschwankungen. Es wird daher eine sogenannte mittlere Reynoldszahl angegeben.

Obwohl die oben beschriebenen Unterschiede existieren darf man die drei Methoden Farbfadenversuch, Spannungsoptischer Versuch und LDA-Messung zur Lösung eines strömungstechnischen Problems heranziehen, und Vergleiche ziehen (41, Seite 2). Aber es bleibt zu berücksichtigen, daß sich die Ergebnisse der drei Methoden nicht immer vollständig gleichen.

Auf den folgenden Seiten werden die Ergebnisse der Versuche mit aus der Literatur bekannten Tatsachen der Fluidodynamik verglichen.

Die Strömungsverhältnisse in künstlichen Modellen der Arteria carotis

Arteria carotis interna

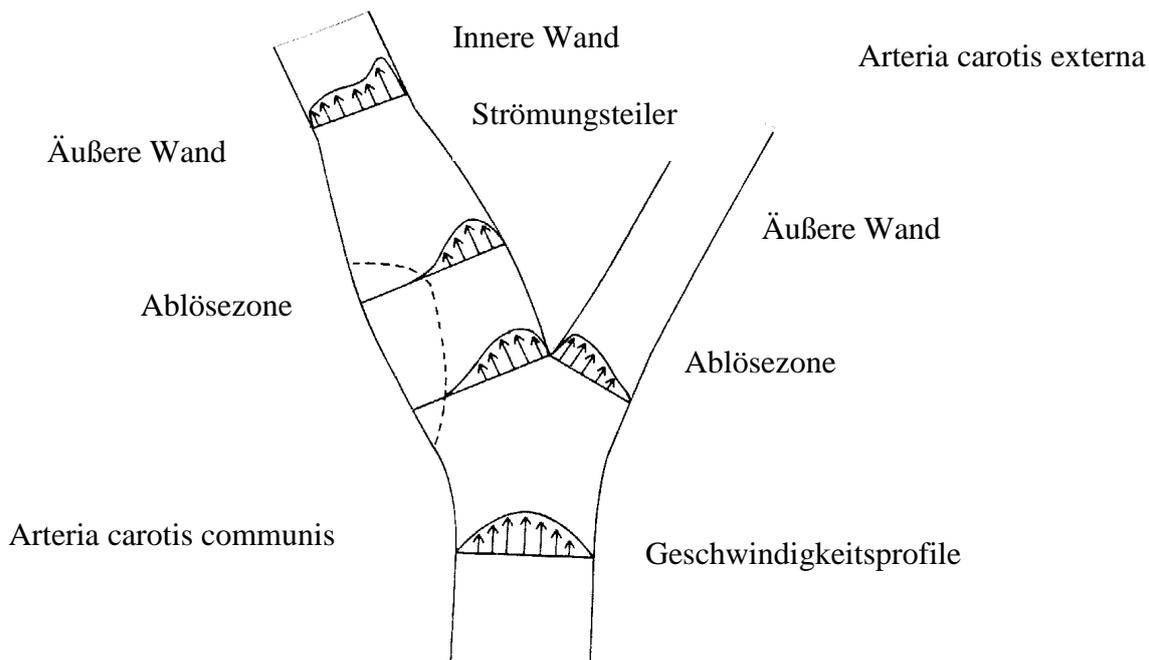


Bild 64: Arteria carotis mit Geschwindigkeitsprofilen

Die Strömungsverhältnisse in künstlichen Modellen der Arteria carotis werden in der Literatur wie folgt beschrieben:

Die Arteria carotis communis teilt sich in die Arteria carotis interna und die Arteria carotis externa. Blut fließt zunächst in laminarer Strömung durch die Arteria carotis communis. Dann teilt sich der Gesamtvolumenstrom so auf, daß 70% in die Arteria carotis interna und 30% in die Arteria carotis externa fließen (Physiologisches Verhältnis der Volumenströme) (47 Seite 240, 36 Seite 32).

In der Arteria carotis communis befinden sich die Geschwindigkeitsmaxima in der Mitte des Gefäßes. Bei experimentell stationärer Strömung sind die Geschwindigkeitsprofile in der Arteria carotis communis parabelförmig, bei pulsierender Strömung sind die Parabeln systolisch etwas abgeflacht. Diastolisch gleichen die Geschwindigkeitsprofile den Geschwindigkeitsprofilen im stationären Fluß (35 Seite 410, 37 Seite 16). Nach Aufzweigung der Arteria carotis in die beiden Äste herrschen an den dem Strömungsteiler gegenüberliegenden Wänden niedrige Strömungsgeschwindigkeiten und Scherkräfte (47 Seite 240). Sowohl an der äußeren Wand der Arteria carotis interna als auch an der äußeren Wand der

Arteria carotis externa entsteht im proximalen Teil eine Ablösezone. Die Ablösezone in der Arteria carotis interna ist ausgedehnter als die Ablösezone in der Arteria carotis externa. In den Ablösezonen herrschen besonders niedrige Strömungsgeschwindigkeiten. Es kommt außerdem zur Bildung von Wirbeln und zu Rückströmvorgängen, das heißt zu negativen Strömungsgeschwindigkeiten. Die Verweilzeit einzelner Flüssigkeitsteilchen ist in der Ablösezone besonders hoch.

Die Ablösezone ist nicht ortsfest. Bei Erhöhung der Reynoldszahl und festgelegtem Verhältnis der Teilströme wandert sie stromaufwärts (3 Seite 354). Verändert sich das Volumenstromverhältnis zugunsten der Arteria carotis interna, so verschiebt sich die Ablösezone bei festgelegter Reynoldszahl stromaufwärts. Bei pulsatilem Fluß macht die Ablösezone systolisch-diastolische Schwankungen durch. In der frühen Systole ist sie nicht nachweisbar, um sich dann im Laufe der späten Systole aufzubauen und am Übergang zur Diastole ein Maximum zu erreichen (37 Seite 17). In den Randgebieten der Ablösezonen kommt es im Grenzbereich Wirbel-Hauptströmung zu erhöhten Schubspannungen und Scherkräften (40 Seite 121). Die Ablösezonen konnten auch im Ultraschall am Patienten nachgewiesen werden (8 Seite 2761).

An der Außenwand der Arteria carotis treten schraubenförmige Sekundärströmungen auf, die sich bis in die Äste der Arterie erstrecken. Diese Helices entstehen vor allem mittel- bis spätsystolisch (37 Seite 19).

An der den Strömungsteiler bildenden Wand der Arteria carotis interna sind die Fließgeschwindigkeiten und Scherkräfte höher als an der äußeren Wand. Das heißt die Geschwindigkeitsprofile in der proximalen Arteria carotis interna sind asymmetrisch. Ihre Maxima liegen auf Seiten der den Strömungsteiler bildenden Wand (siehe Bild 63) (37). Im distalen Anteil der Arteria carotis interna werden die Geschwindigkeitsmaxima in die Mitte des Gefäßes verlagert. Hier treten keine negativen Geschwindigkeiten mehr auf.

In der Arteria carotis externa treten auch Sekundärströmungen auf, die sich als Helices darstellen. Die Richtung der helikalen Strömungen verläuft entgegengesetzt zur Strömungsrichtung der Helices in der Arteria carotis interna (3 Seite 354). Die Geschwindigkeitsmaxima in der proximalen Arteria carotis externa liegen auch auf der Seite der inneren Wand, das heißt der den Strömungsteiler bildenden Wand, und wandern dann stromaufwärts in die Mitte des Gefäßes (56 Seite 507, 508). Auch hier herrschen an der inneren Wand größere Scherkräfte als an der äußeren Wand.

Den Strömungsverhältnissen wird großer Einfluß auf die Bildung von Thromben, der Intimahyperplasie und arteriosklerotischer Veränderungen zugeschrieben.

Es konnte nachgewiesen werden, daß arteriosklerotische Veränderungen in der Arteria carotis vor allem an Stellen niedriger Scherkräfte auftreten. Stellen niedriger Scherkräfte finden sich, wie schon erwähnt an den Ablösezonen. Nach Caro kommen arteriosklerotische Veränderungen an den Ablösezonen häufig vor, weil hier der Abtransport von Stoffen, sowie der Zustrom von Nährstoffen langsam verläuft (69 Seite 511, 3 Seite 349, 36 Seite 37).

An den Ablösezonen begünstigen die Strömungsverhältnisse auch leichter die Bildung von Thromben. Die niedrigen Strömungsgeschwindigkeiten des Blutes erleichtern eine Zusammenlagerung der Thrombozyten und deren Adhäsion an die Gefäßwände. Aber auch eine Schädigung der Thrombozyten in den Grenzbereichen der Ablösezonen zwischen Wirbelströmung und Hauptströmung wird für die Entstehung von Thromben verantwortlich gemacht (40 Seite 121).

Da vergrößerte Ablösezonen Prädilektionsstellen für arteriosklerotische Veränderungen sind, erscheint es wichtig, die Ablösezonen durch endovasculäre Eingriffe nicht zu vergrößern.

Entscheidend für die Ausdehnung und die Lokalisation der Ablösezonen ist das Verhältnis des Volumenstroms Arteria carotis interna zu Arteria carotis externa.

Nach Untersuchungen von Lo Gerfo (47) an Modellen der Arteria carotis wird die Ablösezone am Eingang der Arteria carotis externa maximal groß, und reicht über die Bifurkation bis zum Eingang der Arteria carotis interna wenn der Volumenstrom durch die Arteria carotis externa auf Null gedrosselt wird. Umgekehrt wird die Ablösezone in der Arteria carotis interna sehr groß, wenn der Volumenstrom in der Arteria carotis externa bis auf 55% des Gesamtvolumenstroms ansteigt. Wenn das Volumenstromverhältnis Arteria carotis interna zu Arteria carotis externa 70% zu 30% des Gesamtvolumenstroms ist, also physiologische Bedingungen herrschen, ist die Größe der Ablösezonen ausgewogen.

Da vergrößerte Ablösezonen Prädilektionsstellen für arteriosklerotische Veränderungen, thromboembolische Ereignisse und die Intimahyperplasie darstellen, erscheint es vernünftig, das Volumenstromverhältnis von etwa 70% zu 30% Arteria carotis interna zu Arteria carotis externa nicht zu verändern. Ein Stent, der das Einstromgebiet der Arteria carotis externa ganz oder teilweise überbrückt kann dieses Volumenstromverhältnis empfindlich stören, wenn autoregulative Mechanismen versagen.

Bei Vermessung von Modell Stent0 konnten folgende der oben beschriebenen Strömungsvorgänge beobachtet werden:

In den Versuchen wurde das physiologische Volumenstromverhältnis von 70%:30% gewählt. Im Spannungsoptischen Versuch war zu sehen, daß das Strömungsmaximum in der Arteria carotis communis in der Mitte des Gefäßes lag. In der Arteria carotis interna folgte im proximalen Abschnitt die Ablösezone als helle Zone. Im distalen Teil wurde die Strömung wieder laminar. Das Strömungsmaximum lag wieder in der Mitte des Gefäßes. In der Arteria carotis externa war die Ablösezone als heller Bezirk nicht eindeutig abzugrenzen. Das Strömungsmaximum lag im proximalen Abschnitt der Arterie leicht in Richtung Strömungsteiler verschoben. Weiter distal lag die Hauptisochromate, das heißt das Strömungsmaximum in der Mitte des Gefäßes.

Der Farbfadenversuch zeigte die helicalen Sekundärströmungen in der Arteria carotis interna. In den LDA-Messungen waren in der Ebene 2P5Q2 der Arteria carotis interna die beschriebenen asymmetrischen Strömungsprofile zu erkennen. Das Geschwindigkeitsmaximum lag auf der Seite des Strömungsteilers. Die Ablösezone war als sesselförmiges Strömungsprofil zu erkennen.

O. Greil führte an den Modellen Stent1, 2 und 3 LDA-Messungen bei pulsierender Strömung durch (24). Für Modell Stent1 wurden keine, den klinischen Einsatz des Stents einschränkende Veränderungen der Strömung gefunden. Die nachgewiesenen Störungen an den Drähten des Stents konnten im Spannungsoptischen Versuch und im Farbfadenversuch nicht bestätigt werden. Dies ist darauf zurückzuführen, daß wandnahe Störungen erst ab einer Entfernung von etwa 200 µm erfaßt werden können.

Für Stent2 ergab sich in der LDA-Messung eine Verschiebung des Flußverhältnisses zu Gunsten der Arteria carotis interna, was auch in der Computersimulation nachgewiesen wurde. Die im Spannungsoptischen Versuch und im Farbfadenversuch aufgetretenen Störungen in der Arteria carotis interna und in der Arteria carotis externa wurden bei pulsierender Strömung bestätigt.

Die für Stent3 in der Arteria carotis externa nachgewiesenen Störungen korrelierten mit den Ergebnissen aus dem Farbfadenversuch und dem Spannungsoptischen Versuch. Zusätzlich wurden eine geringfügige Verschiebung des Volumenstromverhältnisses zu Gunsten der Arteria carotis interna, sowie eine Geschwindigkeitserhöhung in der Arteria carotis interna festgestellt. Dies konnte hier nicht gezeigt werden, da das Volumenstromverhältnis ACI:ACE auf 70%:30% festgelegt war.

Der Vergleich mit den Ergebnissen von LDA-Messungen bei pulsierender Strömung zeigt, daß die Methoden Farbfadenversuch und Spannungsoptischer Versuch das Auftreten von

Sekundärströmungen und Störstellen zuverlässig anzeigen.

Nach einem Positionspapier zu Behandlung extrakranieller Karotisstenosen der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie werden Stents in 75% der Fälle die Karotisbifurkation überbrückend plaziert (51, Seite 3). Dabei kommt es zu den auf den folgenden Seiten dargestellten Abläufen:

Die Strömung des Blutes durch einen Stent läßt sich physikalisch als Strömung eines Mediums durch ein Gitter betrachten. Das Gitter stellt ein Strömungshindernis dar.

Der Strömungswiderstand durch das Gitter ist durch den Widerstandskoeffizienten ξ beschrieben (aus Flow Resistance, I.E. Idelchick, E. Fried) (29, Seite 265):

$$\xi = 1,3 * (1 - f) + (1/f-1)^2$$

ξ = Widerstandskoeffizient

f = Flächenverhältnis

$$f = F_0/F_1$$

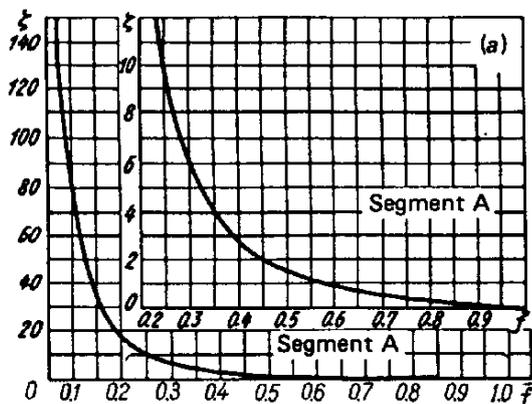
F0 = Die Summe aller Flächeninhalte der Maschen

F1 = Gesamtfläche, die durch das Gitter bedeckt wird

Mit zunehmender Maschenweite sinkt der Widerstandskoeffizient ξ . Bei geringerer Maschenweite wird der Widerstandskoeffizient größer.

Bild 65 zeigt die Abhängigkeit des Widerstandskoeffizienten ξ vom Flächenverhältnis f, also von der Maschenweite und dem Drahtdurchmesser.

Bild 65: Abhängigkeit des Widerstandskoeffizienten ξ vom Flächenverhältnis f (aus Flow Resistance, I.E. Idelchick, E. Fried: 29 Seite 265)



Hinter dem Gitter kommt es in Abhängigkeit vom Widerstandskoeffizienten ξ zu einem Abfall des statischen Drucks:

$$\xi = \frac{\Delta p}{\rho \cdot w^2/2}$$

ξ = Widerstandskoeffizient

Δp = Druckdifferenz, statischer Druck vor dem Gitter – statischer Druck nach dem Gitter

w = Strömungsgeschwindigkeit vor dem Gitter

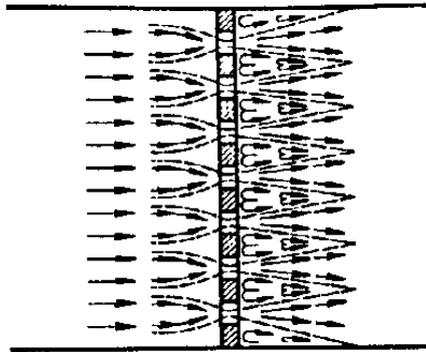
ρ = Dichte des Fluids

Im Falle der Stentmodelle 2 und 3 wird durch die so entstandene Druckdifferenz der Volumenstrom in die Arteria carotis interna erhöht, wenn nicht sofort Regulationsmechanismen entgegengesetzt werden. Die Höhe dieses Volumenstroms ist proportional zur Höhe der Druckdifferenz und umgekehrt proportional zur Maschenweite des Stents. Stent3 hat eine größere Maschenweite als Stent2. Deshalb ist der Widerstandskoeffizient ξ von Stent 3 geringer. Die entstehende Druckdifferenz ist damit auch wesentlich geringer, der umgeleitete Volumenstrom wird auch geringer.

Bei Durchtritt des Fluids durch das Gitter des Stents kommt es an der Durchtrittsstelle zu einer Erhöhung der Fließgeschwindigkeit. Das Fluid wird wie durch Düsen gepreßt. Hierdurch ergibt sich im Farbfadenversuch für Modell Stent2 die Auffransung des blauen Farbfadens (Bild 40, Seite 55). Auch die aufgehellte Zone mit den dunklen Isochromaten unmittelbar nach Stent2 im spannungsoptischen Bild 44 (Seite 59) ist durch diesen Effekt zu erklären. Unmittelbar hinter den Drähten des Stents ist die Fließgeschwindigkeit niedrig. Hier kommt es zur Bildung kleinerer Stasezonen. Dies sind die blauen Zonen in der Computersimulation. Hier ist die Gefahr für die Entstehung von Ablagerungen besonders hoch.

Bild 66 zeigt das Strömungsmuster, das sich an einem Gitter ergibt:

Bild 66: Strömende Flüssigkeit durch ein Gitter (aus Flow Resistance, I.E. Idelchick, E. Fried 29 Seite 256)



Das Fluid strömt durch das Gitter. Lokal kommt es bei Passage der Maschen des Gitters zu einem Geschwindigkeitsanstieg. Energieverluste treten bei Eintritt des Flüssigkeitsstroms in die Öffnungen und bei Expansion des Fluids nach den Öffnungen auf. Hinter den Drähten entstehen Stasezonen.

Diese theoretische Betrachtung zeigt, daß ein Stent die Strömung umso mehr beeinflusst, je größer die vom Stent bedeckte Fläche des Gefäßostiums ist. Das heißt:

- je geringer die Maschenweite des Stents ist
- je dicker die Drähte des Stents sind
- je mehr Fläche des Gefäßostiums vom Stent überbrückt werden.

Die Folgen der Beeinflussung der Strömung durch einen Stent, der ein Gefäßostium überbrückt sind:

- ein Druckaufbau vor dem Stent, damit eine Umleitung des Fluids in ein Nachbargefäß mit geringerem Strömungswiderstand (in diesen Versuchen die Arteria carotis interna)
- eine Geschwindigkeitserhöhung bei Durchtritt des Fluids durch die Maschen des Stents
- unmittelbar hinter den Drähten des Stents entstehen Stasezonen

In der Literatur wird noch auf ein weiteres Problem hingewiesen, das sich durch einen von der Arteria carotis interna in die Arteria carotis communis zurückragenden Stent ergeben kann: Der Gefäßdurchmesser verkleinert sich bei Übergang von der Arteria carotis communis in die Arteria carotis interna sprunghaft. Auch verjüngt sich die Arteria carotis interna nach distal stark. Es besteht die Gefahr, daß sich der Stent dem sich verändernden Gefäßdurchmesser nicht ausreichend anpaßt und eine Lücke zwischen Gefäßwand und Stent entsteht. Diese Lücke würde die Entstehung von Thromben, und letztlich die Occlusion des Gefäßes begünstigen. Zur Bewältigung der Durchmesserschwankungen am Übergang Arteria carotis communis - Arteria carotis interna sind in der Praxis unterschiedliche Lösungsvorschläge erarbeitet worden. Diethrich schlägt vor, den Stent im Bereich des größeren Durchmessers mit einem größeren Ballon nachzudilatieren (13 Seite 56, 55 Seite 205). Eine andere Möglichkeit der Anpassung an die sich verändernden Gefäßdurchmesser bietet der Einsatz von konischen Stents. Piamsomboon setzt für Durchmesserschwankungen überdimensionierte Stents ein. Der Stent wird etwa 1mm größer als der größte Gefäßdurchmesser gewählt. Der Einsatz von überdimensionierten Stents hat keinen negativen Einfluß auf die Restenosehäufigkeit (54).

Zusammenfassung

Alle drei Stents wurden mit Hilfe des Farbfadenversuchs und der spannungsoptischen Methode der Strömungssichtbarmachung untersucht.

Zusätzlich wurde für Stent2 der Meßquerschnitt 2P5Q2 in der Arteria carotis interna mit Hilfe der Laser-Doppler Anemometrie vermessen. Für Stent 2 stand eine Computersimulation zur Verfügung.

Um die Ergebnisse der Computersimulation mit den LDA-Messungen zu vergleichen, wurden bei einer vollständigen LDA-Messung des Modells Stent2 die systolischen und die diastolischen Werte der betreffenden Pulszyklen gemittelt, und die Messung in eine Farb-Geschwindigkeitsdarstellung überführt. An dieser Stelle sei meinem Studienkollegen Dr. Oliver Greil für die Überlassung der LDA-Messung gedankt.

Ergebnisse für Stent 1:

1. In den Farbfadenversuchen wurden keine relevanten Störungen der Strömung festgestellt.
2. In den spannungsoptischen Versuchen zeigte Modell Stent1 keine Störungen des Strömungsmusters.

Ergebnisse für Stent 2:

1. In allen Messungen zeigten sich Störungen der Strömung bei Durchtritt des Fluids durch den Stent
 - Im Farbfadenversuch wurde eine Auffransung des Farbfadens durch den Stent festgestellt (Bild 40, Seite 55)
 - Der spannungsoptische Versuch bestätigte die Ergebnisse des Farbfadenversuchs: An der Durchtrittsstelle des Fluids durch das Stentgitter kam es zur Bildung neuer Isochromaten. Die Ausbildung einer laminaren Strömung in der Arteria carotis externa des Modells wurde verzögert (Bild 44, Seite 59).
 - Bild 57 (Seite 69) in der Farb-Geschwindigkeitsdarstellung der LDA-Messung zeigte eine Zerklüftung des Geschwindigkeitsmaximums in der Arteria carotis externa. Durch die vorgenommene Mittelung der Geschwindigkeitswerte wurden die Geschwindigkeitsschwankungen allerdings nivelliert.
 - In der Computersimulation (Seite 71, Bild 59 und Seite 72, Bild 60) kommt es unmittelbar hinter den Drähten des Stents zu einem Geschwindigkeitsabfall (blaue Zonen). Die blauen Zonen korrelieren mit der Auffransung des Farbfadens durch den Stent und mit der Isochromatenbildung im spannungsoptischen Versuch.
2. Auch in der Arteria carotis interna von Modell Stent2 sind Störungen der Strömung zu erkennen:
 - Im spannungsoptischen Versuch ist die Isochromate erster Ordnung am Beginn des Stents verbreitert. Nach dem Stent teilt sich der Fluß in zwei Zonen: eine dunkle Zone entsteht an der dem Strömungsteiler abgewandten Wand, und reicht bis zur Mitte des Gefäßes. Eine helle Zone reicht von der Mitte des Gefäßes, bis zur Wand, die den Strömungsteiler bildet (Bild 44, Seite 59).
 - Im Meßquerschnitt 2P5Q2 der LDA-Messung ist eine Nivellierung der Ablösezone durch

Geschwindigkeitserhöhung zu erkennen. Im systolischen Maximum bei 60 Grad Phasenwinkel treten Geschwindigkeitsschwankungen auf (Seiten 65-66).

- In der Farb-Geschwindigkeitsdarstellung der LDA-Messung sind zerklüftete Geschwindigkeitsprofile am proximalen Ende des Stents (Bild 52, Seite 69), sowie distal des Stents (Bild 55, Seite 69) zu finden.
- In der Computersimulation driftet das Geschwindigkeitsmaximum distal des Stents an die dem Strömungsteiler gegenüberliegende Wand des Gefäßes (Bild 59, Seite 71).
- Der Farbfadenversuch liefert für die Strömung in der Arteria carotis interna von Modell Stent2 keine relevanten Aussagen.

Ergebnisse für Stent3

- Im Farbfadenversuch kommt es zu einer Bündelung des Farbfadens durch den Stent, anschließend fächert sich der Farbfaden auf (Bild 37, Seite 53), (Bild 41, Seite 55).
- Für die Arteria carotis interna des Modells zeigt der Farbfadenversuch keine relevanten Störungen.
- Im spannungsoptischen Versuch bildet sich an der Durchtrittsstelle des Fluids durch den Stent ein dunkler Bezirk (Bild 45, Ziffer 5, Seite 60). An der Stelle der Ablösezone in der Arteria carotis externa bildet sich eine Isochromate. Dies deutet auf eine Beruhigung der Strömung im Bereich der Ablösezone hin.
- In der Arteria carotis interna sind im spannungsoptischen Versuch keine Störungen zu erkennen.

Ein Stent sollte möglichst den Normzustand der Strömungsverhältnisse in der Arteria carotis wiederherstellen. Störungen der Strömung erhöhen das Thrombose- und Restenoserisiko.

Aus den Ergebnissen lassen sich deshalb folgende Schlüsse ziehen:

1. Stent1:

Für Stent1 wurden in den Farbfadenversuchen und im Spannungsoptischen Versuch keine relevanten Störungen der Strömung festgestellt. Stent1 kann von strömungstechnischer Seite in der beschriebenen Art und Weise im Gefäß positioniert werden.

2. Stent 2:

Stent2 zeigt die oben beschriebenen Störungen des Strömungsmusters. Obwohl es sich bei Stent2 um dasselbe Fabrikat handelt wie bei Stent1, stört Stent2 die Strömung erheblich. Das liegt an der strömungstechnisch ungünstigen Positionierung. Stent2 ragt in das Einstromgebiet der Arteria carotis externa. Stent2 verkürzt sich bei radiärer Dehnung. Diese Tendenz zur Verkürzung kann zu einer Fehlpositionierung führen. Sinkt bei Positionierung der radiäre Druck auf den Stent, so verlängert sich der Stent wieder, und ragt in die Strombahn des proximalen Gefäßes zurück.

Modell Stent2 ist ein Beispiel für eine Fehlpositionierung eines Stents. Das Vergittern der Einstrombahn der Arteria carotis externa stellt eine Maßnahme dar, die nicht nur die Strömung in der Arteria carotis externa sondern auch die Strömung in der Arteria carotis interna verändert. Die Strömung verändert sich um so mehr je geringer die Maschenweite des Stents

ist. Stent2 sollte nicht in der gezeigten Weise im Gefäß positioniert werden. Aufgrund der geringen Maschenweite wäre mit erheblichen Störungen zu rechnen.

Stent3

Stent3 hat eine größere Maschenweite als Stent2. Obwohl Stent3 das gesamte Einstromgebiet der Arteria carotis externa überspannt, sind die Veränderungen der Strömung nicht so ausgeprägt wie im Falle von Stent2.

Die Strömung in der Arteria carotis interna ist weder im Farbfadenversuch noch im spannungsoptischen Bild gestört.

Die Nivellierung der Ablösezone in der Arteria carotis externa ist eher positiv zu bewerten, weil es hier nicht zur Stagnation des Fluids infolge von Rückströmvorgängen und verlängerter Aufenthaltszeit der Flüssigkeitsteilchen kommt.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß Stent3 im Vergleich zu Stent2 strömungstechnisch gesehen positiver zu bewerten ist. Durch seine größere Maschenweite treten geringere hämodynamischen Veränderungen auf. Der klinische Einsatz von Stent3 kann empfohlen werden.

Die in dieser Arbeit durchgeführten Versuche zeigen, daß die fluiddynamischen Auswirkungen eines Stents sehr stark vom Stentdesign und der Positionierung des Stents abhängen. Geringe Abänderungen des Stentdesigns oder der Positionierung erfordern neue fluiddynamische Untersuchungen.

6. Literaturverzeichnis

1. Alberts M.J.
Results of a multicenter prospective randomized trial of carotid artery stenting vs. carotid endarterectomy
Stroke 32 (2001) 325
2. Beitz, W., Küttner, K.H.
Dubbel, Taschenbuch für den Maschinenbau
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, 1986, 15. Auflage
3. Bharadvaj, B.K., Mabon, R.F., Giddens, D.P.
Steady Flow In A Model Of The Human Carotid Bifurcation.
Part I-Flow Visualization
J Biomech 15 (1982) 349-362
4. Bonneaux, L., Cleemput, I., Ramaekers, D.
Protected carotid Artery Stenting (PCAS): a short medical technology assessment
Acta chir belg 105 (2005) 436-441
5. Bosiers, M., Peeters, P., Deloose, K., Verbist, J., Sprouse, L.R.
Selection of Treatment for Patients with Carotid Artery Disease:
Medication, Carotid Endarterectomy, or Carotid Artery Stenting
Vascular 13 (2005) 92-97
6. Bunch, C.T., Kresowik, T. F.
Can Randomized Trial Outcomes for Carotid Endarterectomy be Achieved in
Community-Wide Practice?
Semin Vasc Surg 17 (2004) 209-213
7. Caro, C.G.
Arterial fluid mechanics and atherogenesis
Recent Advances in Cardiovascular Disease Vol. II (1981) 6-11
8. Check, W.A.
Carotid „whirlpool“ sweeps in new atherogenesis theory
JAMA 247, No. 20 (1982) 2761-2762
9. Chong P.L., Salhiyyah K., Dodd, P.D.F.
The Role of Carotid Endarterectomy in the Endovascular Era
Eur J Vasc Endovasc Surg 29 (2005) 597-600
10. Cosottini M., Michelassi M.C., Puglioli, M., Lazzarotti, G., Orlandi, G., Marconi, F., Parenti, G., Bartolozzi, C.
Silent Cerebral Ischemia Detected With Diffusion-Weighted Imaging in Patients Treated With Protected and Unprotected Carotid Artery Stenting
Stroke 36 (2005) 2389-2393

11. Coward, L.J., Featherstone R.L., Brown, M.M.
Safety and Efficacy of Endovascular Treatment of Carotid Artery Stenosis Compared With Carotid Endarterectomy
Stroke 36 (2005) 905-911

12. Culmsee, C., Feger, B., Ringelstein, E.B., Krieglstein, J.
Pharmakotherapeutische Maßnahmen beim ischämischen Insult
Arzneimitteltherapie, 15 (1997), 275-289

13. Diethrich, E.B., Ndiaye, M., Reid, D.B.
Stenting in the Carotid Artery: Initial Experience in 110 Patients
J Endovasc Surg 3 (1996) 42-62

14. Eckstein, H.-H., Heider P., Wolf., O.
Chirurgische Therapie extrakranieller Karotisstenosen
Deutsches Ärzteblatt 101(2004) 2321-2330

15. European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group
MRC European Carotid Surgery Trial: interim results for symptomatic patients with severe (70-99%) or with mild (0-29%) carotid stenosis
Lancet 337 (1991) 1235-43

16. Executive Committee for the Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study
Endarterectomy for Asymptomatic Carotid Artery Stenosis
JAMA 273 (1995) 1421-1428

17. Fisher, M., Dávalos, A.
Protected Carotid Artery Stenting Versus Endarterectomy in High-Risk Patients-Reflections From SAPPHERE
Stroke 36 (2005) 912-913

18. Fleming, E. F., Bluth E.I., Milburn, J.
Role of Sonography in the Evaluation of Carotid Artery Stents
Journal of Clinical Ultrasound 33 (2005) 321-328

19. Föppl, L., Mönch, E.
Praktische Spannungsoptik
Springer Verlag, 3. Auflage, 1972

20. Freundlich, Stapelfeldt, Zocher
Zeitschrift f. physik. Chemie 114 (1924) 190

21. Fry, D.L.
Acute vascular endothelial changes associated with increased blood velocity gradients
Circulation Research 22 (1968) 165-197

22. Gaines P.A., Randall, M.S.
Carotid Artery Stenting for Patients with Asymptomatic Carotid Disease (and News on TACIT)
Eur J Vasc Endovasc Surg 30 (2005) 461-463
23. Gray, W.A.
Endovascular treatment of extra-cranial carotid artery bifurcation disease
Minerva Cardioangiol 53 (2005) 69-77
24. Greil, O., Pflugbeil, G., Weigand, K., Weiß, W., Liepsch, D., Maurer, P.C., Berger, H.
Changes in Carotid Artery Flow Velocities After Stent Implantation: A Fluid Dynamics Study With Laser Doppler Anemometry
J Endovasc Ther 10 (2003) 275-284
25. Greil, O., Kleinschmidt, Th., Weiß, W., Wolf, O., Heider, P., Schaffner, S., Gianotti, M., Schmidt, Th., Liepsch, D., Berger, H.
Flow Velocities After Carotid Artery Stenting: Impact of Stent Design. A Fluid Dynamics Study in a Carotid Artery Model with Laser Doppler Anemometry
26. Hauth, E.A.M., Jansen, C., Drescher, R., Schwartz, M., Forsting, M., Jaeger, H.J., Mathias, K.D.
MR and Clinical Follow-Up of Diffusion-Weighted Cerebral Lesions after Carotid Artery Stenting
AJNR Am J Neuroradiol 26 (2005) 2336-2341
27. Hendriks, J.M., Van Sambeek M.R.H.M.
Carotid stenting
J Cardiovasc Surg 46 (2005) 327-32
28. Hepp, W.
Chronische Verschlussprozesse der Arteria carotis, operative Therapie
In Gefäßchirurgie, Hepp, W., Kogel, H.
Urban & Fischer Verlag, München, Jena, 2001, 1. Auflage, 359-361
29. Idelchik, I.E., Fried, E.
Flow Resistance
Hemisphere Publishing Corp., New York, 1989
30. Imbesi, S.G., Kerber, C.W.
Why Do Ulcerated Atherosclerotic Carotid Artery Plaques Embolize?
A Flow Dynamics Study
AJNR Am J Neuroradiol 19 (1998) 761-766
31. Kerber, C.W., Heilman, C.B.
Flow Dynamics in the Human Carotid Artery: I. Preliminary Observations Using a Transparent Elastic Model
AJNR Am J Neuroradiol 13 (1992) 173-180

32. Koebbe, C.J., Liebman, K., Veznedaroglu E., Rosenwasser, R.
The role of carotid angioplasty and stenting in carotid revascularization
Neurological research 27, Supplement 1 (2005) 53-58
33. Krieglstein, J., Hufnagel, B., Klumpp, S., Maisch, B., Schaefer, J.R.
Ungesättigte Fettsäuren und Atherosklerose
Deutsche Apothekerzeitung 146 (2006) 43-51
34. Ku, D.N., Zeigler, M.
A study of predicted and experimental wall collapse in
models of highly stenotic arteries
Proceedings, 2ND International Symposium on Biofluid Mechanics and
Biorheology, June 25-28, 1989, Munich West Germany, Seite 567-579
35. Ku, D.N., Giddens, D.P.
Laser Doppler Anemometer Measurements Of Pulsatile Flow In A Model
Carotid Bifurcation
J Biomech 20 (1987) 407-421
36. Ku, D.N., Giddens, D.P.
Pulsatile Flow in a Model Carotid Bifurcation
Arteriosclerosis 3 (1983) 31-39
37. Ku, D.N., Giddens, D.P., Phillips, D.J., Strandness, D.E.
Haemodynamics Of The Normal Human Carotid Bifurcation: In Vitro And In
Vivo Studies
Ultrasound Med Biol 11 (1985) 13-26
38. Kuske, A.
Einführung in die Spannungsoptik
Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft m.b.H., Stuttgart, 1959
39. Laschka, B.
Strömungsmechanik I, Vorlesungsbegleitendes Manuskript WS 1988/89,
TU München
40. Liepsch, D., Moravec, St., Zimmer, R.
Einfluß der Hämodynamik auf Gefäßveränderungen
(Einfluß der Blutströmung in Arterien auf die Bildung von Thrombosen und
Stenosen)
Biomed Tech 26 (1991) 115-122
41. Liepsch, D., Pflugbeil, G., Matsuo, T., Lesniak, B.
Flow visualization and 1- and 3-D-laser-Doppler-anemometer-measurements in models
of human carotid arteries
Clin Hemorheol. Microcirc. 18 (1998) 1-30

42. Liepsch, D.
Strömungsuntersuchungen an Modellen menschlicher Blutgefäßsysteme
1986
43. Liepsch, D., Stanek B., Pflugbeil, G.
Strömungsuntersuchungen in Stents
Biomedizinische Technik 42 (1997) 201-202
44. Liepsch, D.
Untersuchung der Strömungsverhältnisse in Verzweigungen von Röhren kleiner Durchmesser (Koronararterien) bei Stromtrennung
Diss TU München 1974
45. Liepsch, D., Zimmer, R.
Verfahren zur Herstellung maßstabsgetreuer starrer und naturgetreuer elastischer menschlicher Arterienmodelle
Biomed Tech 23 (1978) 227-230
46. Liepsch, D.
Vorlesung Strömungslehre für Versorgungstechnik, Fachhochschule München
47. Lo Gerfo, F.W., Nowak, M.D., Quist, W., Crawshaw, H.M., Bharadvaj, B.K.
Flow Studies in a Model Carotid Bifurcation
Arteriosclerosis 1 (1981) 235-241
48. Longo G. M., Kibbe, M.R., Eskandari, M.K.
Carotid Artery Stenting in Octogenarians: Is It Too Risky?
Ann Vasc Surg 19 (2005) 812-816
49. Merten, M.
Karotisstenosen-Stenting auf dem Prüfstand
Deutsches Ärzteblatt 102 (2005) 1101-1102
50. Mörl, H., Menges H.-W.
Gefäßkrankheiten in der Praxis
Thieme-Verlag
51. Mudra, H., Büchele, W., Mathias, K., Schuler, G., Sievert, H., Theiss, W.
Deutsche Gesellschaft für Kardiologie
Positionspapier zur Indikation und Durchführung der interventionellen
Behandlung extrakranieller Karotisstenosen
52. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators
Beneficial Effect Of Carotid Endarterectomy In Symptomatic Patients With
High-Grade Carotid Stenosis
N Engl J Med 325 (1991) 445-453

53. Perktold, K.
Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model
J. Biomech. 28 (1995) 845-856
54. Piamsomboon, C., Roubin, G.S., Liu, M.W., Iyer, S.S., Mathur, A., Dean, L.S., Gomez, C.R., Vitek, J.J., Chattipakorn, N., Yates, G.
Relationship Between Oversizing of Self-Expanding Stents and Late Loss Index in Carotid Stenting
Cathet Cardiovasc Diagn 45 (1998) 139-143
55. Reid, D.B., Diethrich, E.B., Marx, P., Wrasper, R.
Intravascular Ultrasound Assessment in Carotid Interventions
J Endovasc Surg 3 (1996) 203-210
56. Rindt, C.C.M., v.d. Vosse, F.N., v. Steenhoven, A.A., Janssen, J.D.
A Numerical And Experimental Analysis Of The Flow Field In A Two-Dimensional Model Of The Human Carotid Artery Bifurcation
J Biomech 20 (1987) 499-509
57. Ruck, B.
Laser-Doppler-Anemometrie
AT-Fachverlag GmbH, Stuttgart, 1987
58. Schaefer, J.R., Maisch, B., Klumpp, S., Krieglstein, J.
Why does atherosclerosis occur where it occurs?
Atherosclerosis 180 (2005) 417-418
59. Schneider
Produktbeschreibung für WALLSTENT Endoprothese
60. Sullivan T.M.
Current Indications, Results, and Technique of Carotid Angioplasty/Stenting
Sem Vasc Surg 18 (2005) 87-94
61. Truckenbrodt, E.
Lehrbuch der angewandten Fluidmechanik
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 2. Auflage 1988
62. Uretsky, B.F.
„The Year of the Carotid“: What I’ve Learned (So Far...)
Cath Cardiovasc Intervent 65 (2005) 600-602
63. Vorländer, D., Robert, W.
Die mechanisch erzwungene Doppelbrechung der amorphen Flüssigkeiten im Zusammenhang mit der molekularen Gestalt
Zeitschr. F. physik. Chemie CXVIII (1925)

64. Weigand, C.
Strömungsanalysen in der Karotisbifurcation
Diss. TU München, 2000
65. White C.J.
Carotid artery intervention
Minerva Cardiologiologica 53 (2005) 473-83
66. Wholey, Mark.H., Wholey, Michael. H.
History and Current Status of Endovascular management for the Extracranial Carotid
and Supra-Aortic Vessels
J Endovasc Ther 11 (2004) Suppl II 43-61
67. Wiedemann, J.
Laser-Doppler-Anemometrie
Springer Verlag, 1984
68. Wolf, H.
Spannungsoptik, Band 1 , Grundlagen
Springer Verlag
Zweite Auflage, 1976
69. Zarins, C.K., Giddens, D.P., Bharadvaj, B.K., Sottiurai V.S., Mabon, R.F.,
Glagov, S.
Carotid Bifurcation Atherosclerosis
Quantitative Correlation of Plaque Localization with Flow Velocity
and Wall Shear Stress
Circ Res 53 (1983) 502-514

7. Abbildungsverzeichnis

BILD 1. STENT0.....	SEITE 10
BILD 2. STENT1.....	SEITE 11
BILD 3. STENT2.....	SEITE 11
BILD 4. STENT3.....	SEITE 12
BILD 5. SCHMELZEN DES WACHSES ÜBER DEM BUNSENBRENNER	SEITE 13
BILD 6. EINE HÄLFTE DER KERNFORM MIT DEM WACHSKERN.....	SEITE 14
BILD 7. ENTGRATEN DES WACHSKERNS, ENTFERNEN DER ÜBERSCHÜSSIGEN GUßTEILE	SEITE 14
BILD 8. BESTREICHEN DES WACHSKERNS MIT DEM SCHUTZFILM	SEITE 15
BILD 9. EVAKUIEREN DER SILIKONMISCHUNG UNTER DER VAKUUMGLOCKE	SEITE 16
BILD 10. EINTAUCHEN DES WACHSKERNS IN DIE SILIKONMISCHUNG	SEITE 16
BILD 11. ANTROCKNEN DER SILIKONSCHICHTEN.....	SEITE 17
BILD 12. SCHMELZOFEN: DER WACHSKERN WIRD AUS DEN SILIKONKAUTSCHUK- MODELLEN HERAUSGESCHMOLZEN	SEITE 17
BILD 13. DIE SILIKONKAUTSCHUKMODELLE IM ISOPROPANOL-REINIGUNGSBAD	SEITE 18
BILD 14. TROCKNEN DER SILKONKAUTSCHUKMODELLE.....	SEITE 18
BILD 15. REYNOLDSCHER FARBFADENVERSUCH	SEITE 21
BILD 16. DIFFUSLICHT-POLARISKOP	SEITE 26
BILD 17. WEG DES LICHTSTRAHLS DURCH DAS DIFFUSLICHT-POLARISKOP	SEITE 27
BILD 18. AUFBAU DER SPANNUNGSOPTISCHEN APPARATUR.....	SEITE 29
BILD 19. ZWEISTRAHLANORDNUNG DER LASERAPPARATUR	SEITE 31
BILD 20. INTERFERENZSTREIFENMODELL.....	SEITE 33
BILD 21. VERSUCHSAUFBAU DER LASERAPPARATUR	SEITE 36
BILD 22. HUB-PHASENVERLAUF DER KOLBENPUMPE	SEITE 38
BILD 23. VISKOSIMETER MIT TEMPERIEREINHEIT UND SCHREIBER.....	SEITE 40

BILD 24.	DAS SILIKONKAUTSCHUKMODELL IM MODELLKASTEN DER LDA-APPARATUR	SEITE 41
BILD 25.	DER HELIUM-NEON-LASER	SEITE 42
BILD 26.	ARTERIA CAROTIS MIT FESTLEGUNG DER MEßQUERSCHNITTE	SEITE 46
BILD 27.	AUFTEILUNG DES MEßQUERSCHNITTS IN MEßPUNKTE.....	SEITE 46
BILD 28.	GESCHWINDIGKEITSPROFILE MODELL STENT2 (60°,150°)	SEITE 47
BILD 29.	CFD-HALBMODELL DER ARTERIA CAROTIS MIT STENT2	SEITE 48
BILD 30.	MODELL STENT0, VERLAUF DES INTERNASEITIGEN GRÜNEN FARBFADENS	SEITE 50
BILD 31.	MODELL STENT1, VERLAUF DES INTERNASEITIGEN GRÜNEN FARBFADENS	SEITE 50
BILD 32.	MODELL STENT2, VERLAUF DES INTERNASEITIGEN GRÜNEN FARBFADENS	SEITE 51
BILD 33.	MODELL STENT3, VERLAUF DES INTERNASEITIGEN GRÜNEN FARBFADENS	SEITE 51
BILD 34.	MODELL STENT0, ROTER FARBFADEN IN DER MITTE	SEITE 52
BILD 35.	MODELL STENT1, ROTER FARBFADEN IN DER MITTE	SEITE 52
BILD 36.	MODELL STENT2, ROTER FARBFADEN IN DER MITTE	SEITE 53
BILD 37.	MODELL STENT3, ROTER FARBFADEN IN DER MITTE	SEITE 53
BILD 38.	MODELL STENT0, BLAUER FARBFADEN EXTERNASEITIG.....	SEITE 54
BILD 39.	MODELL STENT1, BLAUER FARBFADEN EXTERNASEITIG.....	SEITE 54
BILD 40.	MODELL STENT2, BLAUER FARBFADEN EXTERNASEITIG, EIN GRÜNER FARBFADEN INTERNASEITIG	SEITE 55
BILD 41.	MODELL STENT3, BLAUER FARBFADEN EXTERNASEITIG.....	SEITE 55
BILD 42.	MODELL STENT0, SPANNUNGSOPTISCHES BILD, RE=250.....	SEITE 57
BILD 43.	MODELL STENT1, SPANNUNGSOPTISCHES BILD, RE=250.....	SEITE 58
BILD 44.	MODELL STENT2, SPANNUNGSOPTISCHES BILD, RE=250.....	SEITE 59
BILD 45.	MODELL STENT3, SPANNUNGSOPTISCHES BILD, RE=250.....	SEITE 60
BILD 46.	LDA-MESSUNG MODELL STENT0, 0-150 GRAD	SEITE 63
BILD 47.	LDA-MESSUNG MODELL STENT0, 180-330 GRAD	SEITE 64

BILD 48.	LDA-MESSUNG MODELL STENT2, 0-150 GRAD	SEITE 65
BILD 49.	LDA-MESSUNG MODELL STENT2, 180-330 GRAD	SEITE 66
BILD 50.	MEßQUERSCHNITTE DER ARTERIA CAROTIS	SEITE 68
BILD 51.	FARB-GESCHWINDIGKEITSDARSTELLUNG QUERSCHNITT -15P0Q1, LDA	SEITE 69
BILD 52.	FARB-GESCHWINDIGKEITSDARSTELLUNG QUERSCHNITT 0P0Q2, LDA	SEITE 69
BILD 53.	FARB-GESCHWINDIGKEITSDARSTELLUNG QUERSCHNITT 2P5Q2, LDA.....	SEITE 69
BILD 54.	FARB-GESCHWINDIGKEITSDARSTELLUNG QUERSCHNITT 5P0Q2, LDA.....	SEITE 69
BILD 55.	FARB-GESCHWINDIGKEITSDARSTELLUNG QUERSCHNITT 10P0Q2, LDA.....	SEITE 69
BILD 56.	FARB-GESCHWINDIGKEITSDARSTELLUNG QUERSCHNITT 0P0Q3, LDA.....	SEITE 69
BILD 57.	FARB-GESCHWINDIGKEITSDARSTELLUNG QUERSCHNITT 5P0Q3, LDA.....	SEITE 69
BILD 58.	FARB-GESCHWINDIGKEITSDARSTELLUNG QUERSCHNITT 10P0Q3, LDA.....	SEITE 69
BILD 59.	COMPUTERSIMULATION: MODELL DER ARTERIA CAROTIS MIT STENT2 IM LÄNGSSCHNITT	SEITE 71
BILD 60.	COMPUTERSIMULATION: MODELL DER ARTERIA CAROTIS INTERNA MIT STENT2,QUERSCHNITT, RE=250	SEITE 72
BILD 61.	COMPUTERSIMULATION: MODELL DER ARTERIA CAROTIS INTERNA U. EXTERNA MIT STENT2,QUERSCHNITTE, RE=250.....	SEITE 72
BILD 62.	COMPUTERSIMULATION: MODELL DER ARTERIA CAROTIS MIT STENT2, QUERSCHNITT, RE=250	SEITE 73
BILD 63.	COMPUTERSIMULATION: MODELL DER ARTERIA CAROTIS INTERNA MIT STENT2,QUERSCHNITT, RE=250	SEITE 73
BILD 64.	ARTERIA CAROTIS MIT GESCHWINDIGKEITSPROFILIEN	SEITE 78
BILD 65.	ABHÄNGIGKEIT DES WIDERSTANDSKOEFFIZIENTEN ζ VOM FLÄCHENVERHÄLTNIS.....	SEITE 81
BILD 66.	STRÖMENDE FLÜSSIGKEIT DURCH EIN GITTER.....	SEITE 83

8. Dankvermerk

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. H. Berger, der meine Arbeit betreut hat, und die Stents in die Gefäßmodelle implantiert hat. Außerdem möchte ich Herrn Prof. Dr. D. Liepsch, Fachhochschule München, in dessen Labor ich die Arbeit anfertigen durfte, und der mir immer hilfreich zur Seite stand, danken.

Auch danke ich:

- meinem Bruder, Herrn Dipl. Ing.(TU) Dipl. Ing.(FH) Christian Stanek, der mir die Ergebnisse der Computersimulation für den Vergleich mit der LDA-Messung zur Verfügung gestellt hat, und der das Auswerteprogramm für die LDA-Messungen geschrieben hat
- meinem Studienkollegen Herrn Dr. Oliver Greil für die Unterstützung bei der LDA-Messung und die Anfertigung weiterer LDA-Messungen
- Herrn Dipl.Ing.(FH) Michael Meyer, der die Farbfadenapparatur und die spannungsoptische Apparatur betreut hat
- den Laboranten und Werkmeistern der Fachhochschule München, die mir die Benutzung von Labors und Geräten ermöglicht haben, und die die Plexiglasröhren für die Apparaturen gefertigt haben.