

Lehrstuhl für Fluidmechanik

Strömungsanalysen in der Karotisbifurkation

Claus Weigand

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

Doktor-Ingenieurs

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dr.-Ing. habil. Johann Stichlmair

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr.-Ing. Boris Laschka
2. apl. Prof. Dr.-Ing. Dr.-Ing. habil. Hans Wengle,
Universität der Bundeswehr München
3. Prof. Dr.-Ing. habil. Dieter Liepsch,
Fachhochschule München

Die Dissertation wurde am 17. April 2000 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 2. August 2000 angenommen.

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand zwischen 1993 und 2000 im Rahmen meiner Forschungstätigkeit am Lehrstuhl für Fluidmechanik der TU München. Sie wurde fachlich betreut von Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. Dieter Liepsch, dem mein besonderer Dank für seine Unterstützung und zahlreichen hilfreichen Anregungen gilt. Insbesondere seine Erfahrung im Bereich der Laser-Doppler-Anemometrie und der experimentellen Simulation der physiologischen Blutströmung trugen wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit bei.

Herrn Prof. Dr.-Ing. Boris Laschka danke ich sehr für die Möglichkeit, als Mitarbeiter seines Lehrstuhls diese Arbeit anfertigen zu dürfen. Ferner regte er zu Abschluß der Arbeit an, aus den gemessenen Geschwindigkeitsdaten Bahnlinien der Erythrozyten zu berechnen. Dies trug sehr zur Abrundung des Gesamtergebnisses bei.

Mein Dank gilt auch Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. Hans Wengle für die unkomplizierte Übernahme des Koreferates und insbesondere für seine aufmunternden Worte vor dem Rigorosum.

Ferner möchte ich mich auch bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Johann Stichtlmair für die reibungslose Leitung der Prüfungskommission bedanken sowie Herrn Dr.-Ing. P. Schmidt und Frau Rathgen vom Lehrstuhl für Fluidmechanik, die eifrig die vielen bürokratischen Angelegenheiten regelten.

Mein Dank gilt auch allen Angehörigen des Fachbereichs Versorgungstechnik der Fachhochschule München, die mich bereitwillig bei meinen Experimenten im Labor für Biofluidmechanik von Herrn Prof. Liepsch unterstützten.

Nicht zu vergessen sind Herr Dr. med. Gottlieb Pflugbeil vom Klinikum Rechts der Isar, Herr Prof. Dr. Krystofz Kaluzinsky und Frau Dr. Beata Lesniak von der Universität Warschau, Herrn Dr. V. K. Katiyar und Herrn Dr. Sharma von der Universität Roorkee und Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. Gerhard Silber von der FH Frankfurt, die ich während Ihrer Aufenthalte in unserem Labor kennen und schätzen lernte und die alle wertvolle Anregungen für diese Arbeit lieferten.

Von meinen Freunden danke ich besonders Herrn Dr. rer. nat. Alexander Heim, der mir stets mit mathematischem Sachverstand zu Seite stand und mir half, das eine oder andere Rechnerproblem zu lösen. Ferner gilt mein Dank für Ihre Hilfe bei der Bearbeitung verschiedener DFG-Projekte Frau Silvia Spoletini, Herrn Andreas Wagner, Herrn Christoph Wörl sowie Herrn Dietmar Grieshaber, die ich während Ihrer Diplomarbeiten betreute und denen ich nach wie vor sehr freundschaftlich verbunden bin.

Zuletzt danke ich meinen Eltern Herrn Ing. Emil Weigand und Frau Gertraud Weigand, geb. Poschenrieder, sehr dafür, daß sie allen ihren Kindern eine akademische Ausbildung ermöglichten und uns vor allem auch dazu ermutigten. Damit schufen sie letztlich den Grundstein, auf dem aufbauend diese Arbeit entstehen konnte.

Last but not least bin ich meiner Freundin Frau Esther Klute sehr für Ihre Geduld während dieser Jahre verbunden, mit der sie mir oft half, einen Ausgleich zur turbulenten Wissenschaft zu finden.

Übersicht

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Untersuchung des instationären Strömungsfeldes in der menschlichen Halsschlagader (Karotis). Diese teilt sich etwa in Höhe des Kehlkopfes in einen Abzweig, der das Gehirn (Arteria Carotis Interna), und einen, der das Gesicht versorgt (Arteria Carotis Externa). Die Karotisverzweigung ist bevorzugter Ort atherosklerotischer Ablagerungen. Diese führen im Alter oft zu Schlaganfällen. Da die Ablagerungen direkt an der Verzweigung auftreten, trägt die lokale Häodynamik zur Entstehung bei.

In elastischen, maßstabsgetreuen Silikonmodellen von menschlichen Karotisarterien wird unter Verwendung eines Fluids mit blutähnlichen Fließeigenschaften das pulsierende Strömungsfeld unter physiologischen Bedingungen untersucht. Dazu werden mit Laser-Doppler-Anemometrie (LDA) alle drei Geschwindigkeitskomponenten gemessen. Anschließend werden aus dem 3D-Geschwindigkeitsfeld Bahnlinien berechnet, um die Bewegung und Aufenthaltszeiten der Blutplättchen im Karotissinus verfolgen zu können.

Mit Duplexsonographie werden ferner flächendeckende, bidirektionale Farbdopplermessungen ausgeführt und daraus das 2D-Geschwindigkeitsvektorfeld rekonstruiert. Damit wird gezeigt, daß mit Farbdopplersystemen komplexe Strömungsfelder detailliert erfaßt werden können und damit Untersuchungen *in vivo* möglich sind.

Die Strömungsuntersuchungen werden in Modellen mit unterschiedlichen Verzweigungswinkeln und bei unterschiedlichen Strömungseinstellungen ausgeführt. Es wird gezeigt, daß Rückströmungen und Strömungsablösung in der Arteria Carotis Interna gegenüber dem Strömungsteiler (Apex) an der Außenwand auftreten. Diese Bereiche stimmen mit den Prädilektionsorten der Atherosklerose in der Karotis überein. Der Bereich der Rückströmungen wächst mit zunehmendem Verzweigungswinkel. Ferner treten Sekundärströmungen in Form eines Dean'schen Wirbelpaares auf. Strömungsablösung, Rückströmungen und Sekundärströmungen ändern sich sehr über der Pulswelle.

In Verbindung mit den Farbdopplermessungen wird die Meßgenauigkeit der Farbdopplersysteme bei der Messung pulsierender Strömungen untersucht. Dies wird mit und ohne Zugabe eines ecoverstärkenden Ultraschallkontrastmittels durchgeführt. Damit wird gezeigt, daß die Meßgenauigkeit klinischer Farbdopplersysteme bei der Messung pulsierender Strömungen mit LDA überprüft werden kann.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Bisherige Strömungsuntersuchungen an Modellen natürlicher Gefäßverzweigungen	3
2.1	Untersuchungen an Modellen von Y- und T-Verzweigungen	4
2.2	Untersuchungen an Karotisverzweigungen	6
2.2.1	Stationäre Strömung	7
2.2.2	Pulsierende Strömung	7
3	Ultraschalldiagnostik	9
3.1	Übersicht	9
3.2	Entwicklung der Ultraschalldiagnostik	12
3.3	Winkelabhängigkeit bei der Dopplerfrequenzmessung	15
3.4	Multidirektionale Dopplermessung	17
3.5	Quantitative Analyse von Farbdopplermessungen	19
3.6	Sonographiemessungen mit Ultraschallkontrastmitteln	20
3.7	Offene Fragen - Zielsetzung	22
4	Strömungsmechanische Grundlagen	24
4.1	Navier-Stokes-Gleichungen der Rohrströmung	24
4.2	Stationäre Rohrströmung mit newtonschem Fluid	25
4.3	Stationäre Rohrströmung mit anomalviskosem (nicht-newtonschem) Fluid	27
4.4	Pulsierende Strömung mit newtonschem Fluid im starren Rohr	30
4.5	Pulsierende Strömung mit nicht-newtonschem Fluid im starren Rohr	33
4.6	Pulsierende Rohrströmung mit newtonschem Fluid im geraden, elastischen Rohr	35
4.7	Strömungen durch Krümmer und Verzweigungen	37

5	Ultraschall-Meßverfahren	41
5.1	Allgemeines	41
5.2	CW- und PW-Doppler-Verfahren	42
5.3	Gewebeschnittbilderzeugung (B-Mode)	46
5.4	Blutflußmessung durch Farbkodierung	48
6	Laser-Doppler-Anemometrie	50
6.1	Allgemeines	50
6.2	LDA-Funktionsweise	50
6.3	LDA-Vorwärtsstreuverfahren	54
7	Experimentelle Methoden	55
7.1	Strömungssimulation – Versuchsaufbau	55
7.1.1	Strömungskreislauf	55
7.1.2	Karotis-Modelle	57
7.1.3	Modellfluid	60
7.1.4	Strömungszustände	63
7.2	3D-LDA-Messungen	66
7.3	Druckmessung	67
7.4	Duplex-Sonographie – Farbdopplersystem	67
7.4.1	Gerätedaten	67
7.4.2	Modellanordnung	69
7.4.3	Farbdopplermessung bei laminarer, pulsierender Strömung	70
7.4.4	Farbdopplermessungen mit Kontrastmittelzugabe	71
7.4.5	Bidirektionale Farbdopplermessungen – Datenverarbeitung	71
8	Ergebnisse	76
8.1	3D-LDA-Messungen bei pulsierender Strömung	76
8.1.1	LDA-Messungen in der ACC	76
8.1.2	Strömungsverhältnisse in der Arteria Carotis Interna	78
8.1.3	Bahnlinien in der Arteria Carotis Interna	91
8.2	Vergleich von Ultraschallsystem und LDA bei laminarer, pulsierender Strömung	95

8.2.1	Meßgenauigkeit des LDA-Systems – Geschwindigkeitsschwankungen	96
8.2.2	Meßgenauigkeit des SONOS1500	97
8.2.3	Meßgenauigkeit des SONOS2500	102
8.2.4	Farbdopplermessungen mit LEVOVIST®	105
8.3	Bidirektionale Farbdopplermessungen in der ACI	108
8.3.1	Farbdopplerbildschleifen bei $Re = 250$	109
8.3.2	Strömungsfeldrekonstruktion im 37°-Kerotismodell bei $Re 150, 250, 350$	113
8.3.3	Strömungsfeldrekonstruktion im 29°- und 49°-Kerotismodell	125
8.3.4	Strömungsfeldrekonstruktion im Karotismodell mit beidseitiger Stenose	130
9	Diskussion und Schlußfolgerungen	135
9.1	Strömungsverhältnisse in der Arteria Carotis	135
9.2	Bidirektionale Farbdopplermessung - Diagnostik	138
9.3	Meßgenauigkeit der Farbdopplersysteme – Ultraschallkontrastmittel	138
10	Ausblick	140
11	Zusammenfassung	141
	Literatur	144
	Anhang	155

Bezeichnungen

A	Fläche
A_m	Amplitudes des Druckgradienten
b	Abstand der Interferenzstreifen
bei	Imaginärteil der Besselschen Funktion
ber	Realteil der Besselschen Funktion
c	Schallgeschwindigkeit
D, d	Durchmesser
D	Abstand
E	Youngscher Elastizitätsmodul
f	Frequenz
f_D, f_{Doppler}	Dopplerfrequenz
$f_{\text{Empfänger}}$	empfangene Frequenz
f_{Sender}	gesendete Frequenz
f_s	Shiftfrequenz
H	Heaviside-Funktion
h	Wandstärke
J_0, J_1	Besselfunktionen 0. bzw. 1. Ordnung
K	Stoffwert nach Gl. 2.18
K	Ausbreitungskonstante /Wellenzahl
L	Brennweite
n	Brechungsindex
n	Koordinate in Normalrichtung
p	Druck
R	Rohrradius
r	Radius
$Re = ud / \nu$	Reynoldszahl
t	Zeit
u	axiale Geschwindigkeitskomponente
\dot{V}	Volumenstrom
VD	Volumendehnung
v	vertikale Geschwindigkeitskomponente
v_{rel}	Relativgeschwindigkeit
w	2. vertikale Geschwindigkeitskomponente
x	Länge
x	Variable
Y	Radienverhältnis r/R
$\mathbf{a} = R\sqrt{w/\nu}$	Womersleyparameter
\dot{g}	Schergeschwindigkeit
ζ	axiale Koordinate der Wand

κ	Volumenelastizitätsmodul
κ	Krümmung
η	dynamische Viskosität
Θ	Schnittwinkel der Laserstrahlen
λ	Geometriefaktor
λ	Rohrreibungszahl
λ	Wellenlänge
ν	kinematische Viskosität
ξ	vertikale Koordinate der Wand
ρ	Dichte
τ	Schubspannung
Φ	Winkelbereich, Phase
Ψ	halber Schnittwinkel der Laserstrahlen
ω	Kreisfrequenz

Indices

Kopfzeiger

—	zeitlich gemittelt
*	komplexe Variable
'	Realteil
''	Imaginärteil

Fußzeiger

$\cos \omega$	abhängig von $\cos \omega$
E	Empfangsfenster
m	gemittelt
max	maximal
min	minimal
nn	nicht-newtonsch
os	oszillierender Anteil
puls	Schallpuls
P	Phase
Ref	Reflexion
rel	relativ
rep	repräsentativ
s	senkrecht
$\sin \omega$	abhängig von $\sin \omega$
stat	stationärer Anteil
W	Wand
ω	abhängig von ω
0	Grundwert
∞	unendlich

Abkürzungen

1D	Eindimensional
2D	Zweidimensional
3D	Dreidimensional
Abb.	Abbildung
AC sten.	Stenotisierte Karotis
AC29phys	29°-verzweigte Karotis
AC37phys	37°-verzweigte Karotis
AC49phys	49°-verzweigte Karotis
ACC	Arteria Carotis Communis
ACE	Arteria Carotis Externa
ACI	Arteria Carotis Interna
ATP	Adenosin-Triphosphat
AW	Außenwand
B-Mode	Brightness-Mode
CW	Continuous Wave
He-Ne	Helium-Neon
IW	Innenwand
LDA	Laser-Doppler-Anemometrie
LEVOVIST®	Warenzeichen der Schering AG, Berlin
PC	Personal Computer
phys.	Physiologisch
PW	Pulsed Wave
Re	Reynoldszahl
RGB	Rot-Grün-Blau
sten.	stenotisiert

Medizinische Fachausdrücke

abdominal	zum Bauch gehörig
Anastomose	Vereinigung von Gefäßen
Angiographie	Röntgenologische Darstellung von Gefäßen nach Zugabe von Kontrastmitteln
Arteria Femoralis	Beinarterie
Arteria Iliaca	Beckenarterie
Arteria Tibialis	Fußarterie
Atherogenese	Verlauf der Atherosklerose
Atherosklerose	Erkrankung der Gefäßwände

ATP	Adenosintri-phosphat: Coenzym energieliefernder Stoffwechselprozesse, Endprodukt ADP (Adenosindiphosphat)
Blutplasma	flüssiger Teil des Blutes
cerebral	im Gehirnbereich
Compliance	Maß für die Dehnbarkeit eines Gefäßes
Diastole	rhythmische Erweiterung des Herzens
Dissektion	Erweiterung der Aorta
distal	Stromabwärts
Endarterektomie	Operative Entfernung des Plaques
Erythrozyten	rote Blutkörperchen
Flußphantom	Gerät zur Simulation physiologischer Strömungsverhältnisse (meist mit stationären Durchflüssen)
Hämatokrit	Anteil der Erythrozyten am Volumen des peripheren Blutes
Hyperthyreose	Stoffwechselstörung im Herzmuskel (erkennbar im EKG)
in vitro	am Modell
in vivo	am lebenden Individuum
invasiv	eingreifend
Karotissinus	Erweiterung der Arteria Carotis Interna zu Beginn der Interna
Leukozyten	Weißer Blutkörperchen
Niereninsuffizienz	Funktionsstörung der Nieren
Plaque	Arteriosklerotische Ablagerung
proximal	stromaufwärts
retrograd	rückwärts gerichtet
Röntgenangiographie	Darstellung des Gefäßsystems im Röntgenbild unter Verwendung jodhaltiger Röntgenkontrastmittel
Schilddrüsen-autonomie	Funktionsstörung der Schilddrüse
Stenose	Starke Verengung eines Gefäßes
Stent	Gefäßstütze, die in Verbindung mit Ballondilatation im Gefäß implantiert wird
Systole	rhythmische Kontraktion des Herzens
Thrombozyten	Blutplättchen, leiten die Blutgerinnung ein
transkutan	durch die Haut

1 Einleitung

Erkrankungen des Gefäßsystems stellen in der westlichen Welt die häufigste Todesursache dar. Einen bedeutenden Anteil daran haben Erkrankungen, die Folge atherosklerotischer Gefäßveränderungen und pathologischer Ablagerungen sind [69].

Ursachen und Entstehungsmechanismen der Atherosklerose sind bisher nur teilweise bekannt, da ein sehr komplexer Prozeß vorliegt, der auf biochemischen, physikalischen und hämodynamischen Veränderungen im Blutgefäßsystem beruht. Als gesichert gelten Risikofaktoren wie Rauchen, Hypertonie (Bluthochdruck), Diabetes oder auch Streß. Wie stark sie im einzelnen zu atherosklerotischen Veränderungen beitragen, ist jedoch noch unklar.

Atherosklerotische Veränderungen treten bevorzugt an Verzweigungen und starken Krümmungen des Arteriensystems auf. Dies weist darauf hin, daß die Hämodynamik an diesen Stellen eine bedeutende Rolle bei der Atherogenese spielt [23, 81, 98, 128, 176]. Aus Sicht der Strömungsmechanik sind diese durch die Ausbildung von Staupunkten, Strömungsablösungen mit Rückströmungen, starken Wirbelzonen und Sekundärströmung charakterisiert [79, 144, 152, 178]. An den Gefäßwänden treten einerseits erhöhte Schubspannungen auf, andererseits niedrige bzw. stark schwankende im Bereich der Ablösegebiete. Dies führt zu Veränderungen und zu Beschädigungen der inneren Arterienwand (Endothel). Die Schubspannungen in der Strömung führen zu Veränderungen bzw. Aktivierung der Blutplättchen (Erythrozyten), so daß ein Haften der Plättchen in Gebieten mit geringen Geschwindigkeiten möglich wird (Ablagerungshypothese). Der Untersuchung des Geschwindigkeitsfeldes im Bereich der Ablösegebiete kommt somit große Bedeutung zu. Um Wirbelformen, Sekundärströmungen und Rückströmungen genau zu erfassen, ist die Bestimmung von allen dreien Geschwindigkeitskomponenten notwendig.

Untersuchungen des Strömungsfeldes können *in vivo* mit Ultraschall und Magnetresonanztomographie (MRI) durchgeführt werden, wobei beide Verfahren Nachteile aufweisen: Ultraschallsysteme messen nur eine Geschwindigkeitskomponente, MRI verfügt nur über begrenztes örtliches Auflösungsvermögen [14, 21, 102].

An Modellen können Untersuchungen qualitativ und quantitativ erfolgen. Es existieren verschiedene Methoden der Strömungssichtbarmachung (Spannungsoptik, Farbfadenmethode und Wasserstoffbläschentechnik), mit denen bereits umfangreiche, qualitative Untersuchungen durchgeführt wurden. Quantitative Messungen können mit Laser-Doppler-Anemometrie (LDA) erfolgen, wobei mit LDA alle drei Geschwindigkeitskomponenten erfaßt werden können.

Im Gegensatz zu früheren Arbeiten, in denen an Verzweigungen nur 1D-Geschwindigkeitsmessungen ausgeführt wurden, wird im Rahmen dieser Arbeit am Beispiel der menschlichen Halsschlagader (Karotis) das instationäre 3D-Geschwindigkeitsfeld bestimmt [95, 178].

Die Arteria Carotis Communis verzweigt sich etwa in Höhe des Kehlkopfes in die Arteria Carotis Interna und die Arteria Carotis Externa. Die Interna versorgt zu einem großen Teil das Gehirn. Atherosklerotische Ablagerungen und Stenosen im Bereich der Karotisverzweigung sind häufig Ursache für Schlaganfälle. Da sich dort Ablagerungen zehnmal häufiger finden als in den nachfolgenden Arterien, kommt der Untersuchung der Karotisverzweigung große Bedeutung zu [122].

In dieser Arbeit wird erstmals unter physiologischen Bedingungen das pulsierende 3D-Geschwindigkeitsfeld in einer Karotisverzweigung gemessen. Dazu wird ein maßstabsgetreues, elastisches Karotismodell und ein Fluid mit blutähnlichen viskoelastischen Fließeigenschaften verwendet. Insbesondere werden das Gebiet der Strömungsablösung und die auftretenden Sekundärströmungen genau untersucht. Anschließend werden verschiedene Bahnlinien berechnet, um Bewegung und Verweilzeiten der Erythrozyten zu erfassen.

Unter Verwendung eines farbkodierenden Ultraschallgerätes (Farbdoppler) wird untersucht, wie sich das Ablösegebiet bei niedrigen und hohen Durchflüssen verändert bzw. wie größere und kleinere Verzweigungswinkel das Geschwindigkeitsfeld verändern. Damit soll ferner geklärt werden, ob mit Farbdopplergeräten bei Messung zweier Geschwindigkeitskomponenten das Strömungsfeld mit hinreichender Genauigkeit erfaßt wird und ob damit detaillierte Messungen des Geschwindigkeitsfeldes *in vivo* möglich sind.

2 Bisherige Strömungsuntersuchungen an Modellen natürlicher Gefäßverzweigungen

Der Blutkreislauf stellt strömungsmechanisch eine pulsierende Flüssigkeitsströmung in einem komplexen, vielfach verzweigten und gekrümmten Rohrleitungssystem mit unterschiedlich dehnbaren Wänden dar. Aufgrund der speziellen Eigenschaften, Funktion und Geometrie der Gefäße, des viskoelastischen Verhaltens des Blutes sowie der Wirkung umliegenden Gewebes zeigt die Hämodynamik in den einzelnen Abschnitten des Gefäßsystems charakteristische Merkmale: Durch die komplizierte Art der Reflexion an Verzweigungen und an der Peripherie sowie durch die Dämpfung und Resonanzfrequenz der Arterienwände ändern sich Amplitude und Pulsform einer Pulswelle. Die Druckamplitude nimmt von der Aorta zur Peripherie hin zu. Beim Volumenstrom hingegen beobachtet man nach einer intermittierenden systolischen Strömung eine ständige Abflachung der Amplitudenschwankung durch die Elastizität der Aorta und der herznahen Arterien (Windkesselfunktion) bis hin zu einer leicht pulsierenden Strömung in den peripheren Arterien. Die Wandelastizität der Gefäße nimmt peripherwärts ab [171].

Äußerst kompliziert sind Strömungsvorgänge in den Verzweigungen und Krümmungen. Da an diesen Orten atherosklerotische Veränderungen und Ablagerungen auftreten, schließt man, daß die lokale Hämodynamik an der Atherogenese beteiligt ist.

Mittlerweile existieren viele Untersuchungen über die Strömungsvorgänge in arteriellen Gefäßelementen [71, 82, 178]: Im Modellversuch können das 3D-Geschwindigkeitsfeld gemessen, sowie viskoelastisches Fließverhalten und elastische Gefäßwände simuliert werden [114].

Mit Fortschreiten der Rechnerentwicklung gelingt es, bei der numerischen Berechnung des Geschwindigkeitsfeldes elastische Rohrwände und nicht-newtonisches Fließverhalten zu implementieren [64].

Bei Messungen am Menschen werden Magnetresonanztomographie und Ultraschallsysteme verwendet [19]. Mit ersterer kann das 3D-Geschwindigkeitsfeld gemessen werden. Nachteil ist die geringe Ortsauflösung. Ultraschallverfahren verfügen über gute Ortsauflösung, Mehrkomponentenmessungen haben sich bislang jedoch nicht durchgesetzt.

Im folgenden wird ein Überblick über die bisherigen Untersuchungen an Verzweigungen und Modellen von Karotisarterien gegeben. In Hinblick auf die ausgeführten Ultraschallmessungen wird anschließend die Entwicklung der Ultraschallsysteme beschrieben.

2.1 Untersuchungen an Modellen von Y- und T-Verzweigungen

Die Strömungsverhältnisse an verschiedenen Y-Verzweigungen wurden von Talukder [144] und Tomm [152] untersucht. Die überwiegend qualitativen Strömungsbeobachtungen von Talukder zeigten auch bei pulsierender Strömung die Existenz einer Sekundärströmung und Strömungsablösungen in den Verzweigungen sowie die pendelnde Bewegung von Teilchen im Totwasser entlang der außen liegenden Wände der Zweige. An diesen Stellen ergab die Messung der Wandschubspannungen mit einer Heißfilmsonde bei einer mittleren Reynolds-Zahl von 500 im Stamm beträchtliche Schubspannungsschwankungen. Tomm [152] maß mit Hilfe eines Laser-Doppler-Anemometers an diesen Verzweigungen bei laminarer stationärer Strömung die axialen und die radialen Geschwindigkeitskomponenten. Hohe Geschwindigkeitsgradienten wurden an den Innenwänden in der Verzweigungsebene, an den Außenwänden, die parallel zur Verzweigungsebene liegen, und bei größeren Volumenstromasymmetrien in den Zweigen ermittelt. Diese Geschwindigkeitsgradienten sind auf starke Sekundärströmungen zurückzuführen. Aus den gemessenen örtlichen Strömungsgeschwindigkeiten wurden die Wandschubspannungen berechnet, die nach der Verzweigung ein vier- bis sechsfaches des im Einlauf ermittelten Wertes erreichten.

Eine numerische Lösung bei pulsierender Strömung einer zweidimensionalen Y-Verzweigung mit starren Wänden führten Fernandez et al. [39] durch. Ablösegebiete und Rückströmungen traten an der Außenwand der Abzweige während eines großen Teils einer Periode auf.

Liepsch [79] führte ausführliche qualitative und quantitative Strömungsuntersuchungen an starren und elastischen T-Verzweigungen von Rohren kleiner Durchmesser (ca. 3 mm), die den Abmessungen der Koronararterien entsprechen, bei stationärer und pulsierender Strömung durch. Zur qualitativen Beobachtung der Strömung wurde eine strömungsdoppelbrechende Flüssigkeit verwendet. Die mit einem Laser-Doppler-Anemometer ermittelten örtlichen Geschwindigkeitsprofile ermöglichten es, diese Beobachtungen quantitativ zu deuten und genaue Aussagen über die Länge der Störungen im durchgehenden Rohr zu treffen. Beginnende Wandablösungen, Störgebiete und Wirbelzonen wurden in Abhängigkeit der Reynolds-Zahl im Einlauf, dem Volumenstromverhältnis (Abzweig zu Einlauf), dem Durchmesser Verhältnis beider Rohre und verschiedener Verzweigungswinkel untersucht. Das Volumenstromverhältnis übt den stärksten Einfluß auf die Störgebiete aus, wobei ein Maximum der Länge der Störzonen bei einem Verhältnis von 0,4 bis 0,6 erreicht wird. Die größten Störungen wurden bei der 90°-Verzweigung festgestellt.

Zimmer [178] untersuchte an einem starren und einem elastischen Modell einer menschlichen Beinarterienverzweigung die Geschwindigkeitsverteilung bei stationärer und pulsierender Strömung. An einer vereinfachten 35°-Verzweigung dieser

Arterie nimmt bei pulsierender Strömung die Rückströmung in der Verzweigung mit zunehmender Elastizität der Wand bei sonst gleichen Strömungsparametern ab. Die Schubspannungsverteilung wurde aus den Geschwindigkeitsverläufen berechnet. Kurz nach der Verzweigung wurden bei pulsierender Strömung ca. dreifache Werte der Schubspannungen ermittelt, verglichen mit denen bei stationärer Strömung im Einlauf.

Perfusionsexperimente bei stationärer Strömung an verschiedenen Arterienmodellen aus Glas (T-Verzweigungen, Krümmungen) von kleinen Durchmessern wurden von Müller-Mohnssen [98], Baldauf et al. [5] und Wurzinger [176] durchgeführt. Als Medium wurden dosiert aktivierte (z. B. durch ADP) Rinderplättchensuspension und menschliche Erythrozyten (2 % Hämatokrit) [98] verwendet. Bei den Plättchensuspensionen wurde ein newtonsches Fließverhalten registriert. Durch mikroskopische Beobachtungen und photographische Dokumentation konnte man die Entstehung der Plättchenadhäsionen an den Wänden verfolgen. Zu Ablagerungen kam es an solchen Wandabschnitten, wo die Strömungskomponenten Plättchen zur Wand transportieren, d. h. gegenüber von Abzweigungen, an Krümmerinnenseiten und an Strömungsteilern.

Karino et al. untersuchten durch mikroskopische Beobachtungen in 90°-Glasverzweigungen [62] und in präparierten natürlichen transparenten Blutgefäßen [63] die Stromlinien und die Verweilzeit einzelner Partikel (mit 15 bis 200 µm Durchmesser) in den Wirbelzonen nach Verzweigungen. Durch lange Verweilzeit einzelner Partikel in den Rückströmgebieten steigt die Gefahr einer erhöhten Scherbelastung und des Anhaftens an der Wand oder an den schon vorhandenen Ablagerungen.

Moravec [95] untersuchte experimentell die Strömungsverhältnisse an vereinfachten und maßstabsgetreuen Modellen einer Nierenarterienverzweigung mit Laser-Doppler-Anemometrie. Er ermittelte Gebiete mit Strömungsablösung nach der Verzweigung im Hauptast. Es traten signifikante Unterschiede zwischen newtonschem und viskoelastischem Fluid auf. Bei newtonschem Fluid stellte er ausgeprägtere Ablösegebiete mit höheren Schergeschwindigkeiten fest. Ferner zeigte er eine zweite Geschwindigkeitskomponente im Ablösegebiet.

2.2 Untersuchungen an Karotisverzweigungen

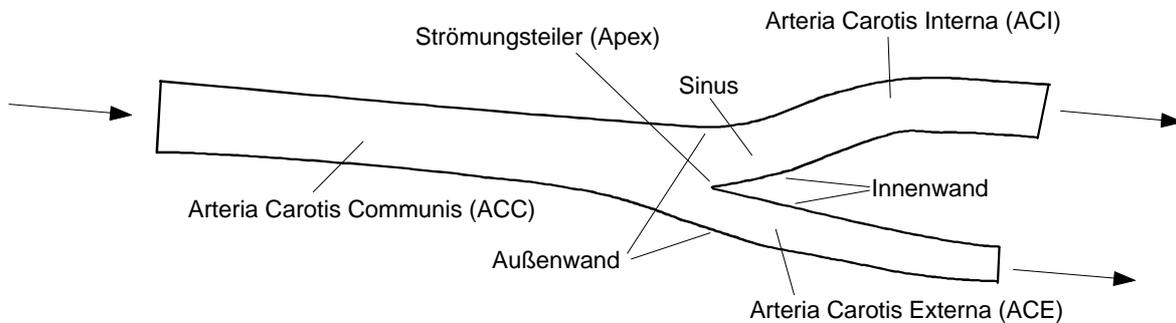


Abb. 2.1: Schema der Karotisverzweigung

Abb. 2.1 zeigt ein Schema der Karotisverzweigung. In der medizinischen Fachliteratur wird der Strömungsteiler auch als Apex und der Anfang der ACI als Sinus bezeichnet. Bevorzugter Ort für Ablagerungen (Prädilektionsort) ist die Außenwand im Karotissinus, wo es zu Strömungsablösung und Rückströmungen kommt [71, 93].

Es existieren zahlreiche Untersuchungen, die sich mit der Hämodynamik in der Karotisverzweigung befassen. Bharadvaj et al. [15, 16] zeigen Strömungsablösung im Karotissinus bei stationärer Strömung in einem Plexiglasmodell unter Verwendung eines LDA. Ku [71] führt Strömungssichtbarmachung mit Wasserstoffbläschentechnik durch. Er verwendet die gleiche Modellgeometrie wie Bharadvaj. Ku zeigt deutlich die Existenz schraubenförmiger Wirbel im Karotissinus, hohe Scherraten zwischen Hauptströmung und Ablösegebiet sowie Rückströmungen an der Außenwand des Karotissinus. Ferner führt er erste LDA-Messungen bei pulsierender Strömung aus und berechnet Wandschubspannungen. Im Bereich der Außenwand ermittelt er pendelnde Wandschubspannungen, die er für wesentliche Auslöser der Atherosklerose hält. Rindt [121] führt erstmals numerische Berechnungen (FEM) des stationären 3D-Geschwindigkeitsfeldes in einem 90°-Bogen und einem starren Karotismodell mit newtonschem Fluid aus und vergleicht diese mit LDA-Messungen. Er zeigt die Ausbildung eines Ablösegebietes im Karotissinus. Die Sekundärströmung zeigt die Form eines Dean-Wirbels und ähnelt der, die Rindt auch für den Krümmer ermittelt. Fortführend berechnet Reuderink [118] die pulsierende newtonsche Strömung in einem starren und einem elastischen Karotismodell. Im elastischen Modell findet er ein kleineres Ablösegebiet und geringere Rückströmungen. Palmen [103] untersucht den

Einfluß der Pulswellenform und den einer 25%-Stenose auf das Strömungsfeld im Karotissinus (numerisch und mit LDA). Sie berichtet, daß die Größe des Ablösegebietes und die Rückströmungen mehr vom Verlauf der Systole abhängen als von der Stenose. Rindt, Reuderink und Palmen verwenden jeweils die Karotisgeometrie nach Bharadvaj. Jüngst gelang es Karner et al. [64] unter Verwendung einer physiologischen Modellgeometrie (nach Liepsch et al. [80]) und scherverdünnendem Fließverhalten das 3D-Geschwindigkeitsfeld numerisch zu berechnen. Auch sie finden beim Vergleich von starrer und elastischer Gefäßwand geringere Rückströmungen im elastischen Modell. Eine Übersicht über weitere Arbeiten gibt Palmen [103].

Insgesamt lassen sich die Strömungscharakteristika wie folgt zusammenfassen:

2.2.1 Stationäre Strömung

Der Apex teilt die laminare Strömung der ACC, so daß in beiden Abzweigen unsymmetrische Geschwindigkeitsverteilungen mit hohen Geschwindigkeiten am Strömungsteiler auftreten.

Strömungsablösung tritt an der Außenwand der ACI gegenüber dem Strömungsteiler auf. Es entsteht ein Rückströmgebiet, das sich im Sinus von der Außenwand bis über 60 % des Radius zur Innenwand hin erstreckt [15, 121]. Am Strömungsteiler finden sich hohe axiale Geschwindigkeiten. Große Scherraten treten zur Innenwand und zum Ablösegebiet hin auf, wobei die größten Scherraten direkt am Strömungsteiler an der Innenwand entstehen.

An der Außenwand bilden sich Rückströmungen im Anfang des Karotissinus aus. Weiter stromabwärts finden sich schraubenförmige Bahnlinien [80]. Bei symmetrischen Modellen wurde ein Deansches Wirbelpaar beobachtet, wie es bei Krümmmerströmungen auftritt [121]. Dies läßt auf ausgeprägte Sekundärströmungen schließen.

2.2.2 Pulsierende Strömung

Während der systolischen Beschleunigung finden sich im ganzen Karotissinus positive axiale Geschwindigkeiten, d. h. es treten keine Rückströmungen an der Außenwand auf. Es entstehen nur niedrige Sekundärströmungsgeschwindigkeiten.

Während der Verzögerung zu Ende der Systole entsteht ein Ablösegebiet mit negativen axialen Geschwindigkeiten an der Außenwand im Karotissinus. Die Geschwindigkeiten am Strömungsteiler bleiben relativ hoch, so daß hohe Scherraten zwischen Ablösegebiet und Hauptströmung auftreten [71]. Es bildet sich ein hufeisenförmiges Gebiet mit großen axialen Geschwindigkeiten aus [121]. Ferner entstehen große Sekundärgeschwindigkeiten, die zwei schraubenförmige Wirbel

bilden. Dies führt dazu, daß Blutplättchen aus Bereichen mit großen Scherraten ins Ablösegebiet transportiert werden können.

Die Sekundärströmung bleibt am Anfang der Diastole erhalten. Gegen Ende der Diastole verschwindet die Sekundärströmung, es tritt eine Beruhigung der Strömung auf.

Neben den Modellstudien existieren ferner noch zahlreiche *In-Vivo*-Studien. In Kapitel 3 wird auf relevante, mit Ultraschall durchgeführte Messungen eingegangen. Zuletzt sind noch Untersuchungen mit Magnet-Resonanztomographie (MRI) zu nennen: Botnar et al. [19] zeigen 3D-MRI-Geschwindigkeitsmessungen in einem Karotissinus. Auch sie finden Rückströmungen, Ablösegebiet und Sekundärströmungen. Leider erreichen sie bislang nur eine geringe örtliche Auflösung (Größe des Meßvolumens: $8 \times 0,7 \times 0,7 \text{ mm}^3$).

Zusammenfassend ist festzuhalten, daß bei den numerischen Arbeiten nur Karner et al. [64] elastische Wände und scherverdünnendes Fließverhalten berücksichtigen. Bei den experimentellen Arbeiten werden meist starre Modelle verwendet. Der Einfluß der Modellgeometrie wurde nur von Palmén [103] untersucht. Daher wird in dieser Arbeit erstmals das pulsierende 3D-Geschwindigkeitsfeld mit LDA in einem elastischen Karotismodell untersucht, wobei ein viskoelastisches, scherverdünnendes Fluid verwendet wird. Zur Bestimmung der Verweilzeiten der Erythrozyten im Karotissinus werden anschließend Bahnlinien berechnet.

Ferner wird unter Verwendung eines Duplexsonographiesystems der Einfluß veränderter Strömungseinstellungen und verschiedener Abzweigwinkel untersucht. Dazu werden flächendeckend Farbdopplermessungen mit dem Sonographiesystem im Bereich des Karotissinus ausgeführt. Aus den Farbdopplermessungen, die unter unterschiedlichen Beschallungswinkeln erfolgen (bidirektional), wird das 2D-Geschwindigkeitsvektorfeld rekonstruiert. Dies zeigt, daß mit klinischen Ultraschallgeräten komplexe Strömungsfelder untersucht werden können. Eine detaillierte Aufstellung der Zielsetzung ist in Kapitel 3.7 festgehalten.

3 Ultraschalldiagnostik

3.1 Übersicht

Die Welleneigenschaften des Schalls führen zu den Effekten Interferenz, Beugung, Brechung, Streuung, Dämpfung, Reflexion und Dopplerverschiebung. In biologischem Gewebe breitet sich Schall ähnlich wie in Wasser mit einer Geschwindigkeit von ca. 1540 m/s bei geringer Dämpfung aus. Da verschiedene Gewebetypen unterschiedliche akustische Impedanzen besitzen, reflektieren sie Echos mit unterschiedlicher Intensität. Bewegt sich der Reflektor, kommt es ferner zur Dopplerfrequenzverschiebung, mit der die Relativgeschwindigkeit zwischen Schallquelle und Reflektor bestimmt werden kann.

Da auch die Festkörper im Blut (Leukozyten, Thrombozyten, Erythrozyten) Schall reflektieren, können deren Geschwindigkeiten und damit die Strömungsgeschwindigkeiten erfaßt werden. Im wesentlichen tragen dabei die Erythrozyten, also die roten Blutkörperchen zur Schallstreuung bei. Sie besitzen scheibenförmige Gestalt (Durchmesser ca. 7 μm , Dicke 2 μm) und treten in hohen Konzentrationen auf (ca. $5 \cdot 10^6 / \text{mm}^3$).

Die Entwicklung von Meßgeräten, die diese Effekte bei der Beschallung von biologischem Gewebe erfassen, führte zu zahlreichen neuen, nichtinvasiven Diagnosemethoden.

Meßmethode	Meßgröße
Continuous-Wave-Doppler (CW-Doppler: kontinuierliche Schallemission längs einer Schallachse)	Dopplerfrequenzmessung längs der gesamten Schallachse
Pulsed-Wave-Doppler (PW-Doppler: diskontinuierliche Schallemission längs einer Schallachse)	Dopplerfrequenzmessung längs der Schallachse in einem Punkt
Gewebeschnittbilddarstellung (B-Mode: diskontinuierliche, nacheinander erfolgende Schallemission längs mehrerer Schallachsen)	Durch Erfassung der gewebeabhängigen Intensität des Echos in einer Schallebene wird ein Schnittbild erzeugt
Geschwindigkeitsmessung mit Farbkodierung (Schallemission wie beim B-Mode)	Lokalisierung und Quantifizierung der Dopplerverschiebung im Gewebeschnittbild mit Farbe in Echtzeit

Tabelle 3.1: Meßverfahren der Sonographiegeräte

Tabelle 3.1 zeigt eine Übersicht der verschiedenen Meßmethoden, die in klinischen Ultraschallgeräten verwendet werden. Je nach Gerätetyp verfügen Sonographiesysteme über folgende Meßverfahren: Einfache Geräte arbeiten mit CW- und PW-Doppler, Duplexsysteme mit B-Mode-Darstellung und PW-Doppler-Verfahren, wobei die Position des Meßvolumens und die Ausrichtung der Schallachse im B-Bild kontrolliert und verändert werden können. Farbkodierende Duplexsysteme verfügen zusätzlich über Farbdopplerverfahren, die in Echtzeit im B-Bild die Bereiche mit Farbe markieren, in denen schnelle Bewegungen, also meist Blutfluß, erkannt werden.

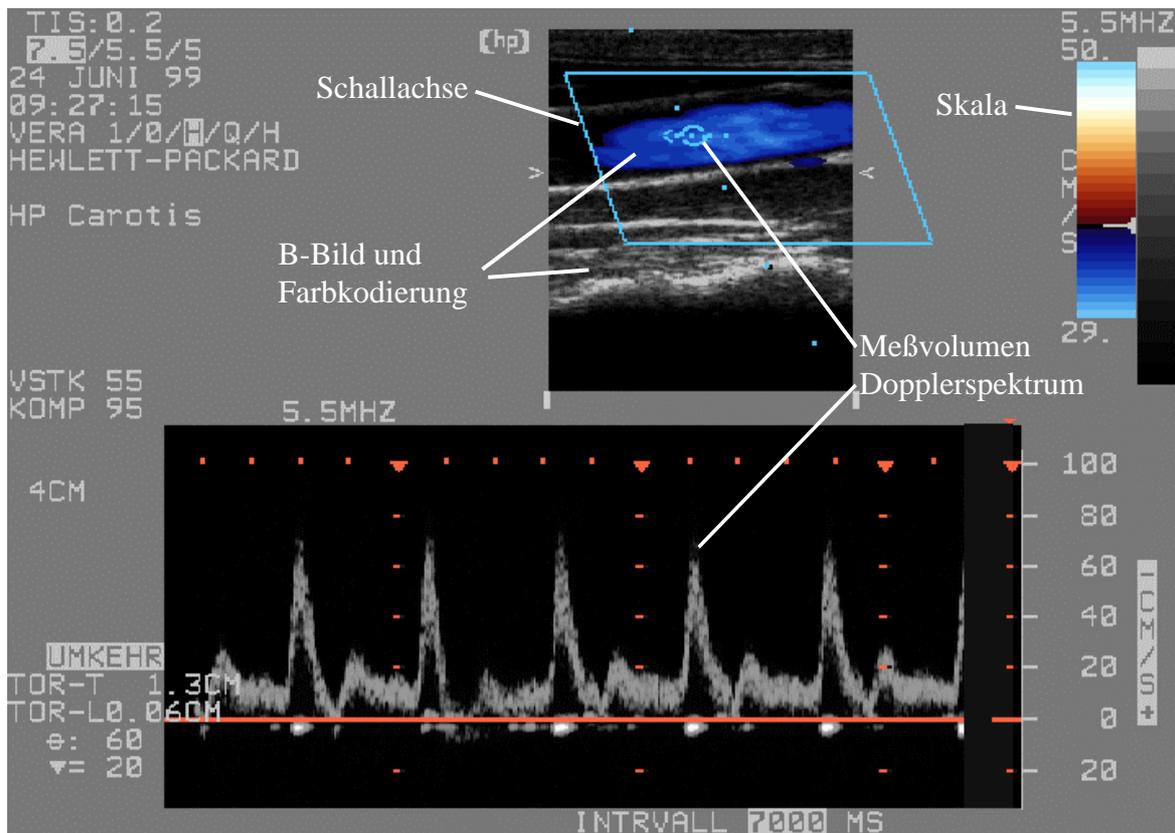


Abb. 3.1: Ultraschallaufnahme einer menschlichen Karotis mit Farbkodierung und Dopplerspektrum

Abb. 3.1 zeigt beispielhaft ein mit einem Duplexsonographiesystem aufgenommenes Ultraschallbild. Im oberen Bereich erkennt man das Schwarzweiß-Gewebeschnittbild. Es zeigt im B-Bild eine Karotis im Längsschnitt. In der Karotis werden die Bereiche mit strömendem Blut mit blauer Farbe kodiert. Dies ermöglicht die Abgrenzung vom umliegenden Gewebe. Mit der oben rechts abgebildeten Farbskala können die lokalen Strömungsgeschwindigkeiten quantifiziert werden. Das Dopplerspektrum im unteren Teil des Bildes zeigt den Verlauf der Strömungsgeschwindigkeit im Meßvolumen. Es ist zu beachten, daß sowohl bei der Farbkodierung als auch beim Dopplerspektrum nur die Geschwindigkeitskomponente längs des Schallstrahles erfaßt wird (siehe auch Kapitel 5). Beide Betriebsarten

zeigen die Messungen in Echtzeit an. Das bedeutet für den PW-Doppler, daß das Dopplerspektrum kontinuierlich durchläuft. Beim Farbdoppler werden kontinuierlich Farbbilder erzeugt und dargestellt, wobei Bildfrequenzen zwischen 5 und 50 Herz erreicht werden.

Mit dem Entstehen der Ultraschall-Doppler-Geräte wurde es möglich, Strömungsgeschwindigkeiten in Blutgefäßen zu messen. Da Ablagerungen in den Gefäßen die lokale Hämodynamik beeinflussen, lag es nahe zu versuchen, durch Messung der Strömungsgeschwindigkeiten auf atherosklerotische Ablagerungen zu schließen. Es wurden Diagnoseverfahren entwickelt, die auf folgenden Überlegungen basierten:

- Infolge der Kontinuitätsgleichung treten an Engstellen höhere Strömungsgeschwindigkeiten auf. Diese können nichtinvasiv mit Ultraschall-Doppler-Geräten detektiert werden. Die Größe der Dopplerfrequenz und damit die Höhe der Strömungsgeschwindigkeit läßt auf den Grad der Verengung schließen.
- Tritt in bestimmten Arterien Umkehrfluß auf, also das Gegenteil des physiologischen, kann auf Verschlüsse anderer Arterien geschlossen werden.
- Veränderte Formen des Strömungspulses lassen auf vorgelagerte oder nachfolgende Engstellen schließen.

Diese Verfahren werden im Bereich der hirnversorgenden (transcerebralen) Arterien, der cerebralen Arterien sowie der die Extremitäten versorgenden Arterien unter Verwendung einfacher PW-Doppler-Geräte angewendet [159] (siehe auch 3.2). Sie basieren auf lokalen Dopplerfrequenzmessungen, d. h. es wird der Verlauf der Strömungsgeschwindigkeit über der Pulswelle in einem Meßpunkt betrachtet. Da die räumliche Auflösung der PW-Doppler-Geräte gering ist, sind detaillierte Untersuchungen des Strömungsfeldes mit ihnen nicht möglich. Ferner messen sie nur eine Geschwindigkeitskomponente.

Mit der Entwicklung von Farbdopplersystemen entstand die Möglichkeit, flächendeckend Geschwindigkeitsfelder zu untersuchen. Da sie über größere räumliche Auflösung verfügen, können mit ihnen auch komplexe Strömungsfelder erfaßt werden. Da Farbdopplermessungen jedoch sehr vom Beschallungswinkel abhängen, ist die Interpretation der Bilder sehr schwierig [159, 165]. Mit einer unidirektionalen Farbdopplermessung kann das Strömungsfeld nicht genau erfaßt werden.

In dieser Arbeit wird erstmals gezeigt, daß durch Kombination bidirektionaler Farbdopplermessungen das instationäre 2D-Geschwindigkeitsfeld erfaßt werden kann und daß damit detaillierte Untersuchungen des Strömungsfeldes im Bereich der Karotisverzweigung möglich sind. Im folgenden Abschnitt wird ein Überblick über

die Entwicklung der Ultraschallgeräte, den aktuellen Stand der Technik und den sich daraus ableitenden Ausgangspunkt dieser Arbeit gegeben.

3.2 Entwicklung der Ultraschalldiagnostik

Erste diagnostische Ultraschall-Messungen führten Satomura et al. 1956 [123] durch. Sie maßen Bewegungen des Herzens mittels Erfassung der Dopplerverschiebung mit 3-MHz-Signalen. 1959 [124] berichteten sie über erste Messungen an peripheren Arterien. Dabei wurden Dopplersignale aus Karotiden und Beinarterien erfaßt und in Bezug zur Strömungsgeschwindigkeit des Blutes gesetzt. Ferner schlug Satomura vor, atherosklerotische Gefäßveränderungen mit dieser Methode zu untersuchen. Über den Zusammenhang zwischen Dopplerfrequenz und Erythrozytengeschwindigkeit bzw. Echosignalstärke und Zellkonzentration berichteten 1962 Kato et al. [65]. In den USA entwickelten etwa zeitgleich Franklin et al. [42, 43] ein „System zur nichtinvasiven Ortung und Messung des Blutflusses“. Kaneko et al. [60] präsentierten 1961 Unterschiede bei Ultraschalldopplermessungen zwischen stenotisierten Karotiden und gesunden Karotiden. Damit wurde erstmals gezeigt, daß mittels Dopplerfrequenzmessung atherosklerotische Veränderungen peripherer Arterien nichtinvasiv erfaßt werden können. 1965 zeigte Kato [61] ferner, daß Frequenzanalyse des Dopplerspektrums zur Auswertung von Dopplersignalen geeignet ist.

Aufgrund dieser frühen Arbeiten wurden die Möglichkeiten der Dopplerfrequenzmessung für die Gefäßdiagnose schnell erkannt und in der klinischen Praxis eingesetzt [141, 142]. Anfangs standen nur Continuous-Wave-Geräte (CW) zur Verfügung, die permanent Schall emittierten und empfangen. Damit konnten keine Aussagen über die Ausdehnung und Tiefe der Reflektoren, also über Durchmesser und Lage der Arterien gemacht werden. Obwohl dies eine wesentliche Einschränkung darstellte, wurden viele neue Methoden entwickelt, mit CW-Verfahren atherosklerotische Gefäßveränderungen zu diagnostizieren [141, 142, 159]. Die verschiedenen Arterien wurden mit Hilfe typischer Verläufe der Dopplerspektren unterschieden, also anhand unterschiedlicher Flußkurven versus der Pulswelle. Veränderungen oder Gefäßverschlüsse wurden anhand veränderter Dopplerspektren erkannt. Die CW-Doppler-Geräte etablierten sich so sehr in der Gefäßdiagnostik, daß sie trotz erheblicher technischer Weiterentwicklung nach wie vor in der klinischen Praxis eingesetzt werden.

Anfangs konnten CW-Doppler-Systeme nicht zwischen positiver und negativer Dopplerverschiebung unterscheiden, also negative nicht von positiven Geschwindigkeiten trennen. Dies führte zur Entwicklung und Anwendung „direktionaler“ Dopplersysteme [65, 87], die mit Hilfe von Quadratur-Demodulation diese Unterscheidung ermöglichten. Nun konnte Rückwärtsfluß von Vorwärtsfluß unterschieden werden.

Um Tiefendetektion des Reflektors zu ermöglichen, wurden ab 1967 Pulsed-Wave-Doppler-Systeme (PW) entwickelt [4, 107, 169]. Diese emittierten Schall diskontinuierlich „in kurzen Pulsen“. Durchläuft ein endlicher Schallpuls Gewebe, wird er permanent, also in jeder Tiefe, gestreut und reflektiert. Am Sende-/ Empfangselement treffen permanent Echos ein. Aus der Laufzeit des Schallpulses und der Schallgeschwindigkeit im Gewebe kann die Tiefe des Reflektors berechnet werden (Range-Gate-Technik). Dies ermöglichte es, Geschwindigkeitsprofile in Arterien zu messen [1]. Da PW-Systeme für transkutane Geschwindigkeitsmessungen nach wie vor als Referenzverfahren anzusehen sind, werden bis heute deren Einsatzmöglichkeiten erweitert. Kaluzynski et al. [59, 58] untersuchten ausführlich den Einfluß veränderter Oberflächen von Gefäßwänden auf das PW-Dopplerspektrum, wobei sie *In-Vitro*-Messungen an elastischen Modellen verschiedener Karotiden mit veränderten Wänden im Bereich des Karotissinus ausführten. Keynton et al. [66, 67] entwickelten ein in drei unterschiedlichen Tiefen gleichzeitig messendes PW-Doppler-System, mit dem Scherraten an den Gefäßwänden ermittelt werden können. Damit maßen sie Scherraten *in vivo* distal verschiedener Anastomosen.

Die Beschränkungen der PW-Systeme bestehen darin, daß sie Geschwindigkeiten nur in einem begrenzten Volumen messen. Da sie ferner nur die Geschwindigkeitskomponenten längs der Schallausbreitungsrichtung ermitteln, kann mit ihnen keine Zuordnung zwischen der Richtung der gemessenen Strömungsgeschwindigkeit und dem Verlauf der Arterie getroffen werden.

Unabhängig von den Ultraschall-Doppler-Systemen wurden bildgebende Ultraschallverfahren entwickelt (Brightness-Mode-Verfahren bzw. B-Mode-Systeme). Diese erzeugen zweidimensionale Schwarz-Weiß-Schnittbilder (B-Bilder) [173] von Weichteilgewebe, indem Echos von Grenzflächen, die zwischen Geweben mit unterschiedlichen akustischen Impedanzen auftreten, empfangen werden. Ausgewertet werden nicht die Frequenzen, sondern die Amplituden der Echos, denen ein Grauwert zugeordnet wird. Wie bei PW-Systemen werden anhand der Echoaufzeiten die Tiefen der Reflektoren bestimmt. Durch Abtastung bzw. Erfassung mehrerer nebeneinanderliegender Schallachsen (Scanlinien) entsteht ein 2D-Schnittbild. Damit können Gewebestrukturen differenziert, also beispielsweise auch Blutgefäße und Plaques erfaßt werden.

In der weiteren Entwicklung wurden B-Mode-Systeme mit CW- und PW-Dopplerverfahren erweitert, wobei die Position des Schallstrahls (bei CW-Doppler) bzw. das Meßvolumen (bei PW-Doppler) im B-Bild verschoben werden konnten. Damit wurde es ermöglicht, im B-Bild Bewegtziele, also Bereiche mit Strömungsgeschwindigkeiten, zu detektieren. Dies erleichterte die Differenzierbarkeit zwischen Gefäßlumen und festem Gewebe. Barber [6] stellte erstmals 1974 ein derartiges System vor und nannte es Duplex-System. Problematisch bei der Kombination von B-Mode- und Dopplerverfahren war, daß Dopplerverfahren systembedingt

längere Schallpulse als B-Mode-Systeme benötigen. Damit wurde die Tiefenauflösung beschränkt. Trotzdem erleichterten Duplex-Systeme die Bewertung von Karotisstenosen. Da die Röntgenangiographie die übliche Untersuchungsmethode darstellte, diese aber mit großen Risiken verbunden war, suchte man nach Alternativen: B-Mode-Systeme konnten Plaques darstellen, der Schweregrad einer Stenose konnte aber nicht mit ausreichender Genauigkeit festgestellt werden [120]. Dopplermessungen erlaubten anhand der Quantifizierung hoher Fließgeschwindigkeiten zwar gut die Bewertung des Stenosegrades, die Platzierung des Meßvolumens in der Stenose bereitete aber Schwierigkeiten. Die Entwicklung der Duplexsysteme, die die Positionierung des Meßvolumens im B-Bild ermöglichten, stellten somit eine deutliche Verbesserung für die Gefäßdiagnostik dar [8].

Duplexsysteme mit CW- und PW-Doppler messen Dopplerfrequenzen in begrenzten Meßvolumen (PW) bzw. nur längs einer Schallachse (CW). Um mehr Informationen über Größe der Gefäße und Geschwindigkeitsverteilungen zu erhalten, kam es zur Entwicklung von Farbdopplersystemen, die flächendeckend Geschwindigkeiten erfassen [20, 37]. Damit wurden die Diagnosemöglichkeiten so weit verbessert, daß oft ohne röntgenangiographischen Befund entschieden werden konnte, ob ein invasiver operativer Eingriff oder eine konservative Therapie erfolgen sollte.

Farbdopplersysteme markieren im B-Bild die Bereiche mit Farbe, in denen Dopplerverschiebung erkannt wird. Es erfolgt somit keine punktuelle, sondern eine flächendeckende Messung des Geschwindigkeitsfeldes. Die Quantifizierung der detektierten Geschwindigkeit erfolgt über Farbdifferenzierung, wobei sich in der Gefäßdiagnostik folgende Einteilung etabliert hat: Meist wird Rot bis Gelb für positive, Dunkelblau bis Hellblau für negative Dopplerfrequenzen verwendet [9, 92, 159, 153]. Damit können im Gewebeschnitt Größe und Lumen der Gefäße genauer abgeschätzt und vom umgebenden Gewebe abgegrenzt werden. Farbdopplersysteme verbessern die Möglichkeiten, kleine Gefäße zu detektieren, Füllvorgänge zu beobachten, Gewebepfusion einzuschätzen oder Venenthrombosen zu beurteilen. Mittlerweile existieren Systeme, die „Color Doppler Images“ in Echtzeit bei Bildfrequenzen bis 50 Bilder pro Sekunde erzeugen. Ferner differenzieren sie an Verzweigungen zwischen Bereichen mit positiver und negativer Dopplerverschiebung und erlauben dadurch die Detektion von Gebieten mit Strömungsablösung und Rückströmungen. Die Weiterentwicklung dieser Systeme hält an. Die Berechnung von 3D-Schnittbildern aus Mehrschicht-B-Mode-Aufnahmen ist mittlerweile in vielen Geräten implementiert. Eine Ergänzung der 3D-Bilder mit Farbdopplermessungen und der damit verbundenen 3D-Darstellung der Gefäße steht bevor. Da zur Erzeugung von 3D-Bildern großer Rechenaufwand notwendig ist, wird die weitere Entwicklung mit dem Fortschreiten der Rechnerprozessoren einhergehen. Nichtsdestotrotz existieren in kommerziellen Ultraschallgeräten kaum Ansätze, die Problematik der bi- und multidirektionalen

Geschwindigkeitsmessung zur Erfassung des 3D-Strömungsvektorfeldes zu lösen. Trotz umfangreicher Diskussion des Einflusses von Strömungen auf Gefäßveränderungen und Atherosklerose in der Forschung [48, 71, 81, 97, 99], wird die detaillierte Analyse von Strömungsfeldern *in vivo* in der klinischen Praxis nach wie vor kontrovers diskutiert.

Zuletzt ist die Entwicklung der sogenannten Power-Doppler-Systeme zu nennen. Konventionelle Dopplersysteme erkennen Geschwindigkeiten nur über einem Schwellenwert. Damit eignen sie sich nicht, langsame Flüsse, wie sie in Kapillaren auftreten, zu detektieren. Power-Doppler-Systeme eignen sich hierfür deutlich besser. Sie messen nicht die Frequenz des Dopplersignales, sondern die Amplitude. Weskot und Knuth [170] berichten, so an einem Flußphantom Geschwindigkeiten bis 4 mm/s gemessen zu haben. Ferner besitzen Power-Doppler-Systeme nur geringe Winkelabhängigkeit, so daß auch Strömungen in schlangenförmig verlaufenden Gefäßen vollständig dargestellt werden können [9].

3.3 Winkelabhängigkeit bei der Dopplerfrequenzmessung

Infolge der Dopplerverschiebung als Meßgröße ermitteln Ultraschall-Doppler-Systeme die Geschwindigkeitskomponente längs der Schallausbreitungsrichtung. Auf diese Winkelabhängigkeit wird im Regelfall hingewiesen [52, 159]. Zur Messung des 3D-Geschwindigkeitsvektors ist es jedoch erforderlich, drei linear unabhängige Komponenten zu erfassen. Beach und Overbeck [14] entwickelten ein Vektor-Doppler-System, das alle drei Geschwindigkeitskomponenten im diskreten Punkt gleichzeitig mißt. Sie verwendeten ein zentrales Sendeelement und drei Empfangselemente, die auf einen Punkt fokussiert sind und damit gleichzeitig in einem Meßvolumen messen. Damit wurde der Winkeleinfluß ausgeschaltet und eine eindeutige, vom Untersucher unabhängige Bestimmung der lokalen vektoriellen Strömungsgeschwindigkeit ermöglicht. Das Vektor-Doppler-System arbeitete nur mit dem PW-Doppler-Verfahren ohne B-Mode-Unterstützung, so daß die Position des Meßvolumens nicht kontrolliert werden konnte. Daher fand es auch keine klinische Verbreitung.

Wie bei der PW-Doppler-Messung findet sich die Winkelabhängigkeit auch bei Farbdopplersystemen. In ersten Studien zu dieser Arbeit konnte gezeigt werden, daß im Bereich der Karotisverzweigung Sekundärströmungen und Strömungsablösung zu unterschiedlichen Färbungen der Farbdopplerbilder führen [76]. Bei Farbdopplermessungen an einem Karotismodell konnten eindeutig die Sekundärströmungen infolge des doppelhelixförmigen Strömungsverlaufes detektiert werden. Da jeweils die Projektion des Geschwindigkeitsvektors auf die Schallachse gemessen wird, ändern sich die Farbdopplerbilder in Abhängigkeit des Winkels zwischen Gefäßachse und Schallausbreitungsrichtung. Auch in medizinischen Lehrbüchern wird darauf hingewiesen: von Büdingen und von Reutern [159] interpretieren solche Farbdopplerbilder mit Sekundärströmungen und empfehlen,

kleine Beschallungswinkel zu wählen, um möglichst nur axialen Fluß zu messen. Eine eingehende Auslegung bzw. Erklärung der Sekundärströmungen geben sie nicht. Auch bei anderen Autoren findet sich diese Problematik. Middleton et al. [93] interpretieren in einer Studie an 100 Karotiden blaue Bereiche in den Farbdopplerbildern als Rückströmgebiete, weisen aber darauf hin, daß diese nicht zwangsläufig durch rückwärts gerichteten Fluß entstehen müssen. Sie sagen, daß im allgemeinen diese blauen Bereiche Zonen mit gestörter Strömung zeigen. Anhand der Größe des blauen Bereiches wird die Größe des Rückströmgebietes abgeschätzt (Länge 14 mm). Um eine Standardisierung zu erreichen, versuchen sie, an allen Patienten möglichst unter demselben Winkel zu beschallen. Insgesamt finden sie in 99 von 100 Karotiden blaue Farbbereiche. Eine eingehende Interpretation des Strömungsfeldes führen auch sie nicht durch. Bartels [9] versucht eine genauere Erklärung: Sie interpretiert blaue Bereiche in Karotiden mit Strömungsablösung und stellt ihnen die qualitativen Ergebnisse der Strömungs-sichtbarmachung von Ku [71] gegenüber.

Daß die Interpretation der Farbdopplerbilder in der klinischen Diagnostik Schwierigkeiten bereitet, zeigt auch eine Studie von Hatsukami et al. (1992) [55]. Sie untersuchten mit Farbdoppler an gesunden Personen die abdominale Aorta, die Arteria Iliaca und die Arteria Femoralis bis zur Arteria Tibialis und fanden retrograden Fluß (thriphasic flow) in fast allen Arterien. Sie stellten bis zu 94 % Übereinstimmung mit dem Spektraldoppler fest, wobei sie Beschallungswinkel zwischen 50° und 60° verwendeten. Sekundärströmungen oder andere Formen gestörter Strömung als mögliche Ursachen für Farbumschlag bei der Farbdopplermessung werden nicht erwähnt. Farbumschlag wird mit Rückströmung interpretiert.

Einen Schritt weiter gingen Trattng et al. [153]: Sie rekonstruierten aus mehreren 2D-Schichtaufnahmen das 3D-Flußvolumen. Dazu traversierten sie den Schallkopf und übernahmen die Daten in einen PC. Danach berechneten sie das Gefäßvolumen und stellten es dreidimensional dar (Ray-Tracing-Methode). In den gezeigten Bildern sind klar rote von blauen Volumina zu unterscheiden. Anhand der räumlichen Ausdehnung des blauen Volumens schätzten sie die Größe des Ablösegebietes ab. Da, wie sie auch erwähnen, der Flußumkehrzone beim Verlauf der Atherosklerose wesentliche Bedeutung zukommt, sehen sie in der Größe der blauen Zone ein Hilfsmittel, den Krankheitsverlauf abzuschätzen. Obwohl Middleton, der zitiert wird, auf die Winkelabhängigkeit hinweist, ignoriert Trattng, daß die Größe der blauen Zone stark mit dem Beschallungswinkel variiert. 3D-Volumenrekonstruktionen an Karotiden finden sich ferner bei Picot [113].

Ähnliches wie Trattng führten 1991 auch Vatyam et al. durch [160]. Sie machten Farbdoppler-Messungen des poststenotischen Flußfeldes an einem Modell mit verschiedenen Stenosegraden (Schlaucheinschnürung) und berechneten verschiedene Indizes (Reverse Area Index, Field Profile Index, Velocity Gradient In-

dex) aus der Farbpixelverteilung. Die Messungen erfolgten unter einem festen Winkel von 72° . Aufgenommen wurde der Mittelschnitt des Gefäßes. Zur Auswertung zeichneten sie die Farbdopplerbilder mit Video auf, übertrugen sie auf einen PC und analysierten die Daten durch Bildverarbeitung mit der Zielsetzung, Zusammenhänge zwischen jeweiligem Index und Stenosegrad herzustellen.

Alle o. g. Arbeiten erwähnen bestenfalls die Winkelabhängigkeit der Dopplermessung, zeigen aber nicht auf, daß durch Mehrkomponentenmessung das Geschwindigkeitsfeld detaillierter untersucht werden kann.

3.4 Multidirektionale Dopplermessung

Ansätze zur Lösung des Problems der Winkelabhängigkeit finden sich 1972 bei Reid und Spencer [117] oder 1987 bei Newhouse et al. [100].

Schmolke [96] entwickelte 1989 ein System, das aus bidirektionalen Ultraschallmessungen das Strömungsbild rekonstruierte. Dazu verwendete er ein kommerzielles B-Mode-System, das mit dem Dopplerverfahren erweitert wurde. Die Meßdaten übertrug er auf einen PC übertragen und verarbeitete sie dort weiter. Zur Überprüfung seines Verfahrens maß er das 2D-Geschwindigkeitsfeld eines in einem Wasserbad rotierenden Schaumstoffrings. Ferner zeigte er erste Ergebnisse an einem gebogenen Schlauch. Die Geschwindigkeitsrichtungen wurden mit Farben kodiert. Vektoren zeichnete er nicht. Da sein System nur alle 0.7 Sekunden ein Bild erzeugte, eignete es sich nicht für die Messung pulsierender Strömungen. Die damals noch zu langsamen Rechner ließen größere Bildfrequenzen nicht zu.

Auch Xu [177] entwickelte 2D-Rekonstruktionsverfahren, wobei sie Methoden zur Gewichtung der Einzelmessungen vorstellte und in ihr Verfahren implementierte. Im Gegensatz zu Schmolke verwendete sie ein kommerzielles Farbdopplersystem. Die Farbdopplerbilder wurden über eine Videoschnittstelle digitalisiert und auf einen PC übertragen. Auch sie maß an einem rotierenden Schaumstoffring bei stationären Verhältnissen und rekonstruierte 2D-Geschwindigkeitsvektoren. Ferner zeigt sie eine Aufnahme einer an einer Arteria Carotis Communis gemessenen laminaren Strömung, wobei sie keine Bildfolge über der Pulswelle vorlegt. Man erkennt parallele Geschwindigkeitsvektoren an fünf Positionen über dem Durchmesser mit geringen Beträgen an den Rändern. Leider findet sich keine Angabe über den Phasenwinkel und über Details zur Wahl der Beschallungspositionen bei den nacheinander ausgeführten Messungen. Messungen im Bereich der Verzweigung führt sie nicht aus.

Maniatis et al. [85] beschrieben 1994 deutlich die Winkelabhängigkeit. Sie erklärten theoretisch, wie mit multidirektionalen Messungen der Geschwindigkeitsvektor berechnet wird und rekonstruierten mit Hilfe einer Simulation 2D-Strömungsvek-

toren. Dazu simulierten sie am PC eine ebene Quellströmung mit nach außen zunehmender Geschwindigkeit und eine laminare Rohrströmung und zeigten, welche Farbdopplerbilder bei verschiedenen Beschallungsrichtungen (20° , 10° , 0° , -10° , -20°) dazu korrespondieren. Aus den Farbdoppler-Bildern rekonstruierten sie die Vektoren mit folgenden Methoden:

- Zweikomponentenmethode (Messung aus 2 Richtungen)
- Methode mit einfacher Mittelung (Messung aus n-Richtungen ohne Gewichtung)
- Methode mit gewichteter Mittelung (Messung aus n-Richtungen mit Gewichtung)

Da die Dopplerverschiebung bei Winkeln um 90° gegen Null strebt und die Meßschwelle unterschritten wird, versuchten sie winkelabhängig die Einzelmessungen zu gewichten, um ein optimales Rekonstruktionsergebnis zu erhalten.

Unter Annahme eines Signal-Rauschverhältnisses von 6 % bei der Simulation der Farbdopplermessung erhielten sie nach der Rekonstruktion für die Rohrströmung eine parabolische Geschwindigkeitsverteilung über dem Durchmesser mit parallelen Vektoren in der Rohrmitte. An den Rändern rekonstruierten sie nach außen geneigte Vektoren. Bei einem Signal-Rauschverhältnis von 12 % erhielten sie an den Rändern größere Fehler mit negativen Geschwindigkeitsvektoren. Als wesentlichen Parameter geben sie den Beschallungswinkel an, der möglichst klein gewählt werden soll. Für Beschallungswinkel kleiner 70° erhielten sie gute Ergebnisse mit der einfachen 2-Komponentenmessungen. Die aufwendigeren Rekonstruktionsverfahren lieferten keine Verbesserung. Alle Untersuchungen erfolgten bei stationären Verhältnissen. Gerätespezifische Parameter wie die Bildfrequenz erwähnen sie nicht.

Fei et al. [38] führten ähnliche Experimente wie Maniatis durch. Sie maßen stationäre Strömung mit Farbdoppler am geraden und gekrümmten Latexschlauch und rekonstruierten das stationäre 2D-Vektorfeld. Dazu führen sie Farbdopplermessungen unter drei Winkeln aus, von denen sie die zwei mit den größten Werten für die Vektorrekonstruktion auswählen. Den Geschwindigkeitsmeßbereich wählen sie kleinstmöglich, so daß für maximale Geschwindigkeiten gerade kein Aliasing auftritt. Bei stationärer laminarer Rohrströmung erhalten sie eine annähernd parabolische Geschwindigkeitsverteilung mit parallelen Vektoren über dem ganzen Durchmesser. An einem gekrümmten Latexschlauch finden sie asymmetrische Geschwindigkeitsverteilungen mit großen Geschwindigkeiten an der Außenwand und geringen an der Innenwand. Ferner zeigen sie dort Sekundärströmungen von der Innenwand zur Außenwand hin, die ein Deansches Wirbelpaar andeuten. Mit Hilfe von Falschfarben zeigten sie ferner die Verteilung der Geschwindigkeitsrichtungen im Schlauch. Auch sie maßen nur bei stationärer Strömung.

Fazit: Die Rekonstruktion des 2D-Geschwindigkeitsfeldes aus Farbdopplermessungen, die aus verschiedenen Richtungen erfolgten, wurde bereits mehrmals durchgeführt. Trotz vereinzelter Ansätze zeigt keiner der o. g. Autoren Untersuchungen an instationären Strömungsfeldern und Untersuchungen an Gefäßbereichen mit gestörten Strömungsverhältnissen.

3.5 Quantitative Analyse von Farbdopplermessungen

Im vorangegangenen Abschnitt wurde die Problematik der multidirektionalen Farbdopplermessung beschrieben. In Verbindung mit den genannten Arbeiten wurde mehrfach die Frage nach der Meßgenauigkeit der Farbdopplersysteme aufgeworfen. Für B-Mode-Systeme existieren Gewebe-Phantome, mit denen die Qualität der B-Bilderzeugung kontrolliert werden kann. Diese sind kommerziell erhältlich. Für PW-Dopplersysteme wurden Flußphantome entwickelt, mit denen einfache Geschwindigkeitsmessungen von PW-Dopplersystemen kontrolliert werden können [49, 86, 110, 125, 163]. Da diese weitverbreitet in der Gefäßdiagnostik eingesetzt werden, viele Geräte aber schon fünf bis zehn Jahre alt sind, scheint eine regelmäßige Überprüfung und Wartung notwendig, um eine konstante Qualität der Diagnostik sicherzustellen. Übliche Flußphantome arbeiten meist mit laminaren, vollausgebildeten Rohrströmungen, bei denen die maximalen Geschwindigkeiten aus dem Volumenstrom berechnet werden und als Referenzgeschwindigkeit verwendet werden können. Pulsierende Strömungen werden nicht gemessen. In einer dieser Arbeit vorausgehenden Studie konnte gezeigt werden, daß PW-Doppler-Systeme an Modellen mit Laser-Doppler-Anemometrie-Messungen verglichen werden können. Dabei wurde sehr gute Übereinstimmung zwischen Duplex-PW-Doppler- und LDA-Messung festgestellt. Dies wurde für pulsierend laminare wie auch für gestörte Strömungsverhältnisse in Bereich einer Karotisbifurkation gezeigt [76].

Im folgenden wird ein Überblick über die Arbeiten gegeben, die die Genauigkeit von Farbdopplerverfahren durch Vergleich mit Referenzmethoden untersuchen. Giarrè et al. [46] zeigen das mit Farbdoppler gemessene Vektorfeld für laminare Rohrströmung mit und ohne Verwendung eines Filteralgorithmus zur Glättung der Farbdopplermessungen. Sie verwendeten zwei getrennte Schallköpfe für die bidirektionalen Messungen mit einem System der Firma Kontron. Die Farbdopplerdaten wurden mit Disketten auf einen PC übertragen, wobei dies nicht zur Standardausstattung des Gerätes gehörte. Bei laminarer Strömung zeigen sie den Vektorfluß der parallelen Schichtenströmung mit geringen Geschwindigkeiten an den Wänden. Ferner vergleichen sie mit Farbdoppler gemessene, stationäre Strömungsprofile mit einer LDA-Messung und verschiedenen theoretisch ermittelten Strömungsprofilen („Poiseuille flow“) und finden gute Übereinstimmung. Auch erwähnen sie die Problematik von *In-Vivo*-Messungen: Da nur ein handgeführter Schallkopf verwendet werden konnte, mußten die Messungen nacheinander erfol-

gen und synchronisiert werden. Ferner rechneten sie mit Fehlern bei der Positionierung des Schallkopfes und schlugen vor, solche Messungen mit Berechnungen von Womersley [174, 175] zu vergleichen. Eine Realisierung von *In-Vivo*-Messungen zeigen sie nicht.

Ähnliche quantitative Analysen zeigen Tamura et al. [145]. Sie führten Farbdopplermessungen am geraden Rohr (Latexschlauch, $d = 7.5$ mm) bei stationärer Strömung durch. Die Geschwindigkeitswerte wurden aus eingefrorenen Bildern gewonnen. Der Cursor wurde auf dem Bildschirm verschoben und der Geschwindigkeitswert abgelesen. Die Positionierung des Cursors erfolgte mit einer Skala auf dem Bildschirm. Das Referenzprofil wurde als parabolisch angenommen und aus dem Volumenstrom berechnet. Es lag innerhalb der Grenzen, die durch die Standardabweichung der Farbdopplermessung bestimmt wurden. Es wurde gute Übereinstimmung zwischen Farbdopplermessung und theoretischen Geschwindigkeitsprofilen festgestellt. Auch sie arbeiteten ausschließlich bei stationären Strömungsverhältnissen.

Rickey et al. [119] überprüften die Genauigkeit der Farbdopplermessung mit Hilfe eines Gurtphantoms. Dabei lief ein Gurt mit konstanter Geschwindigkeit in einem Flüssigkeitsbad um zwei Rollen. Der Gurt erzeugte so ein Feld mit konstanter Geschwindigkeit im Bereich von -50 cm/s bis 50 cm/s. Mit Veränderung der Gurtgeschwindigkeit konnte die zu messende Geschwindigkeit variiert werden. Der Schallkopf wurde so positioniert, daß das Farbdopplersystem die Gurtgeschwindigkeit maß. Es wurden drei Farbdopplersysteme überprüft: Bei zweien fanden sie gute Messungen der Gurtgeschwindigkeit, eines unterschätzte sie um ca. 10%.

Fazit: Die Überprüfung der Farbdopplermessung bei pulsierenden Strömungsverhältnissen erfordert, daß diese simuliert und mit einem Referenzverfahren exakt bestimmt werden können. Dazu müssen die physiologischen Verhältnisse möglichst genau nachgebildet werden (Gefäßgeometrie und Pulswelle). Da dies erheblichen Aufwand erfordert, konnte dies von o. g. Autoren nicht durchgeführt werden. Die Frage nach der Meßgenauigkeit der Farbdopplermessung bei pulsierenden Strömungsverhältnissen bleibt bestehen.

3.6 Sonographiemessungen mit Ultraschallkontrastmitteln

Die Röntgenangiographie mit jodhaltigen Kontrastmitteln wird trotz kontinuierlicher Verbesserung der Sonographiesysteme weiterhin häufig eingesetzt. Besonders an schlecht zu beschallenden Gefäßen oder auch bei hochgradigen Stenosen wird trotz höherer Risiken häufig zusätzlich zur Sonographieuntersuchung Röntgenangiographie durchgeführt. Erhebliche Risiken bestehen beispielsweise bei Niereninsuffizienz, ausgeprägter allergischer Diathese, Linksherzinsuffizienz, Hyperthyreose oder Schilddrüsenautonomie. Hier muß die Verwendung eines jod-

haltigen Kontrastmittels wohl überlegt werden [50, 108, 129]. Alternativ nicht-invasive Sonographieverfahren einsetzen zu können würde bedeuten, das Risiko für den Patienten erheblich zu reduzieren. Bei Karotisstenosen wird bereits häufig auf die Angiographie verzichtet und die Diagnose für Endarterektomie nur auf den duplexsonographischen Befund begründet. Dazu ist es notwendig, die Gefäßeinengung bei hochgradigen Stenosen möglichst genau bestimmen zu können [36, 92, 101]. Verschiedentlich wird berichtet, daß farbkodierende Sonographie Restflüsse und Restlumen erkannte, obwohl angiographisch ein Verschluß diagnostiziert wurde [56, 154].

Ein eindeutiger Vorsprung der Sonographie kann aber noch nicht festgestellt werden, da die Sicherheit der Internaverschlußdiagnose zwischen 5 % und 62 % angegeben wird [134, 138, 139]. Die Entwicklung lungengängiger Ultraschallkontrastmittel ermöglicht nun bessere sonographische Darstellung der Arterien und des Herzens, so daß auch Gefäße untersucht werden können, die bislang zu geringe Echos reflektierten [126]. Grundsätzlich basieren Ultraschallkontrastmittel auf Mikrobläschen, die in Trägerlösungen eingeschlossen werden. Intravenös injiziert passieren alle Bläschen, die kleiner als 4 μm sind, die Lunge und erreichen die Arterien. Der akustische Impedanzsprung zwischen Blut und Bläschen führt dort zu einer Verstärkung des Echos um bis zu 20 dB. Damit werden B-Bild- und Farbdopplerdarstellung deutlich verbessert. In der Kardiologie wird nach Injektion des Kontrastmittels der Herzmuskel im B-Bild infolge der Kontrastmittelanreicherung im Muskel sichtbar. Gestörte Durchblutung wird durch dunklere Bereiche sichtbar, in denen die Kontrastmittelkonzentration deutlich langsamer ansteigt. Normaldurchblutete Bereiche erscheinen weiß, da hier die Kontrastmittelkonzentration schneller ansteigt [40].

Bei der Gefäßdiagnose können kleinere Gefäße und langsame Flüsse erfaßt werden. Wesentlich ist, daß die Bläschen klein genug sind, um die Lunge zu passieren, und gleichzeitig ausreichend stabil, um in der Lunge nicht zerstört zu werden. Sitzer et al. [135] zeigen, daß mit Verwendung von lungengängigen Kontrastmitteln der Stenosegrad von Karotiden mit größerer Sicherheit quantifiziert werden kann und Restflüsse durch „Fastverschlüsse“ erkannt werden können. Wesentlich ist, daß bei der Farbdopplermessung, wie bei der konventionellen Dopplerspektrumsmessung, die maximale Fließgeschwindigkeit als Kriterium zur Einschätzung des Stenosegrades verwendet wird [22, 159] und daß Restlumen mit sehr niedrigen Geschwindigkeiten erkannt werden können, um die Ausdehnung des Plaques einzuschätzen [9]. Bei der Geschwindigkeitsmessung nehmen die gemessenen Spitzengeschwindigkeiten nach Kontrastmittelinjektion um bis zu 30 % zu [41, 90]. Beide Autoren finden keine genaue Erklärung für dieses Phänomen. Genaue Untersuchungen, wie sich Meßempfindlichkeit und -genauigkeit der Duplexsonographie in Abhängigkeit von der Kontrastmittelkonzentration verhalten, existieren nicht. Meents [90] berichtet, daß nach Injektion

von 16 ml Suspension mit 200 mg Galactose pro ml nach 30 bis 60 Sekunden ein Anstieg der Echogenität der Karotiden zu beobachten war. Eine optimale Echowverstärkung von bis zu 20 dB wurde innerhalb von drei bis fünf Minuten nach der Injektion festgestellt. Die resultierende Konzentration des Kontrastmittels im Blut und deren Rückgang nach der Injektion wurden nicht ermittelt.

Um zu klären, ob durch Ultraschallkontrastmittel die quantitative PW-Dopplermessung beeinflusst wird, führte Petrick [109] Messungen mit und ohne Zugabe des Ultraschallkontrastmittels LEVOVIST[®] (Schering, Berlin) an einem Silikon-schlauch bei pulsierender Strömung durch. Als Fluid verwendete er ein Glycerin-Wasser-Gemisch. Er konnte keine Unterschiede zwischen den Dopplerspektren mit und ohne Zugabe von LEVOVIST[®] feststellen und fand sehr große Übereinstimmung beider Meßreihen.

3.7 Offene Fragen - Zielsetzung

Da hochgradige Karotisstenosen als Spätfolge der Atherosklerose in der Karotisverzweigung ein hohes Schlaganfallrisiko darstellen, ist aus medizinischer Sicht die Untersuchung des atherosklerotischen Prozesses von großem Interesse. In vielen Arbeiten, in denen das Strömungsfeld in der Karotis untersucht wurde, wurden idealisierte Geometrien verwendet [15, 71, 118]. Lediglich Palmén [103] zeigt den Einfluß einer 25%-Stenose. Ferner gelang es bis jetzt nicht, alle physiologischen Parameter zu berücksichtigen: Physiologische Druckverhältnisse, physiologische Modellgeometrien, elastische Gefäßwände und viskoelastisches, scherverdünnendes Fließverhalten des Fluids. In der vorliegenden Arbeit wird unter Berücksichtigung aller Parameter das Strömungsfeld im Karotissinus untersucht. Dazu werden 3D-LDA-Messungen ausgeführt. Da es grundsätzlich von Interesse ist, auch am Patienten möglichst genaue Messungen durchzuführen, wird ferner gezeigt, daß mit bidirektionalen Farbdopplermessungen das 2D-Geschwindigkeitsfeld erfaßt werden kann. Damit wird außerdem untersucht, wie sich das Strömungsfeld in Abhängigkeit der Strömungsverhältnisse und des Abzweigwinkels verändert. Um die Meßgenauigkeit der verwendeten Farbdopplersysteme zu untersuchen, werden ferner Vergleichsmessungen mit dem LDA-System bei laminarer pulsierender Strömung ausgeführt. In Hinblick auf die Entwicklung der Ultraschallkontrastmittel wird ferner untersucht, ob sich die quantitative Farbdopplermessung bei hohen Kontrastmittelkonzentrationen ändert.

Im Detail sollen folgende Fragen geklärt werden:

Strömungsverhältnisse in der Arteria Carotis:

- Wie sieht das instationäre 3D-Geschwindigkeitsfeld in der Karotisbifurkation aus?
- Wie lange verweilen Erythrozyten im Karotissinus ?
- Wie verändern andere Strömungseinstellungen das Strömungsfeld im Karotissinus?
- Wie wirken sich andere Verzweigungswinkel auf das Strömungsfeld aus?
- Lassen sich daraus Rückschlüsse auf die Atherosklerose ziehen?

Farbdopplermessungen:

- Wie genau messen Farbdopplersysteme pulsierende Strömungen?
- Beeinflussen Ultraschallkontrastmittel die quantitative Farbdopplermessung?
- Können mit bidirektionalen Farbdopplermessungen Strömungsablösung, Sekundär- und Rückströmung im Karotissinus erfaßt werden?

4 Strömungsmechanische Grundlagen

4.1 Navier-Stokes-Gleichungen der Rohrströmung

Blutfluß in Arterien stellt eine instationäre, nichtturbulente Strömung in einem elastischen Rohr dar. Kritische Reynoldszahlen werden nur in der aufsteigenden Aorta während der systolischen Spitze erreicht. In den peripheren Gefäßen findet man nur laminare Verhältnisse ($Re < 2300$). Im folgenden sollen im Hinblick auf die arterielle Blutströmung die strömungsmechanischen Grundlagen der Rohrströmung erläutert werden.

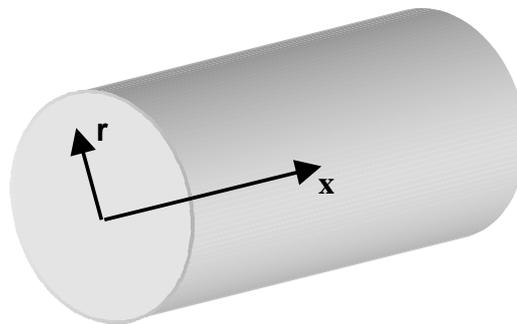


Abb. 4.1: Zylinderkoordinaten im Rohr

Aus der Impulsbilanz an einem Fluidelement erhält man nach Truckenbrodt [156] für vollausgebildete, drallfreie, reibungsbehaftete Rohrströmung bei Vernachlässigung der Schwerkraft die Navier-Stokes-Gleichungen in Zylinderkoordinaten:

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial r} = - \frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial x} + \mathbf{u} \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} \right), \quad (4.1)$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial r} = - \frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial x} + \mathbf{u} \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v}{\partial r} - \frac{v}{r^2} \right), \quad (4.2)$$

wobei die linken Seiten von (4.1) und (4.2) die Impulsänderung des Fluidelements und die rechten Seiten die am Fluidelement angreifenden Kräfte (hier: Druck- und Zähigkeitskräfte) darstellen.

Aus der Massenerhaltung erhält man ferner die Kontinuitätsgleichung:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial r} + \frac{v}{r} = 0. \quad (4.3)$$

Durch Lösung der Navier-Stokes-Gleichungen bei verschiedenen Randbedingungen erhält man die zugehörigen Zustandsgrößen der Strömung: Geschwindigkeiten, Druckverteilungen, Schubspannungen.

Im folgenden werden zuerst laminare, stationäre Verhältnisse bei normalviskosem (newtonschem) Fließverhalten des Fluids beschrieben und die Kennzahl für reibungsbehaftete Strömung angegeben (Reynoldszahl). Anschließend werden die Verhältnisse bei anomalviskosen (nicht-newtonschen) Fluiden unter Verwendung einer einfachen Fließfunktion (Potenzansatz) beschrieben und die repräsentative Viskosität η_{rep} und damit die Reynoldszahl berechnet.

In Hinblick auf die Elastizität von Blutgefäßen und dem viskoelastischen Fließverhalten des Blutes [45, 91, 140] wird ferner eine Übersicht der Zustandsgleichungen der instationären Strömung in starren und elastischen Rohren gegeben.

4.2 Stationäre Rohrströmung mit newtonschem Fluid

Anhand des Kräftegleichgewichts an einem Ringelement werden im folgenden beispielhaft für eine Rohrströmung die am Fluidelement angreifenden Kräfte gezeigt und damit die Navier-Stokes-Gleichungen gelöst.

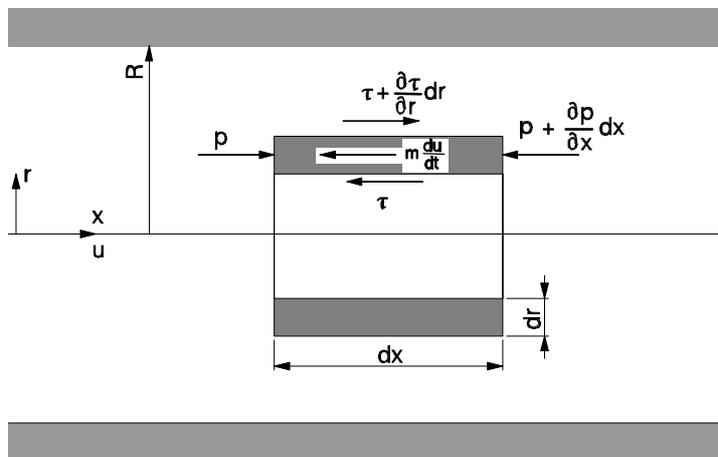


Abb. 4.2: Kräftegleichgewicht an einem Ringelement

Betrachtet wird eine achsensymmetrische, drallfreie laminare Strömung durch ein gerades Kreisrohr mit konstantem Querschnitt. Unter den Annahmen, daß das Fluid am Rand haftet ($u(r=R) = 0$) und der Druck in der Querschnittsfläche konstant ist ($p(x, r) = p(x)$), erhält man an einem achsensymmetrischen Ringelement (Abb. 4.2) unter Vernachlässigung von Schwerkraft und Termen höherer Ordnung das Kräftegleichgewicht:

$$\frac{l}{r} \frac{\partial(\mathbf{t} \cdot \mathbf{r})}{\partial r} = -\frac{\partial p}{\partial x} - \mathbf{r} \frac{du}{dt}. \quad (4.4)$$

Unter Annahme stationärer Strömung ($\partial u / \partial t = 0$) und der Randbedingung $t(r=0) = 0$ folgt nach Integration über r für die Schubspannungen:

$$t = -\frac{r}{2} \frac{dp}{dx}, \quad t_w = -\frac{R}{2} \frac{dp}{dx} \quad \text{und} \quad \frac{t}{t_w} = \frac{r}{R}. \quad (4.5a, b, c)$$

Mit Hilfe des Newtonschen Reibungsansatzes folgt:

$$0 = -\frac{r}{2} \frac{dp}{dx} + \mathbf{h} \frac{du}{dr}. \quad (4.6)$$

Integration über r ergibt unter Berücksichtigung der Haftbedingung $u(r=R) = 0$ eine parabolische Verteilung für $u(r)$:

$$u(r) = \frac{l}{4 \mathbf{h}} \left(-\frac{dp}{dx} \right) (R^2 - r^2). \quad (4.7)$$

Den Volumenstrom erhält man durch Integration über die Querschnittsfläche

$$\dot{V} = \int_A u(r) dA = 2\mathbf{p} \int_0^R r u(r) dr \quad (4.8)$$

zu

$$\dot{V} = \frac{\mathbf{p}}{8 \mathbf{h}} R^4 \left(-\frac{dp}{dx} \right). \quad (4.9)$$

Mit der mittleren Geschwindigkeit $u_m = \dot{V} / (\mathbf{p} \cdot R^2)$ und der Reynoldszahl $Re = 2R \cdot u_m \cdot \mathbf{r} / \mathbf{h}$ läßt sich zuletzt die bekannte Beziehung der Durchflußcharakteristik l einer newtonschen Flüssigkeit bei laminarer Strömung in einem Rohr berechnen:

$$l = \frac{4R}{\mathbf{r} u_m^2} \left(-\frac{dp}{dx} \right) = \frac{64}{Re}. \quad (4.10)$$

4.3 Stationäre Rohrströmung mit anomalviskosem (nicht-newtonschem) Fluid

Während bei newtonschen Fluiden eine lineare Beziehung zwischen Schubspannung und Scherrate ($\dot{g} = \partial u / \partial r$) vorliegt, sind nicht-newtonsche Fluide durch eine mehr oder weniger gekrümmte Fließkurve (t über \dot{g}) charakterisiert.

In Abhängigkeit des Reibungsgesetzes unterscheidet man zwischen:

Viskounelastischen Fluiden

$$\dot{g} = f(t) \quad (4.11)$$

Fluiden mit zeitabhängigem Schubspannungsgesetz

$$\dot{g} = f(t, t) \quad (4.12)$$

Viskoelastischen Fluiden

$$\dot{g} = f(t, \dot{t}) \quad (4.13)$$

Blut zeigt, wie auch die in dieser Arbeit verwendete Testflüssigkeit, viskoelastisches scherverdünnendes Fließverhalten. Bei zunehmender Scherung nimmt die dynamische Viskosität ab. Dieses Verhalten wird auch als viskoelastisches, strukturviskoses Fließverhalten bezeichnet [149]. Ferner besitzt es thixotrope, also zeitabhängige Fließeigenschaften. Liepsch [82] nennt dies "Gedächtniseffekt". McMillan et al. [88, 89] schlagen anhand von Messungen mit einem Couette-Viskosimeter einen Maxwellkörper als theoretisches Vergleichsmodell vor. Quemada [116] verfeinert diesen Ansatz mit einem nichtlinearen Maxwell-Modell. Ein Überblick über weitere Ansätze findet sich bei Poll [114], Böhme [17] oder Moravec [95].

Um eine der stationären Durchflußcharakteristik reibungsbehafteter, newtonscher Fluide entsprechende dimensionslose Kennzahl (Reynolds-Zahl) zu erhalten, wurde erstmals von Schümmer [131] der Begriff einer repräsentativen Viskosität h_{rep} eingeführt. Diese ist vom Strömungszustand abhängig und wird als scheinbare Größe aufgefaßt, da sie auf Gleichungen basiert, die eigentlich nur für newtonsche Fluide gelten. h_{rep} entspricht der Viskosität, die der repräsentativen Scherrate \dot{g}_{rep} zuzuordnen ist.

Zur Berechnung von Re , h_{rep} und \dot{g}_{rep} geht man folgendermaßen vor:

Ist die Fließfunktion $\dot{g} = f(t)$ bekannt, kann der Volumenstrom berechnet werden, indem man (4.8) partiell integriert

$$\dot{V} = -\mathbf{p} \int_0^R r^2 \frac{du}{dr} dr \quad (4.14)$$

und r durch τ substituiert (man beachte auch Gleichungen (4.5b, c)):

$$\dot{V} = -\frac{\mathbf{p} R^3}{\mathbf{t}_w^3} \int_0^{\mathbf{t}_w} \mathbf{t}^2 \dot{\mathbf{g}}(\mathbf{t}) d\mathbf{t} \quad (4.15)$$

Durch Einsetzen verschiedener Reibungsgesetze erhält man mehrparametrische Gleichungen. Da viele Modelle Lösungen liefern, die einen Vergleich der Durchflußcharakteristik mit der eines newtonschen Fluids nur schwer ermöglichen, wird im folgenden beispielhaft der Potenzansatz zur Beschreibung der Fließfunktion verwendet:

$$\mathbf{t} = k \dot{\mathbf{g}}^n \quad (4.16)$$

Mit Hilfe des Newtonschen Reibungsansatzes erhält man:

$$\mathbf{h} = k / \dot{\mathbf{g}}^{(n-1)} \quad (4.17)$$

Für Werte von $n < 1$ strebt die dynamische Viskosität \mathbf{h} für $\dot{\mathbf{g}} \rightarrow \infty$ gegen 0 und für $\dot{\mathbf{g}} \rightarrow 0$ gegen ∞ . Damit wird scherverdünnendes (strukturviskoses) Fließverhalten simuliert. Da der Potenzansatz mit überschaubarem Rechenaufwand angewendet werden kann, wird er häufig in der Praxis verwendet.

Der Volumenstrom errechnet sich aus (4.15) mit dem Potenzansatz (4.16) zu

$$\dot{V} = \mathbf{p} R^3 \left(\frac{n}{3n+1} \right) \left(\frac{\mathbf{t}_w}{k} \right)^{\frac{1}{n}} = \mathbf{p} R^3 \left(\frac{n}{3n+1} \right) \left(-\frac{dp}{dx} \frac{R}{2k} \right)^{\frac{1}{n}} \quad (4.18)$$

woraus für die mittlere Geschwindigkeit folgt:

$$u_m = R \left(\frac{n}{3n+1} \right) \left(\frac{\mathbf{t}_w}{k} \right)^{\frac{1}{n}} \quad (4.19)$$

mit $\mathbf{t}_w = (R/2)(-dp/dx)$. Mit Hilfe des Reibungsgesetzes (4.17) und des Kräftegleichgewichts

$$0 = -\frac{r}{2} \frac{dp}{dx} + k \left(\frac{du}{dr} \right)^n \quad (4.20)$$

berechnet sich die Geschwindigkeitsverteilung zu

$$u(r) = \frac{n}{n+1} \left(\frac{\tau_w}{k} \right)^{\frac{1}{n}} R \left(1 - \left(\frac{r}{R} \right)^{1+\frac{1}{n}} \right) = u_m \frac{3n+1}{n+1} \left(1 - \left(\frac{r}{R} \right)^{1+\frac{1}{n}} \right). \quad (4.21)$$

Unter Voraussetzung gleicher Durchflußcharakteristika (4.10) bei newtonschem und nicht-newtonschem Fluid, erhält man schließlich für die Reynoldszahl:

$$Re_{nn} = \frac{8 d^n u_m^{2-n} \tau}{k \left(\frac{6n+2}{n} \right)^n}. \quad (4.22)$$

Für $n = 1$ geht (4.22) in die Beziehung für ein newtonsches Fluid über. Aus dieser Reynoldszahl für ein nicht-newtonsches Fluid nach dem Potenzansatz läßt sich nun durch einen Vergleich mit der mit der repräsentativen Viskosität gebildeten Reynoldszahl die repräsentative Viskosität bestimmen zu:

$$h_{rep} = \frac{k}{8} \left(\frac{d}{u_m} \right)^{1-n} \left(\frac{6n+2}{n} \right)^n. \quad (4.23)$$

Die scheinbare Größe h_{rep} kann auch als wahre Viskosität einer repräsentativen Schergeschwindigkeit \dot{g}_{rep} angesehen werden. Sie ergibt sich aus (4.17) und (4.23) zu

$$\dot{g}_{rep} = 8 \frac{u_m}{d} \left(\frac{3n+1}{4n} \right)^{\frac{n}{n-1}}. \quad (4.24)$$

Chmiel und Schümmer [24] geben als Näherung für die repräsentative Schergeschwindigkeit

$$\dot{g}_{rep} = \frac{2 \mathbf{p} u_m}{d} = \frac{\dot{V}}{R^3} \quad (4.25)$$

an. Der bei dieser vereinfachten Formel für \dot{g}_{rep} gemachte Fehler liegt im interessanten Bereich des Scherexponenten von $0,4 < n < 2$ bei maximal 3 Prozent. Bei dem in dieser Arbeit verwendeten Fluid, bzw. bei Blut mit einem Scherexponent von etwa 0,8, liegt der Fehler unter 1 Prozent. Bei Kenntnis des Volumenstroms \dot{V} bzw. der mittleren Geschwindigkeit u_m kann man mit (4.25) die repräsentative Viskosität direkt aus der Fließkurve entnehmen und die für reibungsbehaftete Strömungen kennzeichnende Reynoldszahl bilden, ohne die genaue Fließcharakteristik des Fluids zu kennen. Somit läßt sich, wie Chmiel und Schümmer [24] zeigen, dieses von Giesekus und Langer [47] zur exakten Methode entwickelte Verfahren auch für allgemeinere Fließgesetze anwenden.

4.4 Pulsierende Strömung mit newtonschem Fluid im starren Rohr

Grundlegende Betrachtungen über pulsierende bzw. oszillierende Strömungen in starren Rohren finden sich bei Uchida [158], Womersley [174, 175], Lambossy [72] und Sexl [132]. Im allgemeinen wird einer stationären Strömung eine oszillierende Bewegung in axialer Richtung überlagert.

Im folgenden werden ausgehend von der Kontinuitätsgleichung und den Navier-Stokesschen-Bewegungsgleichungen Lösungsansätze für oszillierende Druckgradienten unter der Annahme drallfreier, axialsymmetrischer Strömung gezeigt. Unter Vernachlässigung der Ausdehnung des Rohres infolge der Druckschwankung kann $v = 0$ gesetzt werden. Es folgt für die Kontinuitätsgleichung:

$$\frac{\partial u}{\partial x} = 0 \quad \text{und} \quad u = u(r, t). \quad (4.26)$$

Mit $v = 0$ folgt ferner aus (4.2)

$$\frac{\partial p}{\partial r} = 0, \quad \text{also} \quad p = p(x, t), \quad (4.27)$$

so daß sich (4.1) reduziert auf

$$\frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} \right). \quad (4.28)$$

Zur Lösung von (4.28) verwendet Uchida [158] folgende Ansätze für den Druckgradienten

$$\frac{\partial p^*}{\partial x} = \left(-\frac{\partial p}{\partial x} \right)_{stat} - r \sum_{w=1}^{\infty} Am_w e^{i\omega t} \quad (4.29)$$

und für die komplexe Geschwindigkeit

$$u^*(r,t) = u_{stat} + \sum_{w=1}^{\infty} u_w e^{i\omega t} \quad (4.30)$$

mit $Am_{\omega} = Am \cos \omega - i Am \sin \omega$

und $u_{\omega} = u_{\cos \omega} - i u_{\sin \omega}$.

Womersley [175] gibt als Lösung der Differentialgleichung (4.30) für ein newtonsches Fluid mit der Randbedingung $u^*(r=R) = 0$ an:

$$u^*(r,t) = \frac{1}{4h} \left(-\frac{\partial p}{\partial x} \right)_{stat} (R^2 - r^2) + \sum_{w=1}^{\infty} \left(\frac{i Am_w}{rw} \left(\frac{J_0(ya \cdot i^{3/2})}{J_0(a \cdot i^{3/2})} - 1 \right) e^{i\omega t} \right), \quad (4.31)$$

mit J_0 als Bessel-Funktion 0-ter Ordnung, $y = r/R$ und $a = R\sqrt{\omega \nu}$ als Womersley-Parameter. Gleichung (4.31) stellt eine allgemeine Lösung für die Geschwindigkeit dar. Der erste Term entspricht genau der Geschwindigkeitsverteilung einer stationären, laminaren Strömung (4.7). Der zweite beschreibt die oszillierende Bewegung. Im allgemeinen interessiert nur eine spezielle Lösung des Problems, so daß die oszillierenden Terme umgeschrieben werden können zu:

$$u = \frac{Am_w R^2}{ha^2} (A \cos \omega t + (1 - B) \sin \omega t) \quad (4.32)$$

mit

$$A = \frac{ber(\mathbf{a})ber(\mathbf{ay}) + ber(\mathbf{a})bei(\mathbf{ay})}{ber^2(\mathbf{a}) + bei^2(\mathbf{a})}$$

$$B = \frac{ber(\mathbf{a})ber(\mathbf{ay}) + bei(\mathbf{a})bei(\mathbf{ay})}{ber^2(\mathbf{a}) + bei^2(\mathbf{a})}$$

aus

$$J_0 = ber(x) + ibei(x) = \left[1 - \frac{(x^2/4)^2}{(2!)^2} + \frac{(x^2/4)^4}{(4!)^2} - \dots \right] + i \left[\frac{x^2}{4} - \frac{(x^2/4)^3}{(3!)^2} + \frac{(x^2/4)^5}{(5!)^2} - \dots \right]. \quad (4.33)$$

Die Faktoren A und B sind Funktionen von $ber(a)$ und $bei(a)$, bzw. $ber(ay)$ und $bei(ay)$, die nach (4.33) als Reihenentwicklung dargestellt werden können. Somit wird der Strömungszustand eines oszillierenden newtonschen Fluids durch den dimensionslosen Womersley-Parameter a vollständig beschrieben.

Für $a \ll 1$ erhält man aus (4.32) die parabolische Geschwindigkeitsverteilung (4.7) mit dp/dx als zeitlich veränderlichem Druckgradient. Die Amplitude des Geschwindigkeitsprofils schwingt mit dem Druckgradienten in Phase.

Für $a \gg 1$ gibt Moravec [95] als Lösung für die Geschwindigkeit bei $\partial p/\partial x = -r Am \cos \omega t$ an:

$$u(r,t) = \frac{Am}{r \omega} \left[\sin \omega t - \sqrt{\frac{R}{r}} e^{\left(\frac{a}{\sqrt{2}}(1-y)\right)} \sin\left(\omega t - \frac{a}{\sqrt{2}}(1-y)\right) \right], \quad (4.34)$$

mit $y = r/R$. Für kleine y reduziert sich (4.34) auf den ersten Term. Das Fluid strömt reibungsfrei im Kern des Rohres mit einer um $\pi/2$ versetzten Phase zum erregenden Druckgradienten.

Mit $\omega = 2\pi f$ wird $a = \sqrt{2p} \frac{R}{\sqrt{\eta / f}}$.

Der Ausdruck $R/\sqrt{\eta / f}$ darin kann als Verhältnis zweier charakteristischer Längen betrachtet werden, wobei $\sqrt{\eta / f}$ ausdrückt, wie weit die an der Wand entstehenden Wirbel in die Rohrmitte hinein diffundieren [68]. Ist $\sqrt{\eta / f}$ klein gegen über dem Radius R , wirken die Wirbel nur nahe der Wand. Das Fluid in der Mitte strömt wie ein starrer Körper. Allgemein läßt sich sagen, daß an der Rohrwand die Trägheitskräfte gegenüber den Reibungskräften zurücktreten. Das Fluid folgt mit nur geringer oder gar keiner Phasenverschiebung dem Druckgradienten. Im Zentrum des Rohres überwiegen die Trägheitskräfte, so daß die Geschwindigkeit dem Druckgradienten mit einer bis zu $\pi/2$ großen Phasendifferenz nachläuft. Abb. 4.3 zeigt für oszillierende Anregung die Verläufe der Geschwindigkeitsprofile über einer Periode bei verschiedenen Werten von α . Deutlich ist zu erkennen, daß für wachsendes α die Geschwindigkeitsprofile flacher werden und die reibende wandnahe Schicht dünner wird. Phasenweise treten in der Nähe der Wand größere Geschwindigkeiten als in der Rohrmitte auf (Annulareffekt) [132, 178]. Dies wirkt sich auch auf die Strömung durch Rohrkrümmer und Rohrverzweigungen aus, in denen sich infolge der Zentrifugalkräfte Sekundärströmungen ausbilden.

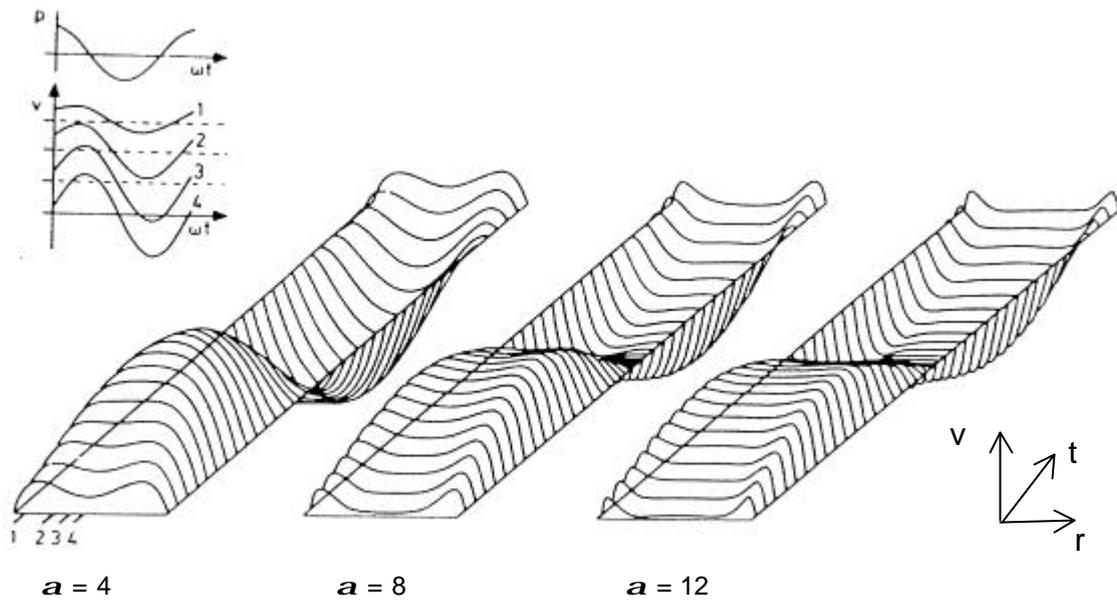


Abb. 4.3: Oszillierende Geschwindigkeitsprofile bei verschiedenen Womersleyparametern nach Bauer et al. [11]

4.5 Pulsierende Strömung mit nicht-newtonschem Fluid im starren Rohr

Viskoelastisches Fluid

Mit oszillierenden Strömungen können viskoelastische Fließeigenschaften im Bereich linearer Viskoelastizität bei geringen Belastungen ermittelt werden. Theoretische und experimentelle Untersuchungen an oszillierenden Rohrströmungen mit viskoelastischem Fluid finden sich bei Thurston [147 - 151], Chmiel und Walitza [25, 162], Phillips und Deutsch [31, 112]. Sie nahmen lineare Viskoelastizität an, also Unabhängigkeit der Viskosität vom Schergradienten.

In einer sinusförmig oszillierenden Strömung mit kleinen Amplituden und Frequenzen kann die Schergeschwindigkeit in Abhängigkeit der Winkelgeschwindigkeit ω in komplexer Form geschrieben werden

$$\dot{\mathbf{g}}^*(\mathbf{w}) = \dot{\mathbf{g}}_0(\mathbf{w})e^{i\omega t} = \dot{\mathbf{g}}'(\mathbf{w}) + i\dot{\mathbf{g}}''(\mathbf{w}). \quad (4.35)$$

Das Fluid reagiert mit einer Spannung gleicher Frequenz, aber mit einer Phasenverschiebung Φ bezüglich der Schergeschwindigkeit

$$\mathbf{t}^*(\mathbf{w}) = \mathbf{t}_0(\mathbf{w}) e^{i\mathbf{w}t + i\mathbf{f}} = \mathbf{t}'(\mathbf{w}) + i\mathbf{t}''(\mathbf{w}). \quad (4.36)$$

Durch Division von (4.36) durch (4.35) werden die Materialfunktionen $\mathbf{h}'(\mathbf{w})$ und $\mathbf{h}''(\mathbf{w})$ der komplexen Viskosität definiert

$$\mathbf{h}^*(\mathbf{w}) = \frac{\mathbf{t}^*(\mathbf{w})}{\mathbf{g}^*(\mathbf{w})} = \mathbf{h}'(\mathbf{w}) + i\mathbf{h}''(\mathbf{w}). \quad (4.37)$$

$\mathbf{h}'(\mathbf{w})$ wird als viskose und $\mathbf{h}''(\mathbf{w})$ als elastische Komponente der komplexen Viskosität bezeichnet. Als Imaginärteil weist $\mathbf{h}''(\mathbf{w})$ eine Phasenverschiebung um 90° auf. Für eine vollausgebildete, laminare, oszillierende Rohrströmung eines inkompressiblen, linear viskoelastischen Fluids erhält die Navier-Stokessche Bewegungsgleichung (4.1) die Form

$$\mathbf{r} \frac{\partial u^*}{\partial t} = -\frac{\partial p^*}{\partial x} + \mathbf{h}^* \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial u^*}{\partial r} \right) \right). \quad (4.38)$$

Daraus ergibt sich die gleiche Lösung für die Geschwindigkeit wie für ein newtonisches Fluid (4.31) (siehe Thurston [147]), wobei der Womersley-Parameter α mit dem Betrag von η^* gebildet wird

$$\mathbf{a} = R \sqrt{\frac{\mathbf{w}r}{|\mathbf{h}^*|}}. \quad (4.39)$$

Den Volumenstrom erhält man zu

$$\dot{V}^* = \frac{Am \mathbf{p} R^2}{i\mathbf{w} r} \left(1 - \frac{2 J_1(\mathbf{a} i^{3/2})}{i^{3/2} \mathbf{a} J_0(\mathbf{a} i^{3/2})} \right), \quad (4.40)$$

wobei J_1 die Bessel-Funktion erster Ordnung ist. Thurston [147] entwickelte aufgrund dieser Zusammenhänge ein Kapillarviskosimeter zur Bestimmung der Materialfunktionen \mathbf{h}' und \mathbf{h}'' von Blut.

Blut zeigt, wie schon erwähnt, viskoelastisches Fließverhalten. Bestimmt wird dieses durch die starke Abhängigkeit der Viskosität von der Scherrate, auftretenden Normalspannungen und Relaxationsphänomenen. Die Behandlung aller Teilaspekte in einer allgemeinen Zustandsgleichung ist für die praktische Anwendung in der Regel zu komplex. Die Anwendung der linearen Viskoelastizität auf oszillie-

rende Blutströmungen kleiner Belastung zeigt zumindest in diesem Bereich gute Ergebnisse.

Strukturviskoses Fluid

Eine Betrachtung oszillierender Strömung mit strukturviskosem Fluid findet sich bei Edwards [33, 34].

Unter Annahme einfacher oszillierender Strömung mit dem Druckverlauf

$$\left(\frac{\partial p}{\partial x}\right)_{osz} = \left(\frac{\partial p}{\partial x}\right)_{stat} (1 + e \cos \omega t) \quad (4.41)$$

erhält man mit (4.16) als Materialgesetz die Bewegungsgleichung:

$$\mathbf{r} \frac{\partial u}{\partial t} = \left(\frac{\partial p}{\partial x}\right)_{stat} (1 + e \cos \omega t) + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(rk \left(\frac{\partial u}{\partial r}\right) \left|\frac{\partial u}{\partial r}\right|^{n-1} \right). \quad (4.42)$$

Diese wurde bisher noch nicht explizit gelöst. e stellt dabei das Verhältnis zwischen oszillierendem und stationärem Druckgradienten dar. Barnes et al. [7] zeigten, daß bei strukturviskosem Fluid mit pulsierender Strömung Durchsatzsteigerungen gegenüber stationärer Strömung bei gleichem, gemitteltem Druckgradienten auftreten können.

4.6 Pulsierende Rohrströmung mit newtonschem Fluid im geraden, elastischen Rohr

Durch Messung des Druckabfalls bei bekannter Frequenz und Viskosität läßt sich die laminare, oszillierende Strömung in einem starren Rohr vollständig beschreiben. Es tritt hier nur eine Geschwindigkeitskomponente in Rohrachsenrichtung auf. Die Beschreibung einer laminaren, oszillierenden Strömung in einem elastischen Rohr ist dagegen viel komplizierter. Durch die vom zeitlich variierenden Druck induzierten Wandbewegungen ergibt sich eine weitere Geschwindigkeitskomponente in radialer Richtung. Diese wird durch die Navier-Stokessche Bewegungsgleichung radialer Richtung beschrieben. Die Wandbewegungen in radialer als auch in axialer Richtung werden durch Differentialgleichungen in Abhängigkeit der Wandstärke h und des elastischen Materialverhaltens erfaßt. Die meisten Autoren, wie auch Bauer et al. [12] und Liepsch et al. [73], verwendeten unter der Voraussetzung $h/R \ll 1$ Donnell'sche Schalengleichungen. Morgan und Kieley [96] benutzten Gleichungen für die Spannungen in axialer und radialer Richtung. Cox [27] benutzte eine Bewegungsgleichung für dickwandige Rohre.

Perktold et al. [104] verwendeten in ihrer numerischen Arbeit ein vereinfachtes, idealisiertes, auf den Donnellischen Schalengleichungen basierendes Modell, das Wandbewegungen in axialer Richtung vernachlässigt.

Im folgenden werden die grundlegenden Gleichungen zur Lösung laminarer, oszillierender Strömung eines newtonschen Fluids in einem elastischen, isotropen Rohr unter Verwendung der Donnellischen Schalengleichungen kurz gezeigt. Die Grundgleichungen stellen wieder

- die Navier-Stokesschen Gleichungen (4.1), (4.2)
- und die Kontinuitätsgleichung (4.3)

dar. Die Donnellischen Schalengleichungen für eine Kreiszyinderschale lauten in axialer Richtung nach Liepsch [82]:

$$\frac{\partial^2 \mathbf{z}}{\partial x^2} + \frac{\overline{ny} \partial \mathbf{x}}{R \partial x} - \frac{1 - \overline{ny}^2}{E} \mathbf{r}_w \frac{\partial^2 \mathbf{z}}{\partial t^2} = \frac{1 - \overline{ny}^2}{Eh} \mathbf{h} \left[\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial r} \right]_{r=R}, \quad (4.43)$$

und in radialer Richtung:

$$\frac{\overline{ny} \partial \mathbf{z}}{R \partial x} + \frac{1}{R^2} \mathbf{x} + \frac{h^2 \partial^4 \mathbf{x}}{12 \partial x^4} + \frac{1 - \overline{ny}^2}{E} \mathbf{r}_w \frac{\partial^2 \mathbf{x}}{\partial t^2} = \frac{1 - \overline{ny}^2}{Eh} \left[p - 2\mathbf{h} \frac{\partial u}{\partial r} \right]_{r=R}. \quad (4.44)$$

\mathbf{z} und \mathbf{x} entsprechen den Koordinaten der Wand in axialer bzw. radialer Richtung. Die Dichte des Wandmaterials wird mit \mathbf{r}_w , die Poisson-Zahl mit \overline{ny} und der Youngsche Elastizitätsmodul mit E bezeichnet.

Eine Linearisierung der Navier-Stokes-Gleichungen (4.1) und (4.2) ist möglich, da für Blutgefäße angenommen werden kann, daß

$$u \frac{\partial u}{\partial x} \ll \frac{\partial u}{\partial t} \quad (4.45)$$

gilt, das heißt, daß die örtliche Änderung der Geschwindigkeit bedingt durch die Querschnittsänderung multipliziert mit der Geschwindigkeit klein ist gegenüber der zeitlichen Änderung der Geschwindigkeit durch die Pulsierung in den Blutgefäßen. Man erhält:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = - \frac{1}{\mathbf{r}} \frac{\partial p}{\partial x} + \mathbf{u} \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} \right), \quad (4.46)$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} = -\frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial x} + \mathbf{u} \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v}{\partial r} - \frac{v}{r^2} \right), \quad (4.47)$$

Im Übergang zwischen Fluid und Wand tritt aufgrund der Haftbedingung die Gleichheit der Geschwindigkeiten:

$$u = \frac{\partial \mathbf{z}}{\partial t}, \quad v = \frac{\partial \mathbf{x}}{\partial t} \quad \text{für } r = R \quad (4.48)$$

und die Gleichheit der Oberflächenspannungen

$$\mathbf{t}_{rxWand} = \mathbf{t}_{rxFluid} \quad (4.49)$$

auf. Liepsch [82] nimmt bei seinen Berechnungen noch die Spannungsfreiheit an der Außenwand an.

Ausgehend von der Tatsache, daß die Geschwindigkeit in einem langen, starren Rohr parallel zur Rohrachse konstant ist, d. h. an jedem Querschnitt des Rohres zur gleichen Zeit die gleichen Geschwindigkeitsverteilungen vorliegen, wird der Lösungsansatz $e^{i\omega t}$ benutzt. Da bei elastischen Wänden eine Dehnung in radialer Richtung abhängig von der Elastizität der Wand und den Strömungsparametern am Anfang des Rohres erfolgt, entsteht eine zunehmende Phasenverschiebung entlang des Rohres. Dieser Phasenverschiebung wird in der Literatur durch den Ansatz $e^{i(\omega t - kx)}$ entsprochen. k wird hierbei als Wellenzahl bezeichnet und x gibt den Ort entlang der Rohrachse wieder. Der Ausdruck kx stellt die Phasenverschiebung dar und wird von ωt subtrahiert. Mit zunehmendem Abstand vom Ausgangspunkt schwingen Druck und Geschwindigkeit später, d. h. die Phasenverschiebungen von Druck und Geschwindigkeit nehmen zu. Die Implementierung des eben genannten Ansatzes führt zu einer Dispersionsgleichung zur Lösung des Problems. Da diese Gleichung eine Vielzahl von Unbekannten enthält, werden in der Literatur meistens nur Spezialfälle behandelt. Für eine allgemeinere Diskussion dieser Dispersionsgleichung sei auf Bauer et al. [12] verwiesen.

4.7 Strömungen durch Krümmer und Verzweigungen

Bei Strömungen durch Krümmer verläuft die Strömung auf gekrümmten Bahnlinien. Es entstehen Zentrifugalkräfte und ein Druckgefälle normal zur Rohrachse:

$$\frac{\partial p}{\partial n} = -\mathbf{r} \frac{u^2}{r_k}. \quad (4.50)$$

Da in der Rohrmitte infolge größerer axialer Geschwindigkeiten größere Zentrifugalkräfte auftreten als am Rand, kommt es in der Rohrmitte zur Strömung zur Außenwand hin. Das Fluid in Wandnähe wird verdrängt und fließt längs der Rohrwand zur Innenwand hin (vgl. Abb. 4.4 links) [2]. Es entstehen Geschwindigkeiten normal zur Rohrachse, die die sogenannte Sekundärströmung bilden.

Die Verschiebung des Geschwindigkeitsmaximums zur Außenwand hin führt ferner zu Druckanstiegen, so daß in der wandnahen Reibungsschicht Strömungsablösungen entstehen können [155]. Dean [29, 30] zeigte für stationäre Strömung die Ausbildung zweier symmetrischer Wirbel (Abb. 4.4, links) und wies nach, daß die Strömung durch die Deanzahl $De = k^{0.5} Re$ mit der Krümmung k charakterisiert wird. Zur analytischen Berechnung des Sekundärströmungsfeldes der vollausgebildeten Krümmerströmung werden potentialtheoretische Methoden verwendet. Talukder [177] gibt für die Stromfunktion des Sekundärströmungsfeldes folgende allgemeine Lösung an:

$$\Psi = (k_1 r + k_2 r^3 + k_3 r \ln r + \frac{k_4}{r}) \sin \mathbf{j}, \quad (4.51)$$

mit der Wirbelstärkenverteilung

$$\mathbf{w} = (8 k_2 r - \frac{2 k_3}{r}) \sin \mathbf{j}, \quad (4.52)$$

wobei die Konstanten k_1, k_2, k_3, k_4 aus den Randbedingungen ermittelt werden müssen. Da (4.52) für $r = 0$ eine Singularität aufweist, modifiziert Talukder (4.51) und (4.52) für kleine r . Als Lösung für das Sekundärströmungsfeld erhält er ein Deansches Wirbelpaar.

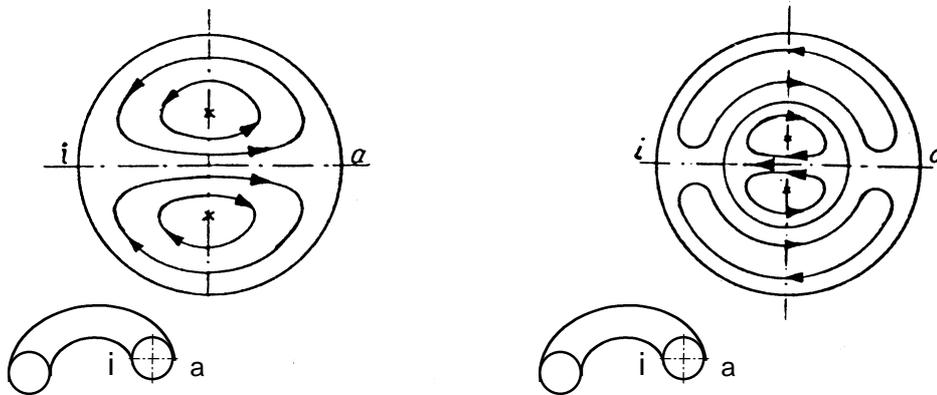


Abb. 4.4: Sekundärströmung bei der Krümmung nach Dean [29] (links) und Lyne [83] (rechts), a: Außenwand, i: Innenwand

Bei pulsierenden Strömungen entstehen im geraden Rohr in Abhängigkeit des Womersleyparameters α Geschwindigkeitsprofile, bei denen phasenabhängig Maxima nahe der Rohrwand auftreten (vgl. Kapitel 4.4 und Abb. 4.3). Zwischen der wandnahen Reibungsschicht und der reibungsfreien Kernströmung tritt eine Phasendifferenz auf. Im Krümmer führt dies nach Lyne [83] zur Ausbildung komplexer Sekundärströmungen: Bei kleinem α bildet sich wie bei stationärer Strömung ein Deansches Wirbelpaar aus. Bei großem α lagern sich die beiden Dean-Wirbel an der Wand an. Im Zentrum des Rohrs entstehen zwei zusätzliche Wirbel mit entgegengesetzter Rotation (Abb. 4.4, rechts). Bilden sich infolge starker Krümmung zusätzlich Ablösegebiete, erhält man ein sehr komplexes Geschwindigkeitsfeld. Analytische Lösungen dafür existieren nicht.

Bei der Strömung durch Rohrverzweigungen entstehen durch die Stromtrennung stark asymmetrische axiale Geschwindigkeitsprofile (vgl. Abb. 4.5). Es treten Geschwindigkeitsmaxima nahe dem Strömungsteiler und Ablösegebiete an den Außenwänden auf. Das Strömungsfeld wird stark vom Volumenstromverhältnis in den Abzweigen und der Verzweigungsgeometrie beeinflusst.

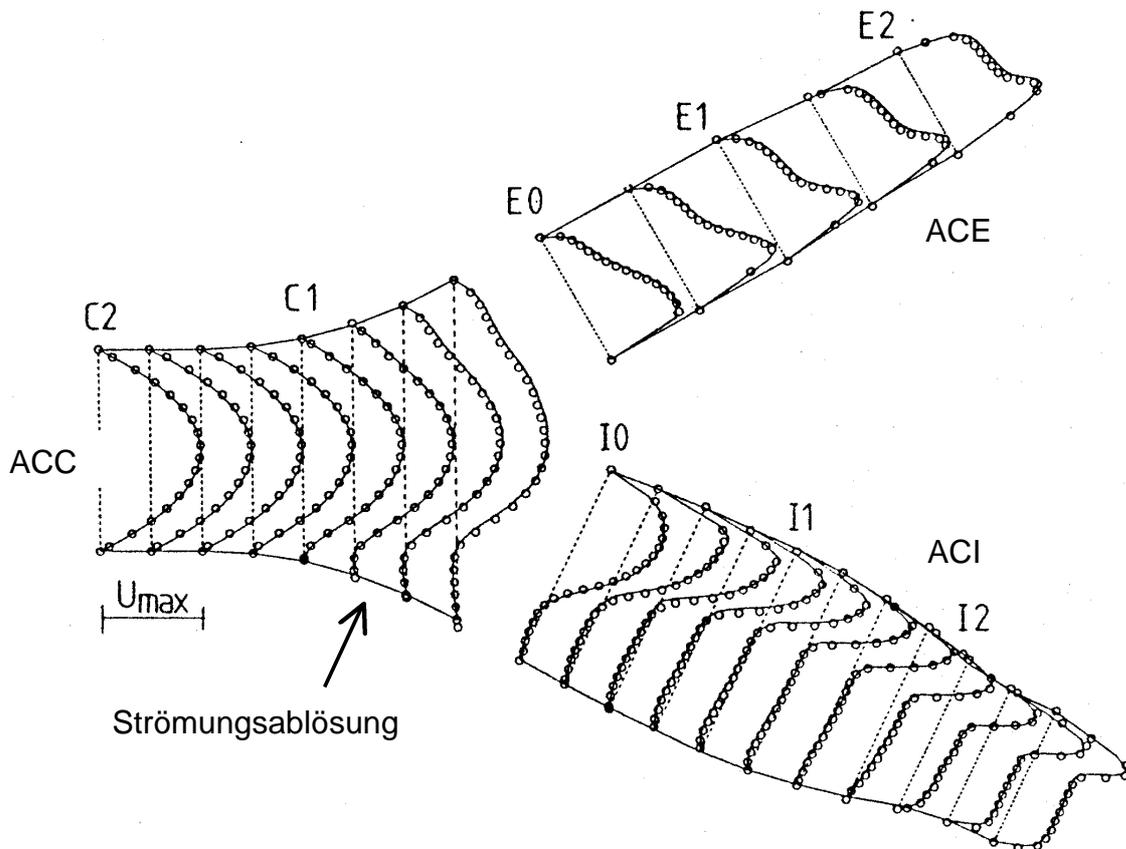


Abb. 4.5: Axiale Geschwindigkeitsverteilung in einer Karotisverzweigung nach Rindt [121] gemessen (oooo) und numerisch berechnet (—) bei stationärer Strömung

Zusätzlich führen die Zentrifugalkräfte zur Ausbildung von Sekundärströmungen. Diese bilden bei stationärer Strömung wie bei der Krümmerströmung Deanförmige Wirbel.

Bei pulsierender Strömung verändern sich Form und Größe der Ablösegebiete während der Pulswelle. Phasenweise können diese vollständig verschwinden, das heißt es treten keine Rückströmungen auf. In Verbindung mit den Sekundärströmungen ergibt sich ein sehr komplexes Strömungsfeld, das nur experimentell oder mit numerischen Berechnungsmethoden untersucht werden kann.

5 Ultraschall-Meßverfahren

Im folgenden werden allgemeine Grundlagen der Sonographiemessung und der Laser-Doppler-Anemometrie beschrieben.

5.1 Allgemeines

Dopplereffekt

Der von Christian Doppler entdeckte Effekt besagt, daß bei Relativbewegung zwischen einem Wellen emittierenden Sender und einem Empfänger die empfangene Frequenz in Abhängigkeit der Relativgeschwindigkeit verändert ist.

Erste Dopplerverschiebung (erfolgt, wenn der Schall auf den sich entfernenden Empfänger trifft):

$$f_{\text{Empfänger}} = \left(1 - \frac{v_{\text{rel}}}{c}\right) f_{\text{Sender}} \quad (5.1)$$

mit c als Schallgeschwindigkeit.

Zweite Dopplerverschiebung (erfolgt, wenn der sich entfernende Empfänger die vorher empfangene Frequenz reflektiert und zurücksendet)

$$f = \frac{1}{1 + \frac{v_{\text{rel}}}{c}} f_{\text{Empfänger}} \quad (5.2)$$

mit f als der vom ursprünglichen Sender empfangenen Frequenz.

Mit (5.1) und (5.2) erhält man

$$f = \frac{c - v_{\text{rel}}}{c + v_{\text{rel}}} f_{\text{Sender}} \quad (5.3)$$

Subtrahiert man noch f_{Sender} von (5.3), erhält man die Dopplerfrequenz:

$$f_{\text{Doppler}} = \frac{-2v_{\text{rel}}}{c + v_{\text{rel}}} f_{\text{Sender}} \approx \frac{-2v_{\text{rel}}}{c} f_{\text{Sender}} \quad \text{für } v_{\text{rel}} \ll c \quad (5.4)$$

Damit erhält man die Relativgeschwindigkeit v_{rel} zu:

$$v_{rel} = \frac{-f_{Doppler}}{2f_{Sender}}(c + v_{rel}) \approx \frac{-f_{Doppler}}{2f_{Sender}}c \quad \text{für } v_{rel} \ll c \quad . \quad (5.5)$$

v_{rel} ließe sich auch direkt aus (5.3) bestimmen, in der Literatur findet sich aber meist nur die Beziehung aus (5.5). Das Minuszeichen in (5.5) und (5.1) bedeutet, daß bei Entfernung voneinander „negative“ Dopplerfrequenzen, also negative Dopplerverschiebungen auftreten. Die Relativgeschwindigkeit ist in diesem Fall positiv anzunehmen. Bewegen sich Sender und Empfänger aufeinander zu, ändern sich lediglich die Vorzeichen in (5.2) und (5.3). Man erhält dann „positive Dopplerfrequenzen“.

5.2 CW- und PW-Doppler-Verfahren

Continuous-Wave-Doppler-Verfahren (CW) emittieren Schall kontinuierlich, Pulsed-Wave-Doppler-Verfahren (PW) diskontinuierlich (Abb. 5.1). Durchläuft der emittierte Schall schallabsorbierendes Körpergewebe, so werden Amplitude und Kurvenform des Schalls verändert. Für die Schalleistung P in Abhängigkeit der Laufstrecke x gilt [52]:

$$\frac{P(x)}{P_0} = 10^{-\frac{1}{10}f \cdot a \cdot x} \quad , \quad (5.6)$$

mit $a \gg 1 \text{ dB/MHz}$.

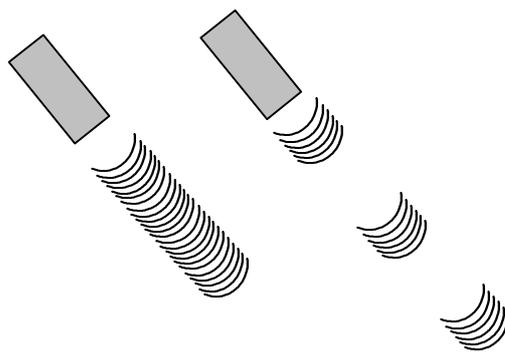


Abb. 5.1: Schallemission bei CW-Doppler- (links) und PW-Doppler-Verfahren (rechts)

Sende- und Empfangselement befinden sich üblicherweise in einer Sonde. Verwendet werden Piezo-Elemente, deren Emissionsfläche größer als die Wellenlänge ist. Damit kommt es zu einer Fokussierung des Schallstrahles (Schallkeule), der im Fokus ca. 1 - 2 mm Durchmesser hat [21]. Aus der kontinuierlichen Emission folgt auch permanenter Empfang. Die Tiefe des Reflektors kann somit beim

CW-Doppler-Verfahren nicht bestimmt werden. Zur Bestimmung der Dopplerfrequenz wird dem Empfangssignal meist das Sendesignal überlagert (Demodulation), so daß eine Schwebung entsteht, deren Frequenz der Dopplerfrequenz entspricht. Zur Unterscheidung zwischen positiver und negativer Dopplerfrequenz wird üblicherweise Quadraturdemodulation herangezogen [177], bei der das Empfangssignal in zwei Kanäle getrennt und mit um 90° phasenverschobenen Ausgangssignalen multipliziert wird. Anschließend erfolgt Frequenzanalyse meist mit Fast-Fourier-Transformation. Da die Dopplerfrequenzen im hörbaren Frequenzbereich liegen, werden sie ferner akustisch ausgegeben, was für positive und negative Dopplerfrequenzen in getrennten Kanälen erfolgt.

Bei PW-Verfahren wird Schall diskontinuierlich in Pulsen emittiert. Nach Emission des Pulses wird das Sendeelement als Empfangselement genutzt. Die Pause zwischen zwei Pulsen muß so lange gewählt werden, bis das Echo des ersten Pulses aus der maximal gewünschten Tiefe den Empfänger erreicht hat. Erst danach kann der nächste Puls emittiert werden.

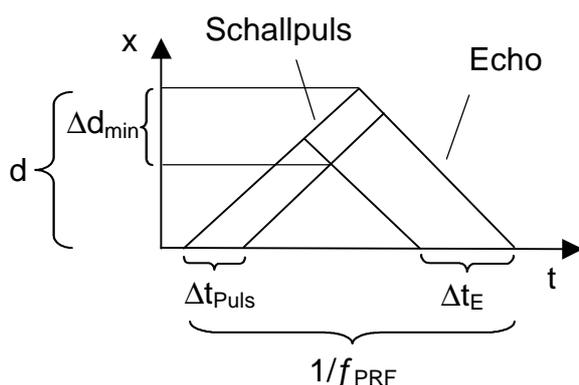


Abb. 5.2: Zeit-Weg-Diagramm beim Dopplereffekt

Mit Hilfe eines einfachen Zeit-Weg-Diagramms (Abb. 5.2) können die Beschränkungen der PW-Dopplermessung veranschaulicht werden. Wird ein unendlich kurzes Signal (Schallpuls) gesendet, dringt es mit der Schallgeschwindigkeit c ins Gewebe ein. Der Abstand x wächst mit t . Trifft das Signal einen Reflektor, bewegt sich das Echo zurück zum Sender. Aus der Laufzeit des Signals bzw. Echos ($\Delta t = 1/f_{\text{PRF}}$) und der Schallgeschwindigkeit c kann der Abstand des Reflektors berechnet werden:

$$d = \frac{\Delta t c}{2} . \quad (5.7)$$

Da in der Praxis endliche Schallpulse der Länge Dt_{Puls} emittiert werden müssen, ergibt sich die Tiefenauflösung unter der Annahme eines unendlich kurzen Empfangsfensters zu:

$$\Delta d_{min} = \frac{\Delta t_{Puls} \cdot c}{2} . \quad (5.8)$$

Beispiel: Wird ein Schallpuls bei einer üblichen Pulsdauer von 2 μ s und einer Sendefrequenz 5 MHz (dies entspricht 10 Schwingungen) emittiert, errechnet sich $Dd_{min} = 1,54$ mm, d. h. das empfangene Signal wird aus einem Tiefenbereich der Länge Dd_{min} reflektiert [177, 168]. Eine eindeutige Ortszuordnung ist nicht mehr möglich.

Unter Annahme eines endlichen Empfangsfensters der Länge Dt_E wächst Dd_{min} . Es gilt:

$$\Delta d_{min} = (\Delta t_{Puls} + \Delta t_E) \frac{c}{2} . \quad (5.9)$$

Mit d_{max} als maximaler Eindringtiefe berechnet sich die maximal mögliche Puls-wiederholfrequenz f_{PRF} aus (5.7) zu:

$$f_{PRF} = \frac{c}{2 d_{max}} . \quad (5.10)$$

Es werden also nach jedem $Dt = 1/f_{PRF}$ während des Empfangsfensters Dt_E Echosignale empfangen. Bei Ermittlung der Dopplerfrequenz bzw. der Schwebungsfrequenz stellen die einzelnen Echosignale Stützstellen dar. Aus dem Nyquistkriterium bei Frequenzabtastung ergibt sich, daß die maximal abtastbare Frequenz der halben Abtastfrequenz entspricht. Unter Annahme, daß die größte Abtastfrequenz f_{PRF} entspricht (Dt_E klein), gilt:

$$f_{Doppler,max} = \frac{f_{PRF}}{2} . \quad (5.11)$$

Und mit (5.5):

$$v_{rel,max} = \frac{f_{PRF} \cdot c}{4 f_{Sender}} . \quad (5.12)$$

Für das Beispiel erhält man bei einer Eindringtiefe von $d_{max} = 4$ cm als maximale Puls wiederholfrequenz $f_{PRF} = 19,4$ kHz und damit als maximal meßbare Relativgeschwindigkeit mit (5.5) $v_{max} = 1,48$ m/s. Verdoppelt man die Eindringtiefe, halbiert sich dieser Wert. Wird v_{max} überschritten, tritt Aliasing auf.

Ferner gilt für v_{max} , daß das reflektierende Teilchen während der Gesamtmeßdauer $t = n / f_{PRF}$ das Meßvolumen (Dd_{min}) nicht verlassen darf. Es gilt:

$$\Delta d_{min} \geq \frac{n}{f_{PRF}} v_{rel,max} . \quad (5.13)$$

Mit (5.8) bzw. (5.9) und (5.12) erhält man unter Annahme kleiner Dt_E

$$n < 2 f_{Sender} \cdot t_{Puls} . \quad (5.14)$$

Für das Beispiel ergibt sich $n = 20$.

Da ferner die Genauigkeit der Frequenzanalyse eines Spektrums von der Länge der Meßzeit abhängt, kann bei endlicher Meßzeit nur eine endliche Genauigkeit erreicht werden. Unter Annahme der kürzest möglichen Meßzeit $t = n/f_{PRF}$ erhält man für die maximale Frequenzauflösung [54, 177]

$$\Delta f = \frac{f_{PRF}}{n} . \quad (5.15)$$

Als maximale Geschwindigkeitsauflösung ergibt sich mit (5.5)

$$\Delta v_{rel} = \frac{f_{PRF} c}{2 f_{Sender} n} . \quad (5.16)$$

Für das Beispiel erhält man $Dv_{rel} = 14,8$ cm/s.

Man erkennt, daß durch eine Erhöhung der Pulszahl n zwar die Geschwindigkeitsauflösung vergrößert werden kann, infolge längerer Meßdauer müßte aber entweder das Meßvolumen vergrößert oder die maximal meßbare Geschwindigkeit verkleinert werden. Diese Beschränkungen gelten nur für das PW-Verfahren, nicht aber für das CW-Verfahren. Da insbesondere v_{max} beim CW-Verfahren nicht durch (5.12) beschränkt wird, also sehr hohe Geschwindigkeiten damit gemessen werden können, werden CW-Doppler-Geräte bei Messung großer Strömungsgeschwindigkeiten in Stenosen nach wie vor eingesetzt.

Obige Überlegungen gelten für sinusförmige Sendesignale. Um die Tiefenauf-
 lösung (siehe Gleichung (5.9)) zu erhöhen, also kleinere Meßvolumina zu errei-
 chen, werden statt sinusförmiger Signale auch breitbandige Chirp-Burst-Signale
 eingesetzt [177]. Abb. 5.3 zeigt ein PW-Doppler-Spektrum mit einem Meßvolumen
 von 0,5 mm Länge. Die Bandbreite des Spektrums ist sehr schmal, so daß der
 Geschwindigkeitsverlauf im Meßpunkt genau dargestellt wird. Vergleiche mit LDA-
 Messungen ergaben sehr gute Übereinstimmung mit derartigen PW-Doppler-
 Messungen [165, 167].

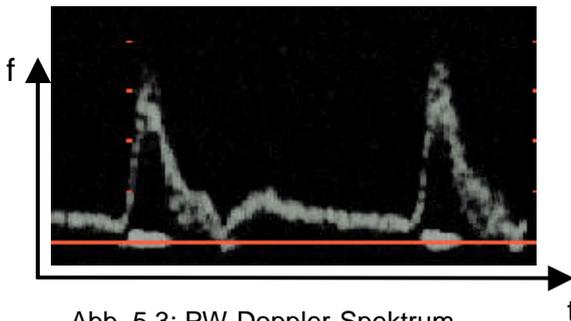


Abb. 5.3: PW-Doppler-Spektrum

5.3 Gewebeschnittbilderzeugung (B-Mode)

Bei der Gewebeschnittbilderzeugung wird nicht die Frequenz, sondern die Ampli-
 tude des Echos ausgewertet [180]. Dadurch kann die Pulslänge reduziert und die
 Tiefenauf-
 lösung erhöht werden. Prinzipiell können so Objekte mit der Größe einer
 Wellenlänge aufgelöst werden. Mit 5 MHz Sendefrequenz erhält man beispiels-
 weise 0,15 mm Auflösung längs des Schallstrahles. Die Tiefe des Reflektors wird
 wie beim PW-Doppler aus der Laufzeit des Schallpulses bestimmt (5.7). Allerdings
 wählt man nicht nur ein, sondern viele Empfangsfenster (Range-Gates), so daß
 man aus allen Tiefen Echos erhält. Der 2D-Schnitt wird entweder durch aneinan-
 dergereihte Sende-/Empfangelemente (Linearschallkopf) erzeugt, die nacheinan-
 der angesteuert werden, oder durch um eine Achse rotierende Sende- / Emp-
 fangselemente (Sektorschallkopf).

Die Zeit für den Bildaufbau berechnet sich aus der Zahl der Scanlinien, die beim
 Linearschallkopf der Zahl der Elemente entspricht, und der Eindringtiefe zu:

$$t = n \frac{2 d_{max}}{c} . \quad (5.17)$$

Mit 256 Elementen erhält man bei 4 cm Eindringtiefe somit alle 13 ms ein B-Bild,
 also 75 Bilder pro Sekunde. Abb. 5.4 zeigt das B-Bild einer Karotisbifurkation im
 Querschnitt. Die Gefäßlumen sind gut zu erkennen.

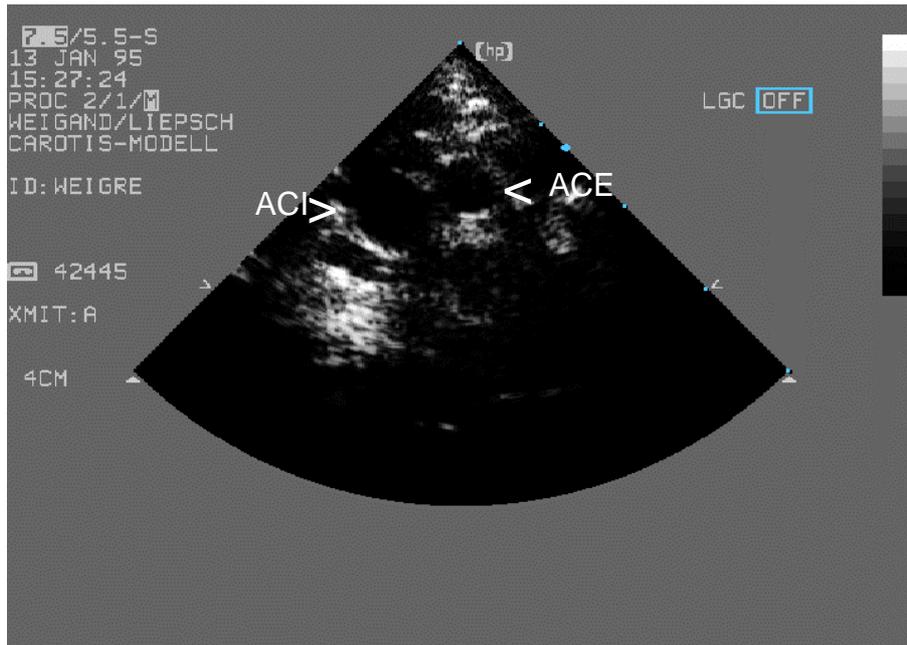


Abb. 5.4: B-Mode-Aufnahme einer Karotisbifurkation mit Sektorschallkopf (Querschnitt)

Im Gegensatz zu Sektorschallköpfen, bei denen die Schallausbreitung immer in radialer Richtung vom Schallkopf weg erfolgt, ermöglichen Linearschallköpfe ein Schwenken der Schallrichtung („beam steering“) (Abb. 5.5). Damit können bei Erfassung der Dopplerverschiebung unterschiedliche Geschwindigkeitskomponenten erfaßt werden. Da dabei der Schallkopf nicht bewegt werden muß, können die Komponenten nacheinander in identischen Punkten gemessen werden.

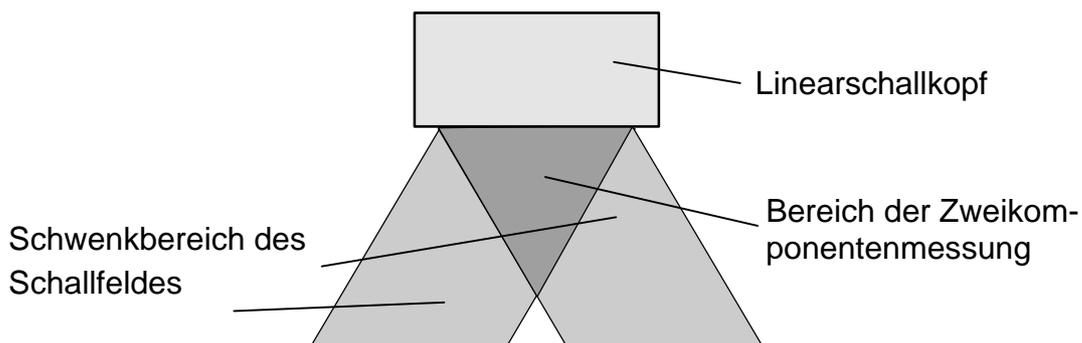


Abb. 5.5: Schwenkbereich des Schallfeldes beim Linearschallkopf

5.4 Blutflußmessung durch Farbkodierung

Farbkodierende Duplexsysteme markieren im 2D-Gewebeschnittbild die Bereiche mit Farbe, in denen Dopplerverschiebung detektiert wird. Anhand einer Farbskala ist ferner eine Quantifizierung der Geschwindigkeiten möglich, so daß man eine flächendeckende Geschwindigkeitsmessung. Durch Frequenzanalyse via FFT liefern PW-Dopplerverfahren Informationen des gesamten Frequenzspektrums. Da dies für die flächendeckende Farbdopplermessung zu zeitaufwendig ist, werden andere Verfahren eingesetzt [18, 51], wie beispielsweise das Autokorrelationsverfahren (auch Time-Shift-Verfahren), das im folgenden beschrieben wird.

Autokorrelation

Amplitude und Phase zweier aufeinanderfolgender Echos werden miteinander korreliert. Dies ergibt einen Korrelationsvektor, der durch Größe und Phasendifferenz charakterisiert ist. Das führt man für 2 – 16 Echopaare durch. Die daraus resultierenden Korrelationsvektoren werden addiert und ergeben einen amplitudengewichteten, zeitlichen Mittelwert der Phasendifferenz. Aus der mittleren Phasendifferenz DF folgt für den Laufzeitunterschied Dt_P der Echos:

$$\Delta t_P = \frac{\Delta \Phi}{2p f_{Sender}} . \quad (5.18)$$

Mit (5.7) kann die Wegstrecke berechnet werden, die ein Teilchen zwischen den beiden Reflexionen zurückgelegt hat:

$$\Delta d = \frac{\Delta t_P c}{2} . \quad (5.19)$$

Der zeitliche Abstand Dt_{Ref} des Eintreffens zweier Pulse am Reflektor berechnet sich zu:

$$\Delta t_{Ref} = \frac{1}{f_{PRF}} + \frac{\Delta t_P}{2} . \quad (5.20)$$

Damit ergibt sich für die Relativgeschwindigkeit des Teilchens

$$v_{rel} = \frac{\Delta d}{\Delta t_{Ref}} = \frac{c}{1 + \frac{2}{f_{PRF} \cdot \Delta t_P}} . \quad (5.21)$$

Beschränkungen: Mit $DF_{max} = 2\pi$ folgt aus (5.18) und (5.21):

$$v_{rel,max} = \frac{c f_{PRF}}{f_{PRF} + 2f_{Sender}} \approx \frac{c f_{PRF}}{2f_{Sender}}. \quad (5.22)$$

Gleichung (5.22) erhält man auch aus (5.13), wenn $Dt_{Puls,min} = 1/f_{Sender}$ und nur ein Echopaar betrachtet wird (Meßdauer: $Dt = 1/f_{PRF}$).

(Voraussetzung für (5.13) war, daß der Reflektor während der Meßdauer das Meßvolumen nicht verläßt.)

Für mehrere Echopaare folgt mit der Überlegung von (5.13) und

$$Dt_{Puls,min} = 1/f_{Sender}:$$

$$v_{rel,max} = \frac{c f_{PRF}}{2 n f_{Sender}}, \quad (5.23)$$

mit n als Anzahl der Pulse.

Beispiel: Mit 4 cm maximaler Eindringtiefe und $c = 1540$ m/s berechnet sich die maximale Pulsrepetitionsfrequenz zu ca. 20 kHz. Mit 5 MHz Sendefrequenz, 20 kHz Pulsrepetitionsfrequenz und 8 Schallpulsen ergibt sich für die maximal meßbare Relativgeschwindigkeit 38,7 cm/s. Für die Größe des Meßvolumens erhält man $d_{min} = 0,154$ mm. Rechnet man mit 100 Scanlinien, dauert ein Bildaufbau 41 ms, man erhält also 24 Bilder pro Sekunde.

Die Autokorrelation liefert statt eines Spektrums eine mittlere Phasenverschiebung und damit einen gemittelten Wert für die Relativgeschwindigkeit. Mitunter spricht man auch von einer mittleren Dopplerfrequenz f_{mean} . Durch die Möglichkeit, wesentlich kürzere Pulse zu verwenden, ergibt sich eine deutlich bessere räumliche Auflösung als beim PW-Doppler-Verfahren. Wie bei der Schnittbilderzeugung werden für das 2D-Farbdopplerbild Schallköpfe mit in Reihe angeordneten Sende / Empfangselementen verwendet, die hintereinander angesprochen werden. Ferner kann bei Linearschallköpfen durch die sogenannte „Phase-Array-Technik“ die Schallausbreitungsrichtung geschwenkt werden, so daß unterschiedliche Geschwindigkeitskomponenten gemessen werden können.

Neben der Autokorrelation sind noch das Autoregressionsverfahren sowie die Hochfrequenz-Kreuzkorrelation (rfCC) zu nennen. Bei letzterer werden aufeinanderfolgende Hochfrequenzechos verglichen und der Verschiebungsvektor bestimmt (ähnlich wie bei der Particle-Image-Velocimetry). Haerten und Kim [51] erwähnen, daß damit grundsätzlich die Messung von zwei Geschwindigkeitskomponenten möglich wäre. Realisiert wurde dies bis jetzt aber noch nicht.

6 Laser-Doppler-Anemometrie

6.1 Allgemeines

Im folgenden wird kurz das Prinzip der Laser-Doppler-Anemometrie (LDA) erläutert. Ausführliche Beschreibungen finden sich bei Liepsch [77] und Durst et al. [32].

Die Bestimmung der örtlichen Geschwindigkeit beruht auf einer Geschwindigkeitsmessung der in die Strömung eingebrachten Streuteilchen. Sie sind entweder im Fluid als Verunreinigungen enthalten oder werden dem strömenden Fluid zugesetzt. Um die richtige örtliche Strömungsgeschwindigkeit des Fluids messen zu können, müssen die Streuteilchen dem Fluid schlupffrei folgen.

Bei den Versuchen in dieser Arbeit wurden TiO_2 -Partikel mit einer Dichte von $\rho = 3840 \text{ kg/m}^3$ der DMSO- H_2O -Separan-Lösung als Streuteilchen zugesetzt. Diese haben einen Durchmesser von $1 \mu\text{m}$. An den Teilchen wird das einfallende Laserlicht des LDA-Systems gestreut. Infolge des Dopplereffektes entsteht eine Frequenzänderung zwischen Laserlicht und Streulicht (Dopplerfrequenz f_{Doppler}), die eine Proportionalität zur Geschwindigkeit des Streuteilchens aufweist. Dieses Streulicht wird aufgefangen, in Analogsignale umgewandelt, in einem Doppler-Signalprozessor (z. B. Tracker) verarbeitet und schließlich in Geschwindigkeit umgerechnet.

Gegenüber den herkömmlichen Geschwindigkeitsmessungen (u. a. Hitzdrahtsonden, Heißfilmtechnik) bietet die Laser-Doppler-Anemometrie folgende Vorteile:

- berührungslose Geschwindigkeitsmessung ohne Beeinflussung der Strömung
- hohe räumliche (Fokussdurchmesser bis $20 \mu\text{m}$) und zeitliche Auflösung
- absolute Messung (Kalibrierung ist nicht erforderlich)
- Geschwindigkeitsmessung unabhängig von Dichte, Temperatur und Druck am Meßort

wobei ersteres und letztes auch für die Ultraschallmessung gilt. Ein Nachteil der LDA-Messungen besteht darin, daß Modelle, Fluid und umgebendes Medium für das Laserlicht transparent sein müssen.

6.2 LDA-Funktionsweise

Die Funktionsweise des LDA-Systems kann mit Hilfe des Dopplereffektes oder des Interferenzmodells erklärt werden. Da als Betriebsart das Differential-Dopplerverfahren angewendet wurde, erfolgt die Erklärung des Meßprinzips anhand des Interferenzmodells:

Wird ein Laserstrahl in zwei Strahlen gleicher Intensität aufgeteilt und werden diese in einem Strahlenschnittvolumen (Meßvolumen) überlagert, so entstehen unter der Voraussetzung ebener Wellenfronten Zonen schwacher und starker elektromagnetischer Felder, sogenannte Interferenzstreifen (Abb. 6.1).

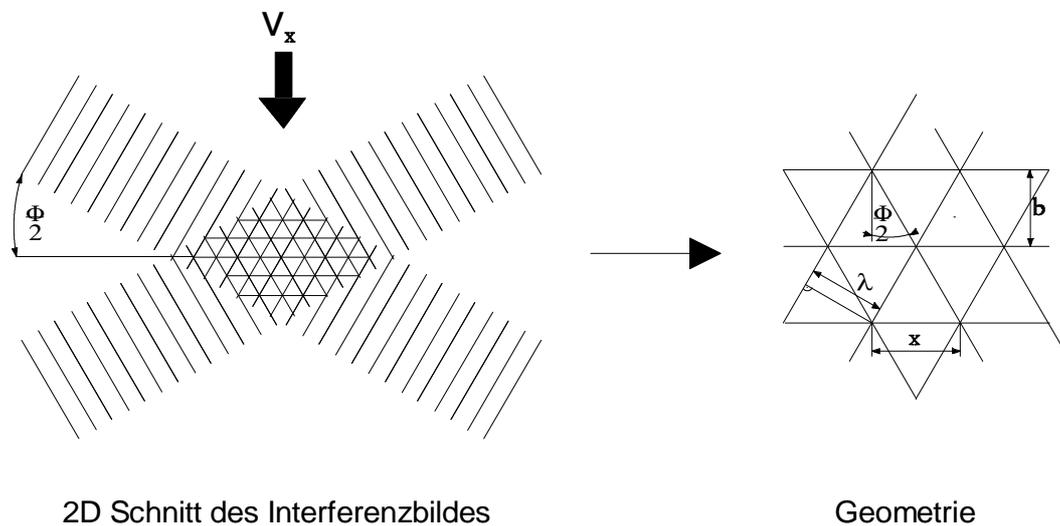


Abb. 6.1: Interferenzstreifen im Strahlenschnittvolumen

Im Falle des ellipsoidförmigen Schnittvolumens bilden die Interferenzstreifen planparallele Ebenen. Der Abstand der Interferenzstreifen ist durch die Wellenlänge l des Laserlichtes sowie dem Schnittwinkel $\gamma = F/2$ der Sendeoptik gegeben:

Es gilt:

$$x = \frac{l}{\cos(\Phi/2)}. \quad (6.1)$$

Mit

$$\tan(\Phi/2) = \frac{x}{2b} \quad (6.2)$$

ergibt sich durch Auflösen nach der Streifenbreite b :

$$b = \frac{l}{2 \tan(\Phi/2) \cos(\Phi/2)} = \frac{l}{2 \sin(\Phi/2)}. \quad (6.3)$$

Das Verhältnis $l / \sin(F/2)$ bleibt auch beim Übergang von Luft in ein optisch dichteres Medium konstant, da sich Wellenlänge und Sinus des Schnittwinkels um denselben Faktor n (= Brechungsindex) ändern. Die Frequenz des Lichts ändert sich beim Eintritt in ein optisch dichteres Medium nicht und es gilt:

$$f = \frac{c_0}{l_0} = \frac{c_0/n}{l_0/n} = \frac{c'}{l'} = \textit{konstant.} \quad (6.4)$$

Wenn man nun die Laserfrequenz in Abhängigkeit von ihrer Wellenlänge und Lichtgeschwindigkeit betrachtet, folgt mit

$$l = \frac{c}{f_{\text{Laser}}} \quad (6.5)$$

für die Streifenbreite b wieder Gleichung (6.3).

Passiert ein Teilchen das Meßvolumen mit der Geschwindigkeit v_x , mißt das LDA-System folgende Dopplerfrequenz:

$$f_{\text{Doppler}} = \frac{2 v_x \sin(\Phi/2) f_{\text{Laser}}}{c}. \quad (6.6)$$

Durch Auflösen der Gleichung erhält man v_x zu:

$$v_x = b \cdot f_{\text{Doppler}} = \frac{f_{\text{Doppler}} c}{2 \sin(\Phi/2) f_{\text{Laser}}}. \quad (6.7)$$

Aus der Brennweite l der fokussierenden Linse und dem Strahlabstand d kann $F/2$ bestimmt werden:

$$\tan(\Phi/2) = \frac{x}{2b} = \frac{d}{2l}. \quad (6.8)$$

Daraus folgt:

$$\Phi/2 = \arctan\left(\frac{d}{2l}\right). \quad (6.9)$$

Mit $F/2$ aus (6.9) und den dazugehörigen Daten des Lasers

$$l = 632,8 \times 10^{-9} \text{ m}$$

$$l = 0,05 \text{ m}$$

$$d = 0,03 \text{ m}$$

ergibt sich nun für die Streifenbreite b folgender Wert:

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

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

$$v_x = 1,1011 \times 10^{-6} f_{\text{Doppler}} \text{ [m/s]}.$$

Eine Dopplerfrequenz von 908,18 kHz entspricht in diesem Fall einer zu den Interferenzstreifen senkrechten Geschwindigkeit von 1,0 m/s.

Da die Streifenbreite eine Systemkonstante mit der Dimension (m/s)/Hz darstellt, ist keine Eichung erforderlich.

Bei der Differential-Dopplerbetriebsart ist die Dopplerfrequenz von der Streurichtung unabhängig. Deshalb kann für die Empfangsoptik sowohl das Vorwärts- (Empfangsoptik befindet sich gegenüber dem Laser) als auch das Rückstreuverfahren (Empfangsoptik befindet sich vom Meßvolumen aus gesehen auf der gleichen Seite wie der Laser) angewendet werden. Zu beachten ist jedoch, daß die Streuintensität stark vom Streuwinkel abhängt [95]. Die Streuintensität ist allgemein in Vorwärtsrichtung um 2 bis 3 Zehnerpotenzen größer als im Rückstreuverfahren.

Das oben beschriebene Verfahren kann nur die Beträge der Geschwindigkeit senkrecht zur Interferenzgitterebene bestimmen, ohne die Strömungsrichtung zu erkennen. Deshalb erzeugt man durch den Einbau von Braggzellen eine konstante Frequenzverschiebung f_S (Shiftfrequenz) zwischen den zuvor beschriebenen Laserstrahlen.

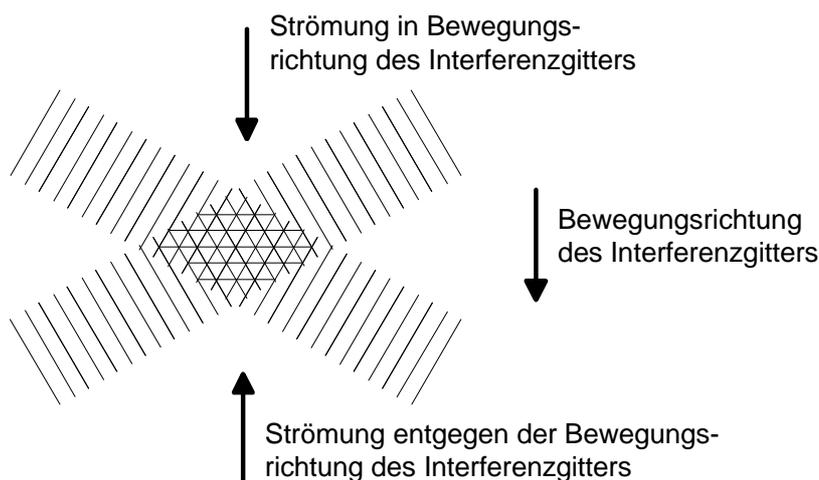


Abb. 6.2: Relativbewegung der Interferenzstreifen beim Einsatz von Braggzellen

Die beiden Strahlen mit unterschiedlicher Frequenz erzeugen eine Relativbewegung der Interferenzebenen im ortsfesten Meßvolumen parallel zu den Flächennormalen. Damit fällt die Bewegungsrichtung des Gitters mit der Meßachse zusammen (Abb. 6.2).

Die Geschwindigkeit berechnet sich bei negativer Relativgeschwindigkeit zu:

$$v_x = \frac{c}{2 \sin(\Phi/2) f_{\text{Laser}}} (f_{\text{Doppler}} - f_S) \quad (6.10)$$

und bei positiver Relativgeschwindigkeit zu

$$v_x = \frac{c}{2 \sin(\Phi/2) f_{\text{Laser}}} (f_{\text{Doppler}} + f_s). \quad (6.11)$$

Es ist zu beachten, daß der Betrag der Relativgeschwindigkeit größer als der Betrag der maximal auftretenden Rückströmgeschwindigkeiten sein muß. Ein Streuteilchen in Ruhe besitzt als Streufrequenz die Shiftfrequenz.

6.3 LDA-Vorwärtsstreuverfahren

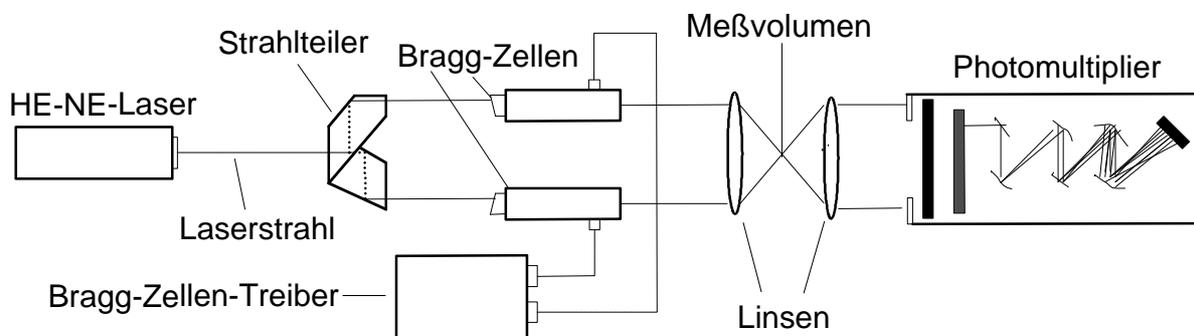


Abb. 6.3: Aufbau des verwendeten Vorwärtsstreu-LDA-Systems

Für die Messungen stand ein LDA-System der Firma BBC Goerz zur Verfügung, das im Vorwärtsstreuverfahren arbeitet (Abb. 6.1). Der Helium-Neon-Laserstrahl ($P = 6,5 \text{ mW}$, $\lambda = 632,8 \text{ nm}$) wird in einem Strahlteiler in zwei Laserstrahlen gleicher Intensität mit einem Abstand von 30 mm aufgeteilt. Zwei Braggzellen verändern die Frequenzen der Laserstrahlen. Die Shiftfrequenz beträgt 700 kHz. Eine Sammellinse fokussiert die beiden Laserstrahlen in einem Brennpunkt. Dieser bildet das Meßvolumen, in dem die örtliche Geschwindigkeit gemessen wird. Die beiden Hauptstrahlen werden vor dem Eingang in den Photomultiplier durch eine Blende ausgeblendet. Das verbleibende Streulicht wird über Linsen und Filter in einem Elektronenvervielfacher in elektrische Spannung umgewandelt. Die Frequenz des Streulichtes ist bei dieser Empfangsart unabhängig von der Empfangsrichtung, so daß es über große Raumwinkel aufgenommen werden kann. Somit wird eine hohe Empfindlichkeit erreicht. Weiterhin bewirkt diese Empfangsart eine hohe Intensität des Streulichtes.

7 Experimentelle Methoden

Im folgenden werden der Versuchsaufbau mit den erforderlichen Strömungseinstellungen, die Modelle verschiedener Karotiden sowie die verwendeten Meßverfahren beschrieben.

7.1 Strömungssimulation – Versuchsaufbau

Mit dem verwendeten Strömungskreislauf wurde die physiologische, pulsierende Blutströmung des menschlichen Blutkreislaufes in den Karotismodellen simuliert. Insbesondere wurde versucht, folgende Parameter möglichst genau nachzubilden:

- maßstabsgetreue Arterienmodelle mit gleichen Geometrien und identischen Wandelastizitäten
- viskoelastische, scherverdünnende Fließeigenschaft des Blutes
- physiologische Geschwindigkeits-, Fluß- und Druckverhältnisse bei pulsierender Strömung

7.1.1 Strömungskreislauf

Abb. 6.1 zeigt den Versuchsaufbau, der zur Simulation der physiologischen, pulsierenden Strömung verwendet wurde. Der Versuchsaufbau gliedert sich in zwei Funktionsbereiche: den Strömungskreislauf und die Meßwerterfassung. Der Strömungskreislauf, der das Modell beinhaltet, ist so ausgelegt, daß sowohl stationäre als auch pulsierende Strömungen erzeugt werden können.

Vom Überlaufbehälter (4) strömt die Flüssigkeit über eine Vorlaufstrecke mit Druckmeßstellen (13) und induktivem Durchflußmesser in das Modell (6). Danach strömt die Flüssigkeit durch Schwebekörperdurchflußmesser (14) und über kleine Regulierbehälter (8) in das Auffanggefäß (1) und den Druckbehälter (16) zurück, von dem es mit Druckluft in den Hochbehälter (3) gepumpt wird. Der Hochbehälter versorgt den Überlaufbehälter.

Der Volumenstrom wird mit Hilfe des hydrostatischen Druckes eingestellt, der aus dem geodätischen Höhenunterschied zwischen dem Überlaufgefäß (4) und den zwei Regulierungsbehältern (8) resultiert. Je nach gewünschter Reynoldszahl werden diese gehoben oder gesenkt. Das absolute Druckniveau, das am Modell anliegt, hängt von der relativen Höhe des Modells zum Überlaufgefäß ab. Diese wird so gewählt, daß ein mittlerer Druck von ca. 80 mmHg am Modell anliegt. Dies entspricht dem minimalen Druck in den großen Arterien. Durch die hydrostatische Druckdifferenz stellt sich zuerst eine stationäre Strömung ein. Zur Erzeugung einer pulsierenden Strömung wird der stationären Strömung mit einer hydraulischen Membrankolbenpumpe (12) eine periodische Pulswelle überlagert, so daß im Modell ein oszillierender Vorwärtsfluß entsteht (Abb. 7.2). Über eine elektronische

Steuerung der Kolbenbewegung können beliebige Pulsformen eingestellt werden.

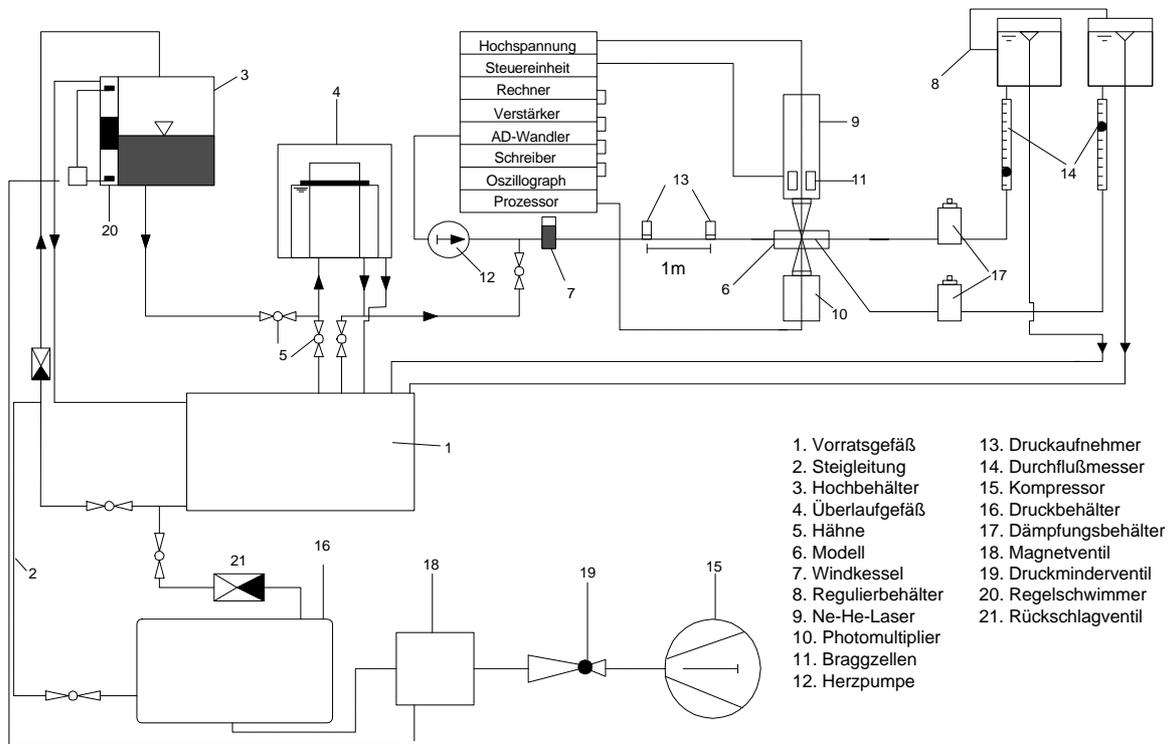


Abb. 7.1: Strömungskreislauf mit 1D-LDA-System nach Moravec [95]

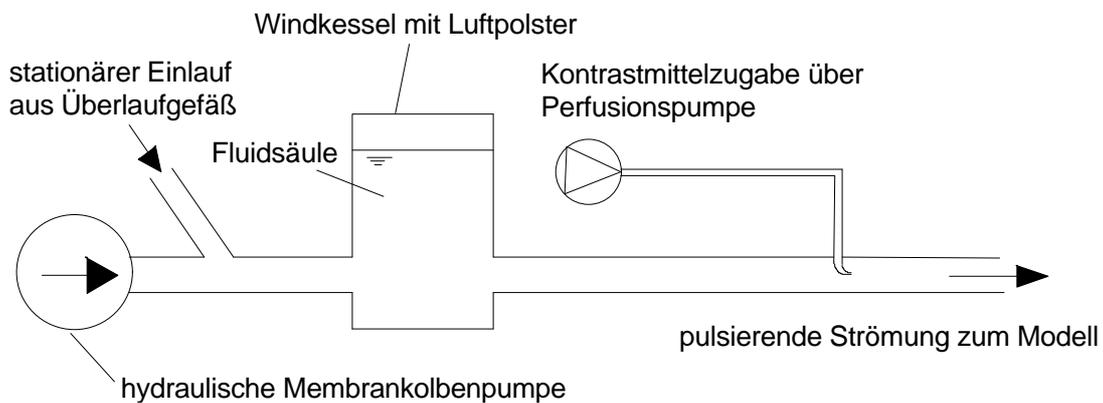


Abb. 7.2: Erzeugung der pulsierenden Strömung

Abb. 7.3 zeigt den Amplitudenverlauf des Kolbens über dem Pulszyklus. Über ein Potentiometer an der Steuerung kann die Größe der Amplitude eingestellt werden. Der Windkessel (7) dient zur Dämpfung von Druckstößen. Ferner simuliert das Luftpolster die Windkesselfunktion der Aorta (Speicherung der Energie durch Ausdehnung). Veränderungen des Luftpolsters führen zu einem stark veränderten Schwingungsverhalten des Systems. Der zeitliche Verlauf des Volumenstroms wird mit einem induktiven Durchflußmesser überwacht. An den Abflüssen des Modells sind weitere Puffergefäße (17) zur Dämpfung von Schwingungen bzw. Vermeidung von

Reflexionen installiert. Da das dynamische Schwingungsverhalten des Strömungskreislaufes sehr empfindlich auf Veränderungen reagiert, wurden zur Einstellung der verschiedenen Reynoldszahlen nur die Höhen der ausgangseitigen Überlaufbehälter verändert. Quetschhähne (Drosseln) wurden dazu nicht verwendet. Um gleiche schwingende Flüssigkeitsmassen sicherzustellen, wurden ferner bei Austausch der Modelle Anschlußrohre mit gleichen Längen und Durchmessern verwendet. Das Luftpolster im Windkessel blieb konstant.

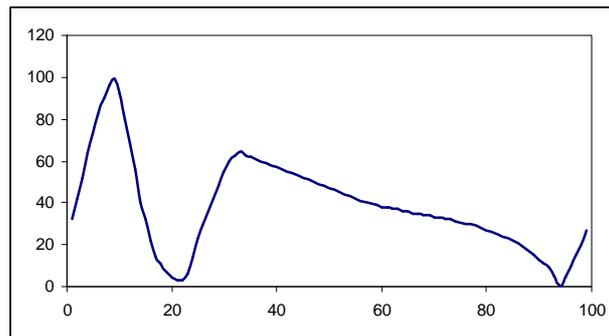


Abb. 7.3: Amplitudenverlauf des Pumpenkolbens über einer Pulswelle

7.1.2 Karotis-Modelle

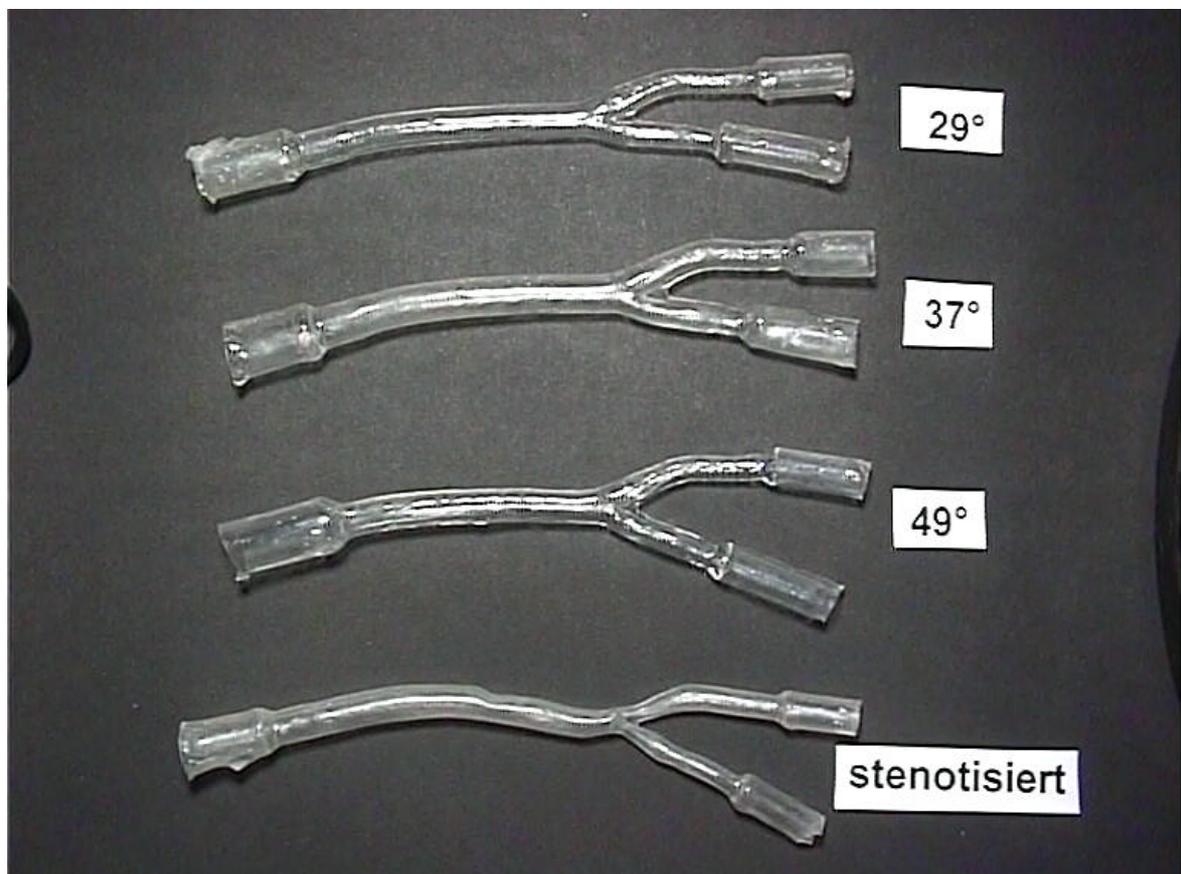


Abb. 7.4: Elastische, transparente Silikonmodelle menschlicher Karotisarterien

Abb. 7.4 zeigt die vier verwendeten Modelle der Karotisarterien. Sie wurden aus transparentem Silikon gefertigt und besitzen ähnliche Wandelastizität wie menschliche Arterien.

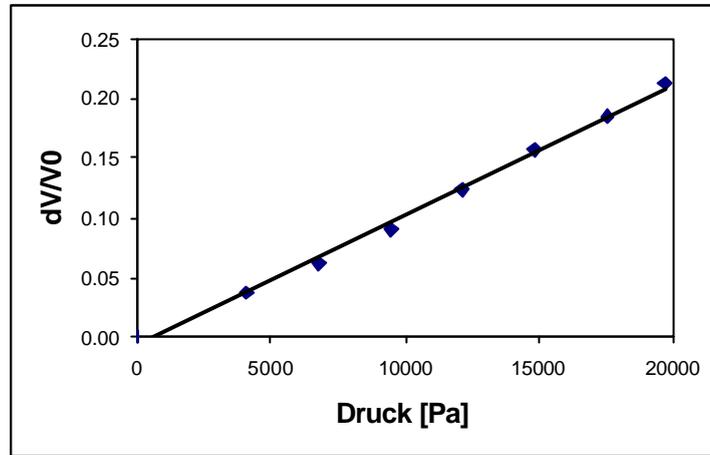


Abb. 7.5: Volumenänderung des Modells

Abb. 7.5 zeigt die Volumenzunahme eines Karotismodells über dem relevanten Druckbereich. Bei einer Druckerhöhung um 20.000 Pa nimmt das Volumen um ca. 21 % zu. Dies entspricht den Ergebnissen von Bart et al. [10], die die Volumendehnung an *post mortem* entnommenen Karotiden maßen. Sie unterschieden vier Altersgruppen (0-30, 31-50, 51-70 und >70 Jahre) und ermittelten folgende Werte:

Alter	Volumendehnung	Volumenelastizitätsmodul	DV
	VD [$10^{-7} \text{ cm}^2/\text{dyn}$]	k [N/m^2]	bei $Dp=20 \text{ kPa}$ [%]
0-30	14,3	69.930	28,6
31-50	8,7	114.943	17,4
51-70	6,5	153.846	13,0
>70	4,1	243.902	8,2

Tabelle 7.1: Volumendehnungen von Karotiden nach Bart et al. [10]

Dabei gilt:

$$VD = \frac{\Delta V}{V_0 \Delta p} = \frac{1}{k}. \quad (7.1)$$

Die ersten drei Modelle weisen keine atherosklerotischen Veränderungen (physiologisch) auf und besitzen unterschiedliche Verzweigungswinkel. Das vierte hat

eine Stenose mit 80-prozentiger Querschnittsverengung an Interna- und Externaabzweig.

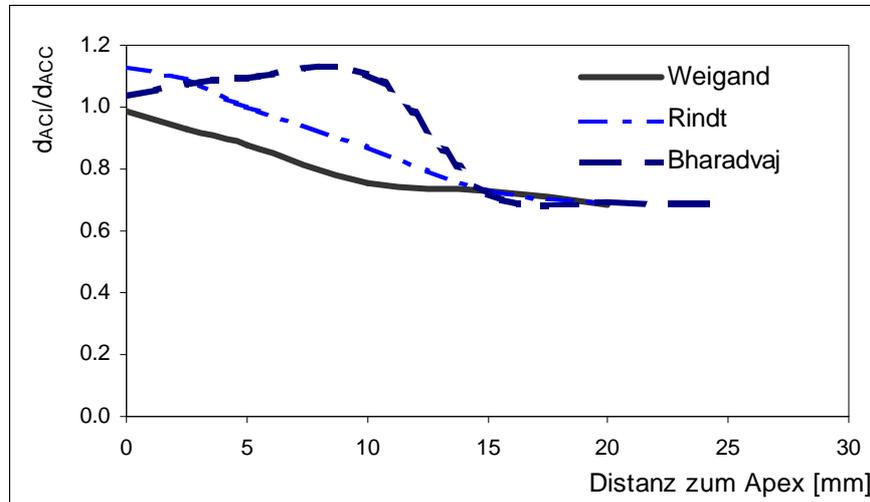


Abb. 7.6: Durchmesserverhältnisse der ACC zur ACI im Vergleich mit Rindt [121] und Bharadvaj et al. [15]. Durchmesser der ACC: Weigand 6.6 mm, Rindt 5.4 mm, Bharadvaj 8.0 mm (Modell Weigand: 37°-verzweigte Karotis).

Abb. 7.6 zeigt den Verlauf des Durchmessers der ACI im Verhältnis zu dem der ACC. Wie bei Rindt [121] verjüngt sich das Modell mit wachsendem Abstand vom Apex, weist aber am Apex eine etwas geringere Erweiterung auf. Dafür hat die ACC einen größeren Durchmesser, als die des Modells von Rindt. Das Modell Bharadvajs [15] besitzt die dickste ACC ($d = 8$ mm). Am Anfang der ACI zeigt es ferner eine deutliche Erweiterung, und Verjüngung tritt erst nach ca. 10 mm auf. Die verwendeten 29°- und 49°-verzweigten Modelle zeigen ähnliche Durchmesserverhältnisse wie das 37°-verzweigte Modell. Zu beachten ist ferner, daß nur 70 Prozent des Volumenstroms in der ACC in die ICA fließen. Die ICA stellt somit in allen Fällen eine Querschnittserweiterung dar.

Modellherstellung

Die Modelle wurden nach Gefäßausgüssen angefertigt, die in Zusammenarbeit mit der Abteilung für Gefäßchirurgie des Klinikums Rechts der Isar der Technischen Universität München erstellt wurden. *Post mortem* entnommene Karotiden wurden mit Silikon ausgegossen. Nach Herstellung von Negativformen der Silikonausgüsse wurden darin die Ausgüsse mehrfach mit Wachs dupliziert. Die Wachskerne wurden nach Entgratung mehrmals in flüssiges Silikon getaucht und anschließend getrocknet. Die Wanddicke und damit die Volumenelastizität wurden durch die Schichtanzahl verändert. Zuletzt wurde das Wachs ausgeschmolzen und das

verbleibende Silikonmodell mit Isopropanol gereinigt. Eine ausführliche Beschreibung der verwendeten Technik findet sich bei Baumgart [13].

7.1.3 Modellfluid

Zur Simulation der physiologischen, pulsierenden Strömung im Versuch ist es erforderlich, das Fließverhalten des Blutes nachzubilden. Da für die LDA-Messungen kein Blut verwendet werden kann, sondern ein transparentes Fluid erforderlich ist, wurde ein Ersatzfluid, bestehend aus DMSO-Wasser und Polyacrylamiden verwendet, das bei Raumtemperatur eine dem Blut ähnliche Viskosität besitzt [45, 70, 74, 75, 114]. Zu beachten war, daß Blut viskoelastische Eigenschaften mit scherverdünnendem, viskosem Fließverhalten besitzt (siehe auch 2.3). Zur Messung der Viskosität stand ein Low-shear-Rotationsviskosimeter (Haake Rotovisco RV100, Meßsystem CV100, Meßeinrichtung ME 30) zur Verfügung, das in einem zylindrischen Ringspalt eine Couette-Strömung erzeugt. Dabei wird die äußere Wand (Außenzylinder) in Bewegung versetzt. An der inneren Wand (Innenzylinder) wird das durch die Zähigkeit der Flüssigkeit übertragene Drehmoment gemessen. In Abhängigkeit der Anregung des Außenzylinders können die in Tabelle 7.2 gezeigten Größen gemessen werden.

Anregung	Meßgröße
1. Konstante Geschwindigkeit ($w = H \text{ const.}$)	Viskose Komponente $\mathbf{h}' = f(t)$
2. Linear wachsende Geschwindigkeit ($dw/dt = \text{const.}$)	Viskose Komponente $\mathbf{h}' = f(\partial w / \partial r)$
3. Oszillierende Geschwindigkeit $w = \sin w t$ mit $w = 2\pi f$	Viskose und elastische Komponente $\mathbf{h}' = F_1(f), \mathbf{h}'' = F_2(f)$

Tabelle 7.2: Meßmodi des Rotationsviskosimeters

Für die Messung der Scherverdünnung wurde Anregung 2, für die der Viskoelastizität Anregung 3 verwendet. Zeitabhängiges Fließverhalten (Anregung 1) wurde nicht erfaßt.

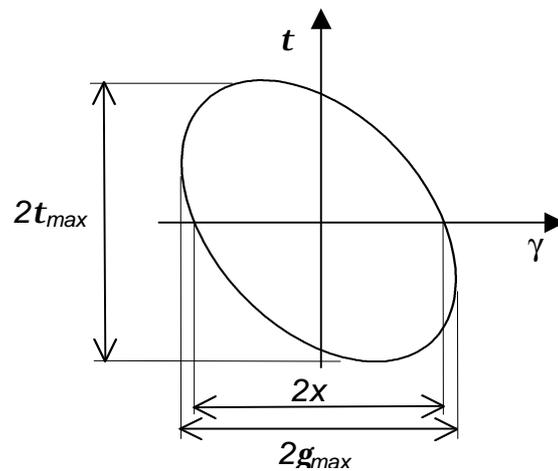


Abb. 7.7: Prinzip der Viskoelastizitätsmessung (g Amplitude, t Schubspannung)

Bei oszillierender Anregung (3) zeichnet der Schreiber des Viskosimeters eine Ellipse auf, aus deren Abmessungen sich die viskose Komponente h' , die elastische Komponente h'' und der Phasenwinkel d folgendermaßen berechnen lassen:

$$h' = h^* \cdot \sin d, \quad (7.2)$$

$$h'' = h^* \cdot \cos d, \quad (7.3)$$

$$d = \arcsin \frac{2x}{2g_{\max}}, \quad (7.4)$$

$$h^* = \frac{t_{\max}}{g_{\max} w}. \quad (7.5)$$

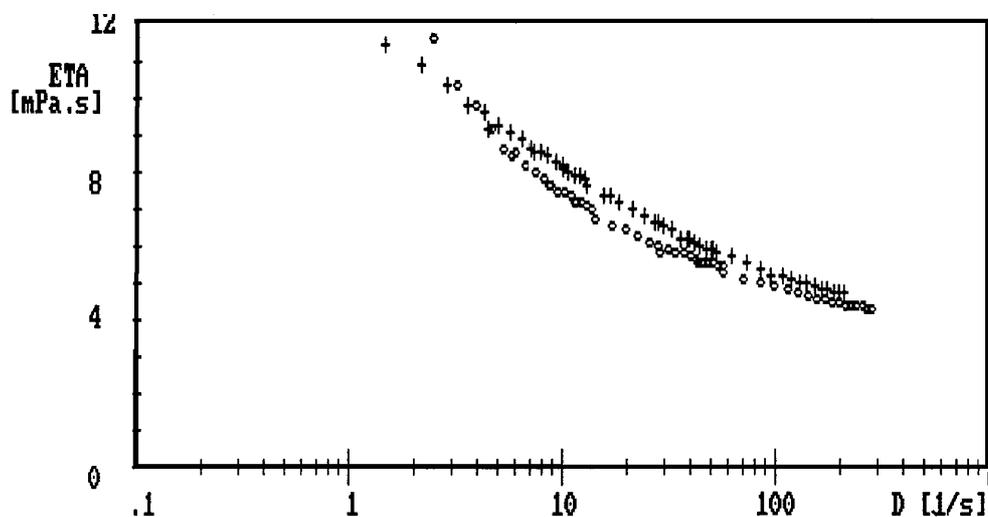


Abb. 7.8: Scherverdünnung von Blut (ooo) bei 37° C und der DMSO-H₂O-Separan-Lösung (+++) bei 21° C (Meßsystem: Haake Rotationsviskosimeter) nach Liepsch und Weigand [76]

Abb. 7.8 zeigt eine Vergleichsmessung der Scherverdünnung zwischen Blut bei 37°C und dem Ersatzfluid bei Raumtemperatur (21°C). Das scherverdünnende Fließverhalten erscheint deutlich: Bei niedrigen Scherraten steigt die Viskosität über 10 mPa s, bei hohen Scherraten sinkt sie bis auf 4 mPa s ab. Beide Flüssigkeiten zeigen gute Übereinstimmung im gewählten Meßbereich. Abb. 7.7 veranschaulicht das Prinzip der Messung der Viskoelastizität.

Abb. 7.9 zeigt die Abhängigkeit der komplexen Viskosität von der Frequenz der Anregung. Blut und die DMSO-H₂O-Separan-Lösung zeigen ähnliches Verhalten.

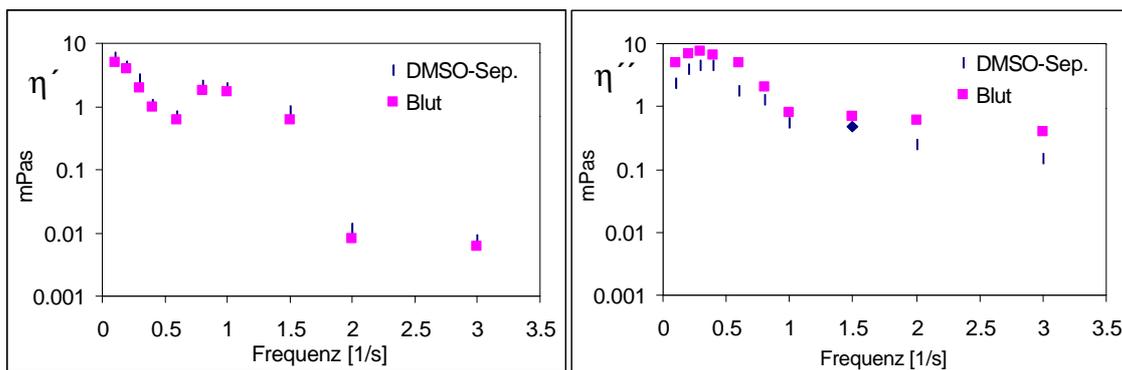


Abb. 7.9 a,b: Komplexe Viskosität von Blut bei 37°Celsius und der DMSO-H₂O-Separan-Lösung bei 21°C über der Frequenz nach Poll [114]

DMSO (Dimethylsulfoxid) ist ein aprotisches Lösungsmittel mit einer Dichte von $\rho = 1100 \text{ kg/m}^3$. Bei Separan handelt es sich um ein synthetisches, anionisches und organisches Flockungsmittel, das als Gelbildner verwendet wird. (Es gibt verschiedene Arten von Separan, die sich in ihrer Ladungsdichte sowie ihrem Molekulargewicht unterscheiden; dadurch kann die Viskosität der Lösung, die mit einem dieser Polymere angesetzt wird, verändert werden). Bei diesen Versuchen wurden $13,5 \cdot 10^{-6}$ Gewichtsprozent Separan AP45 und $19,06 \cdot 10^{-6}$ Gewichtsprozent Separan AP302 (beides von DOW CHEMICAL) zugegeben. Das Mischungsverhältnis von DMSO zu destilliertem Wasser beträgt 1,07 : 1 (51,7 % DMSO und 48,3 % destilliertes Wasser). Damit wurden der erforderliche Brechungsindex von 1,41 erzielt. Als Streuteilchen für das Laserlicht wurden hier auf das Gesamtvolumen des Fluids (ca. 30 l) 3 ml TiO₂ mit einer Dichte von $\rho = 3840 \text{ kg/m}^3$ und einem Durchmesser von 1 μm und für die Ultraschallmessung 2 cm³ Latexpartikel von BASF (Durchmesser 6 μm) zugegeben (beide Teilchenarten verändern die Viskosität nicht). Da sich die Latexpartikel in den Behältern und Rohren des Kreislaufes absetzten, mußten regelmäßig neue hinzugefügt werden. Bei einer Dichte von $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$ der DMSO-H₂O-Separan-Lösung betrug die repräsentative Viskosität $\eta = 4,9 \text{ mPa s}$. Um verfälschte Meßergebnisse zu vermeiden, wurde die Viskosität während des Meßvorgangs wiederholt kontrolliert.

7.1.4 Strömungszustände

Um die „Pulscurve“ der physiologischen Blutströmung im Karotismodell nachzubilden, wurde zuerst eine PW-Doppler-Geschwindigkeitsmessung *in vivo* an einem gesunden Probanden (Alter 30 Jahre, Nichtraucher) ausgeführt (Abb. 7.10a).

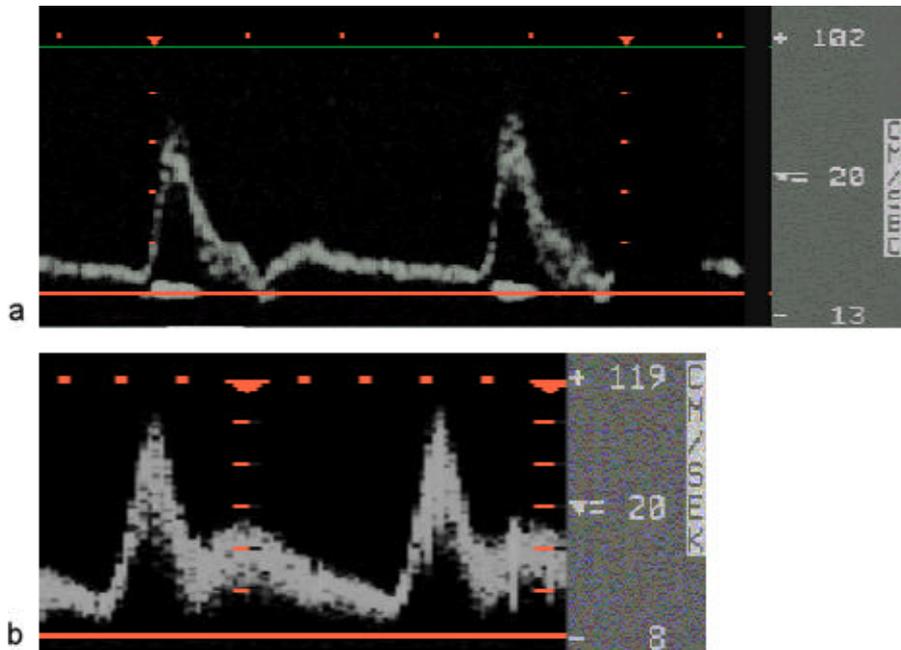
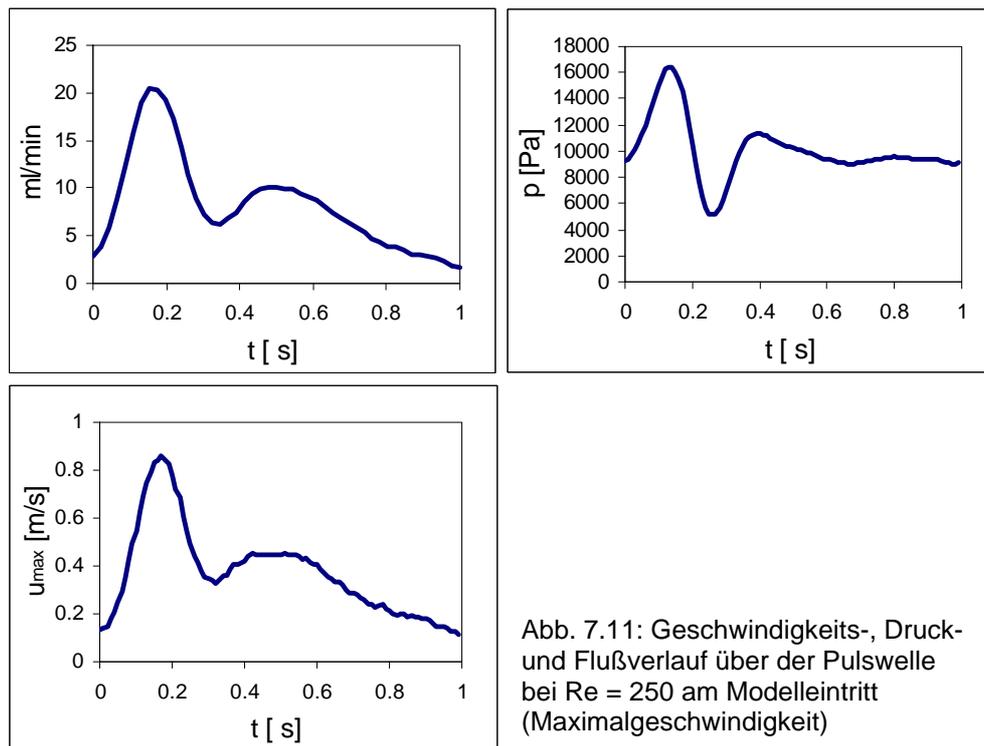


Abb. 7.10: Referenz-PW-Doppler-Messung *in vivo* (a) und *in vitro* (b). Die *In-Vivo*-Messung diente als Vorlage für die Einstellung des Strömungskreislaufes.

Durch geeignete Einstellungen des Strömungskreislaufes (Pumpenamplitude (siehe auch Abb. 7.3), Luftpolster im Windkessel) wurde diese Pulscurve *in vitro* nachgebildet (Abb. 7.10b). Die PW-Doppler-Spektren, die jeweils die Verläufe der Geschwindigkeiten in der Gefäßmitte wiedergeben, zeigen gute qualitative Übereinstimmung. Korrigiert man ferner die Messung aus a mit dem Kosinus des Beschallungswinkels (hier: 55°), erhält man wie bei Abb. 7.10b ca. 1 m/s Maximalgeschwindigkeit an der systolischen Spitze.

Abb. 7.11 zeigt die zur PW-Doppler-Messung aus Abb. 7.10b gehörenden Verläufe von Volumenstrom, Geschwindigkeit und Druck. Die Geschwindigkeitsmessung erfolgte mit dem LDA-System. Die Druckkurve zeigt eine Amplitude von ca. 7.000 Pa (= 52 mm Hg) während des systolischen Maximums. Dies entspricht gut physiologischen Verhältnissen. Aus dem mittleren Volumenstrom errechnet sich die Reynoldszahl mit der mittleren Geschwindigkeit zu 250 (siehe auch Tabelle 7.3). Die repräsentative Viskosität wurde dazu mit der repräsentativen Scherrate bestimmt (siehe auch Kapitel 4.3).



Um Verhältnisse für niedrigen und hohen Blutdruck zu simulieren, wurden ferner größere und kleinere Volumenströme eingestellt (siehe Tabelle 7.3). In allen physiologischen Modellen wurde das Volumenstromverhältnis mit 70/30 (ACI/ACE) eingestellt. Im stenotisierten Modell ergab sich infolge des größeren Widerstandes bei unveränderten Einstellungen des Strömungskreislaufes ein reduzierter Volumenstrom (Re = 213). Das Volumenstromverhältnis betrug 63/37 (ACI/ACE).

Re	Viskosität h_{rep}	Volumenstrom	w_m	Massenströme			Scherrate \dot{g}_{rep}	Womersley a	Frequenz f
				ACC	ACI	ACE			
	mPas	l/h	m/s	g/min	g/min	g/min	1/s		1/min
150	5,2	14,59	0,11	255	179	77	94,5	4,02	60
213	5,0	20,07	0,14	351	221	130	130,1	4,08	60
250	4,9	23,23	0,17	407	285	122	150,5	4,11	60
350	4,8	31,73	0,23	555	389	167	205,6	5,10	90

Tabelle 7.3: Strömungsparameter

Die Tabelle zeigt ferner die zugehörigen repräsentativen Scherraten

$$\dot{g}_{rep} = \frac{\dot{V}}{r^3} \tag{7.6}$$

und die Womersleyparameter

$$a = r \sqrt{\frac{2p}{n \cdot f}} \quad (7.7)$$

Abb. 7.12 zeigt die Verläufe der Maximalgeschwindigkeiten am Eintritt des Modells für die Reynoldszahlen 150, 250 und 350. Gegenüber $Re = 250$ wurde für $Re = 350$ eine größere Maximalgeschwindigkeit und höhere Pulsfrequenz eingestellt. Für $Re = 150$ wurde eine deutlich niedrigere Maximalgeschwindigkeit bei gleicher Pulsfrequenz gewählt.

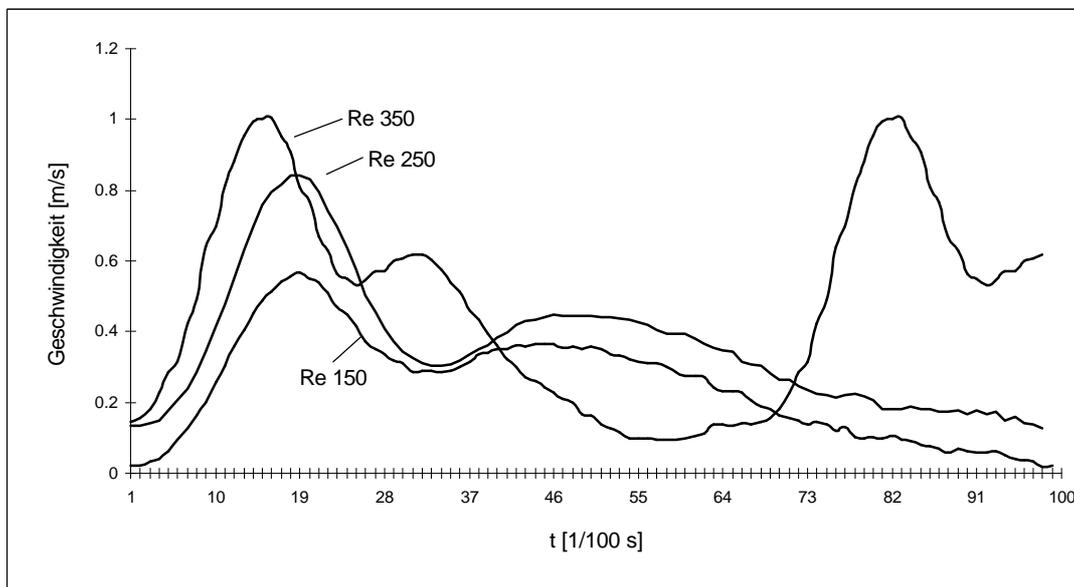


Abb. 7.12: Geschwindigkeitsverläufe am Modelleintritt bei verschiedenen Reynoldszahlen gemessen mit LDA

Im 29°-, 37°- und 49°-verzweigten Modell wurde $Re = 250$ eingestellt. Abb. 7.11 zeigt die Volumenstrom-, Geschwindigkeits- und Druckmessung über dem Pulszyklus bei einer Reynoldszahl von 250 und 60 Pulsen pro Minute. Die Druckkurve zeigt eine Amplitude von ca. 7000 Pa (= 52 mm Hg) während des systolischen Anstieges. Dies entspricht den physiologischen Verhältnissen. Dabei werden Maximalgeschwindigkeiten um 90 cm/s während der Systole erreicht. Das mittlere Druckniveau liegt bei etwa 10.000 Pa (= 75 mm Hg). Dies entspricht dem unteren physiologischen Blutdruck in den Arterien.

7.2 3D-LDA-Messungen

Im 37°-verzweigten Karotismodell wurde das vollständige Geschwindigkeitsfeld bei $Re = 250$ mit LDA gemessen. Es stand ein 1D-LDA-System der Firma BBC Goerz zur Verfügung, das mit einem Helium-Neon-Laser ($\lambda = 632,8 \text{ nm}$) im Vorwärtsstreuverfahren arbeitete. Der Strahlabstand betrug 30 mm, die Brennweite der fokussierenden Linse 50 mm. Es wurden nacheinander drei linear unabhängige, zueinander orthogonale Geschwindigkeitskomponenten gemessen. Abb. 7.13 zeigt die gemessenen Querschnitte und deren Distanz vom Strömungsteiler sowie die Verteilung der Meßpunkte in den Querschnitten. Insgesamt wurde an 69 äquidistanten Punkten gemessen.

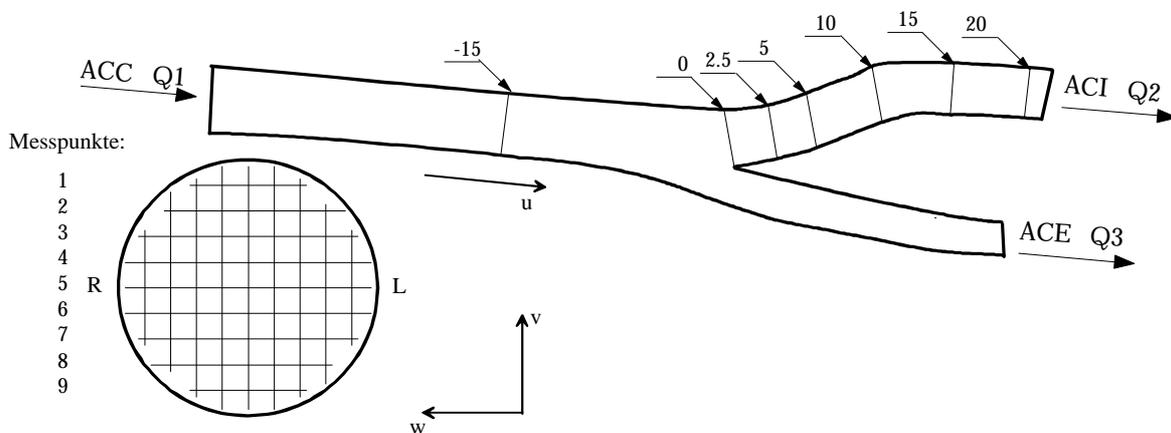


Abb. 7.13: Meßquerschnitte im Karotismodell

Da nur ein 1D-LDA-System zur Verfügung stand, wurden die drei Komponenten nacheinander gemessen. Die Messung der ersten Komponente u (axiale Komponente) und der zweiten Komponente v erfolgten bei senkrecht stehendem Modell (siehe Abb. 7.14a). Dazu wurde die LDA-Meßeinrichtung parallel (für u) bzw. senkrecht (für v) zur lokalen Modellachse ausgerichtet. Für die dritte Komponente (w) wurde das Modell um 90° um seine Längsachse gedreht (Abb. 7.14b).

Bei jeder Messung wurde das Gitter immer in der gleichen Reihenfolge abgetastet. Pro Meßpunkt wurden acht Pulszyklen aufgenommen, wobei das LDA-Signal (analoges Spannungssignal von 0 – 10 V) mit 100 Hz abgetastet wurde. Aus den acht einzelnen Zyklen wurde anschließend ein mittlerer Zyklus berechnet. Zur Synchronisation der drei Einzelmessungen wurde ferner ein Triggersignal der Pumpe abgetastet, das bei maximaler Amplitude ausgegeben wurde. Wie bei der Farbdopplermessung wurden die systolischen Maxima auf Phase 60° geschoben.

Mit den 3D-Geschwindigkeitsdaten wurden anschließend unter Verwendung des CFD-Analyzer 2.0 (Amtec Engineering) verschiedene Bahnlinien berechnet (Integration mit Runge-Kutta-Verfahren 2. Ordnung).

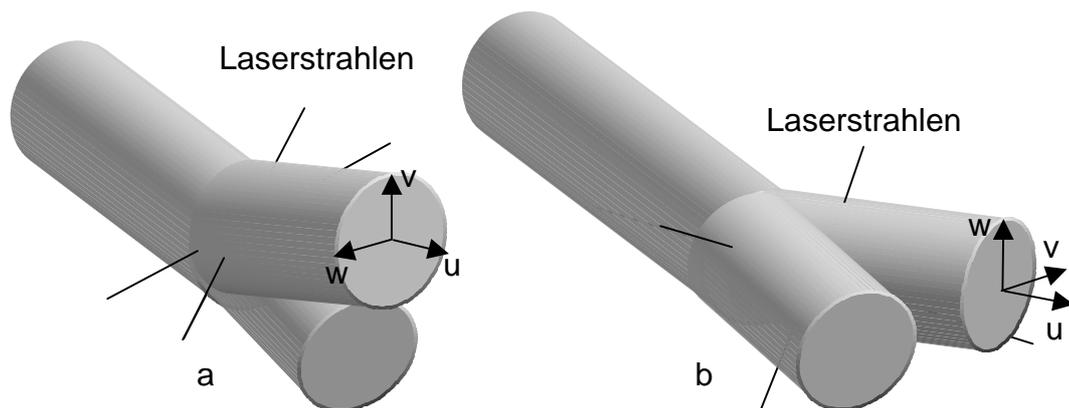


Abb. 7.14: Positionen des Karotismodells bei der 3D-LDA-Messung mit Verlauf der Laserstrahlen

7.3 Druckmessung

Druckmessungen erfolgten mittels induktiver Differenz- und Absolutdruckaufnehmer PD 1, 0,01 bar bzw. P 11, 0,5 bar und einem Mehrkanalträgerfrequenzverstärker KWS 6A-5 der Fa. Hottinger. Der Meßfehler dieser Druckaufnehmer ist kleiner 1 %, wodurch eine maximale Abweichung bei den Differenzdruckmessungen von 10 Pa und bei den Absolutdruckmessungen von 500 Pa gewährleistet ist. Nach einer genügend langen Einlaufstrecke (40 d) wurden der Druckabfall über 1 m vor dem Modell und der Absolutdruck direkt vor dem Modell gemessen.

7.4 Duplex-Sonographie - Farbdopplersystem

7.4.1 Gerätedaten

Für die Messungen standen zwei Duplex-Sonographiesysteme zur Verfügung (Hewlett Packard, SONOS1500 mit 5,5 / 7,5 MHz Linearschallkopf, Hewlett Packard, SONOS2500 mit 5,5 / 7,5 MHz Linearschallkopf). Beide verfügten neben der üblichen Ausstattung (B-Mode-Darstellung, CW-Doppler, PW-Doppler, Farbkodierung im B-Bild, Videorecorder, Drucker) über ein Wechselplatten-Laufwerk mit magnetisch-optischem Datenträgern (MO), auf dem Einzelbilder und Bildschleifen aufgezeichnet werden konnten. Die MO-Wechselplatten konnten auf PCs mit handelsüblichen MO-Laufwerken gelesen und weiterverarbeitet werden. Abb. 7.15 zeigt den Datenfluß vom Farbdopplersystem zum PC. Die Farbdopplermessungen wurden auf der MO-Platte in HP-TIF-Format gespeichert. Auf dem PC konnten diese Daten mit Hilfe spezieller Software von Hewlett Packard (DSR-Tools) extrahiert werden: Einzelne Farbdoppler-Bilder wurden in Standard-TIF-Format konvertiert und gespeichert. Die 30 Bilder einer Bildschleife wurden einzeln im Standard-TIF-Format gespeichert bzw. konnten gedruckt werden. Mit selbst entwickelter Software wurden später die Farbdopplerausschnitte aus allen 30 Bildern ausgeschnitten und zu vollständigen Bildschleifenbildern zusammen-

gefaßt (siehe Ergebnisse, Kapitel 8). Ferner konnten mit den DSR-Tools die Rohdaten der Farbdopplermessung extrahiert und in ASCII-Format gespeichert werden. Diese enthielten die Daten der B-Mode-Bilder und der Farbdopplerbilder, also der Geschwindigkeitsmessung. Die Extraktion wurde sowohl für Einzelbilder als auch für ganze Bildschleifen durchgeführt.

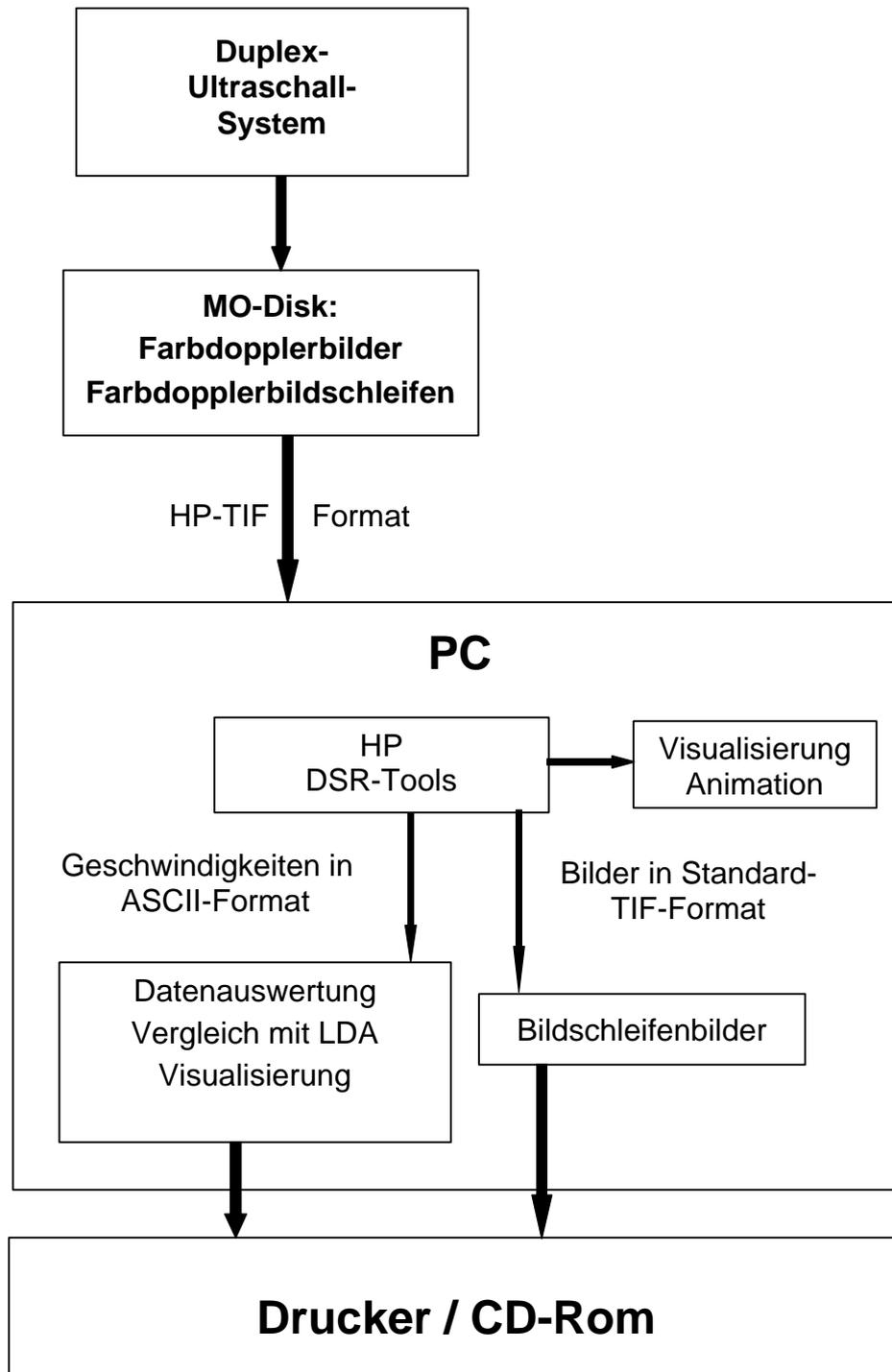


Abb. 7.15: Datenfluß vom Farbdopplersystem zum PC

Nach der Wandlung in ASCII-Format wurden die Farbdopplergeschwindigkeitsdaten ausgewertet und mit den LDA-Daten verglichen. Zuletzt erfolgte die Visualisierung und Archivierung auf CD-Rom. Mit dem Linearschallkopf erzielte das Sonographiesystem Bildausschnitte der Größe 4 cm × 3,44 cm (Tiefe × Breite), wobei die Tiefenausdehnung auch größer gewählt werden konnte. Die laterale Ausdehnung des Schallstrahles betrug ca. 1 mm, das Abtastraster 512 × 256 Pixel (vertikal × horizontal). Damit errechnet sich die horizontale Auflösung zu 0,13 mm und die vertikale Auflösung zu 0,08 mm bei 4 cm Eindringtiefe. Im Bildausschnitt konnte die Größe des Farbdopplerfensters variabel gewählt werden. Je kleiner es gewählt wurde, desto höher wurde die Bildfrequenz (frame rate). Mit dem verwendeten Gerät wurden Bildfrequenzen von 5 bis 25 Hz erzielt.

7.4.2 Modellanordnung

Die Karotis-Modelle wurden in Plexiglasbehälter eingebaut, die mit einer Glycerin-Wasser-Lösung gefüllt waren. Das Mischungsverhältnis wurde so gewählt, daß der Brechungsindex der Modellwand und des Modellfluids (jeweils 1.41) erreicht wurde. Dies ermöglichte einen brechungsfreien Verlauf der Laserstrahlen beim Modellwanddurchgang, so daß LDA-Messungen bei Wandbewegung, die aus dem Pulsieren der Strömung resultieren, durchgeführt werden konnten. Abb. 7.16 zeigt ferner die Positionen des Sonographieschallkopfes und der Schallfelder bei den Messungen an der ACC und an der ACI. Dieser tauchte in die Glycerin-Wasser-Lösung, die die Schalleitung zum Modell ermöglichte. Der Schallkopf konnte quer zur Modellachse traversiert werden.

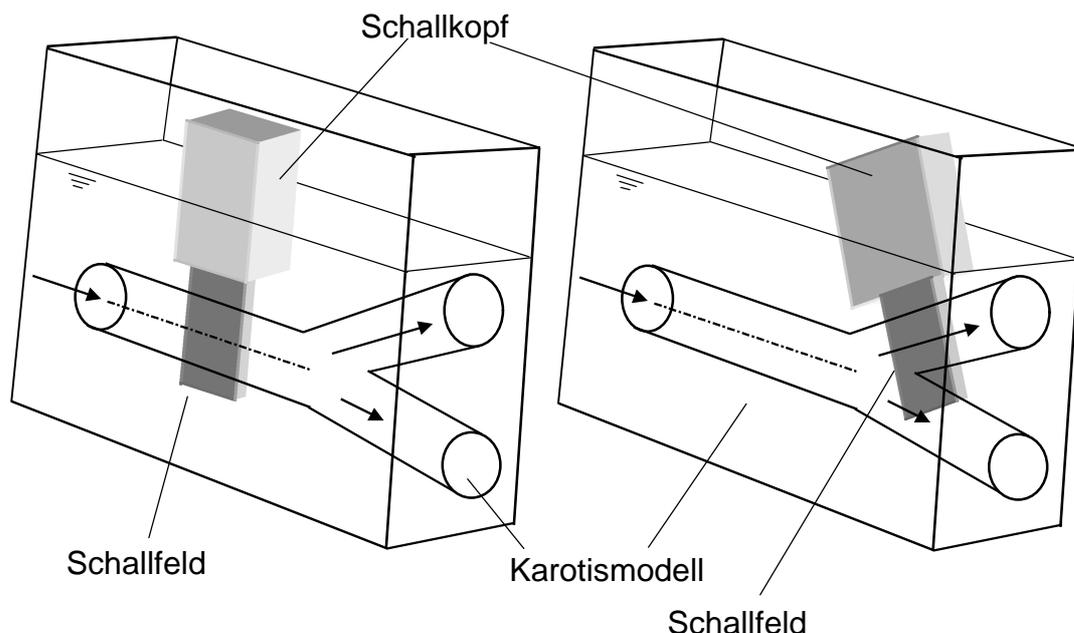


Abb. 7.16: Schallkopfpositionierung am Karotismodell bei Messungen in der ACC (links) und der ACI (rechts)

7.4.3 Farbdopplermessung bei laminarer, pulsierender Strömung

Um die Meßgenauigkeit der Farbdopplersysteme bei pulsierenden Strömungen zu überprüfen, wurden Messungen bei laminarer, pulsierender Strömung in der ACC durchgeführt. Der Schallkopf wurde in axialer Richtung mittig über der ACC positioniert (Abb. 7.16). Abb. 7.17 zeigt die Messung laminarer Strömung in der ACC. Die Modellwände sind gut zu erkennen. Der Fluß erfolgte von rechts nach links. Das hell eingegrenzte Parallelogramm kennzeichnet das Schallfeld. Die Schallausbreitung verlief parallel zu den Seitenkanten. Der Winkel zwischen Modellwänden und Schallausbreitung wurde im Bild gemessen. Für laminare Strömung wurden die axialen Geschwindigkeiten über die Winkelfunktion berechnet. Das helle Rechteck kennzeichnet den Bereich, aus dem die Geschwindigkeitsdaten extrahiert wurden. Der Ausschnitt umfaßt ca. 100×70 Farbpixel. Pro Pixel wurden ein Byte für die Farbinformation und ein Byte für das Schwarzweißbild gespeichert. Der Geschwindigkeitsmeßbereich war in 30 Stufen unterteilt. Die Datenaufbereitung, bei der Aliasingeffekte korrigiert wurden, erfolgte am PC (siehe auch 7.4.5).

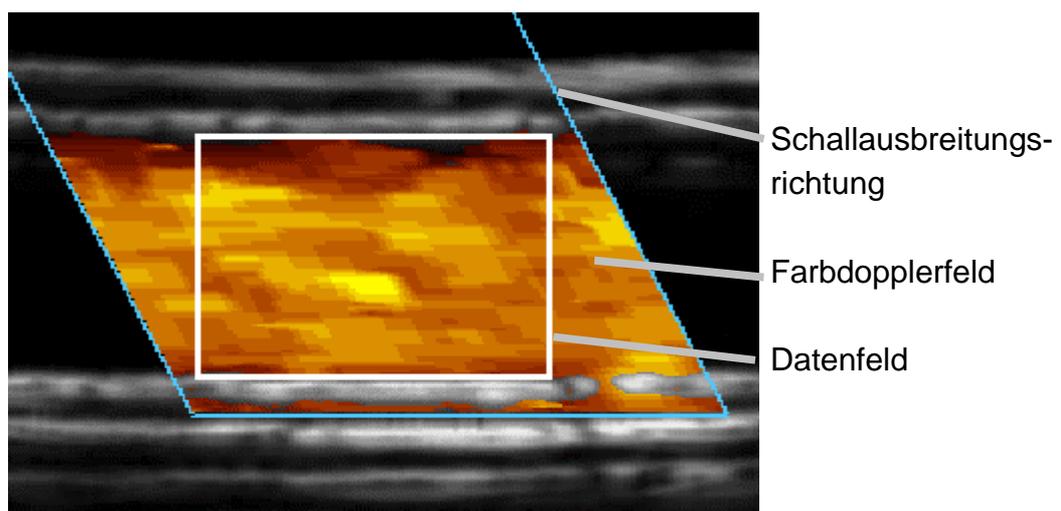


Abb. 7.17: Farbdopplermessung in der ACC. Die Geschwindigkeitsdaten werden im Bereich innerhalb des weißen Rechteckes extrahiert und analysiert.

Um mittlere Geschwindigkeitswerte zu erhalten, wurden Mittelwerte längs einer Stromlinie aus bis zu 100 Pixeln berechnet. Da die Messungen in den einzelnen Pixeln unabhängig voneinander fast gleichzeitig erfolgten, lieferten die Meßwerte in Punkten einer Stromlinie gleiche Geschwindigkeitswerte. Folglich konnte aus ihnen ein Mittelwert für die Geschwindigkeit auf der Stromlinie berechnet werden. Anschließend wurden die zugehörige Standardabweichungen berechnet und untersucht, ob Unterschiede zwischen der Messung auf der Gefäßachse und der Messung in randnahen Punkten auftreten. Analog zu den LDA-Messungen, die an neun gleich verteilten Punkten längs des senkrechten Durchmessers erfolgten,

wurde die Auswertung der Farbdopplerdaten an den gleichen Punkten durchgeführt (siehe auch Abb. 7.14).

7.4.4 Farbdopplermessungen mit Kontrastmittelzugabe

Wie in Abschnitt 1.5 beschrieben, verstärken Ultraschallkontrastmittel die Echogenität des Blutes. Alle gängigen Kontrastmittel basieren auf Mikrobläschen, die infolge akustischer Impedanzunterschiede zu stärkerer Rückstreuung des Ultraschalls führen. Es gibt gasgefüllte Mikrohohlkugeln, stabilisierte Luftbläschen und perfluorhaltige Kontrastmittel [109]. Da sie intravenös injiziert werden und die Lunge passieren, müssen sie bei einer Größe von ca. 5 μm stabil genug sein, um die Arterien zu erreichen. Für die Versuche stand LEVOVIST[®] von Schering, Berlin, zur Verfügung. Dieses besteht aus Luftbläschen, die in Galaktose gebunden sind. Zur Stabilisierung der Bläschen enthält es zusätzlich Palmitinsäure, die analog zu Seifenblasen die Bläschen stabilisiert.

Über eine Perfusionspumpe wurde LEVOVIST[®] der Strömung kontinuierlich zugegeben (siehe Abb. 7.2). Die Konzentration betrug 0,1 Gewichtsprozent LEVOVIST[®] bezogen auf den Massenstrom im Strömungskreislauf. Das Ultraschallecho wurde damit so verstärkt, daß der Verstärkungsfaktor am Farbdopplersystem auf seinen Kleinstwert reduziert werden konnte.

7.4.5 Bidirektionale Farbdopplermessungen - Datenverarbeitung

Abb. 7.16 zeigt die Positionierung des Schallkopfes über der ACI. Da im Bereich der ACI Sekundärströmungen und Strömungsablösung auftreten, wurden zwei Geschwindigkeitskomponenten mit dem Farbdopplersystem gemessen (bidirektionale Messung). Die Position des Schallkopfes blieb dabei unverändert, so daß das B-Bild ortsfest blieb. Damit konnten in dem Bereich, in dem sich die beiden Schallfelder überschneiden, linear unabhängige Geschwindigkeitskomponenten in identischen Punkten erfaßt werden (siehe auch Kap. 5).

Wie bei den Messungen an der ACC wurden Bildschleifen mit je 30 aufeinanderfolgenden Farbdopplerbildern aufgezeichnet. Die Datenextraktion erfolgte ebenso wie bei den Messungen in der ACC: Das Datenfenster wurde so in die ACI eingepaßt, daß deren oberer und unterer Rand mit der oberen (AW) und unteren Wand (IW) der ACI zur Deckung kamen (siehe auch Abb. 7.17). Abb. 7.18 zeigt das Schema der Datenauswertung. Das Datenfeld enthielt ca. 50 \times 120 Farbpixel pro Bild. Anschließend wurde es auf ein 15 \times 15-Werte-Datenfeld reduziert, an dem dann Aliasingkorrektur durchgeführt wurde.

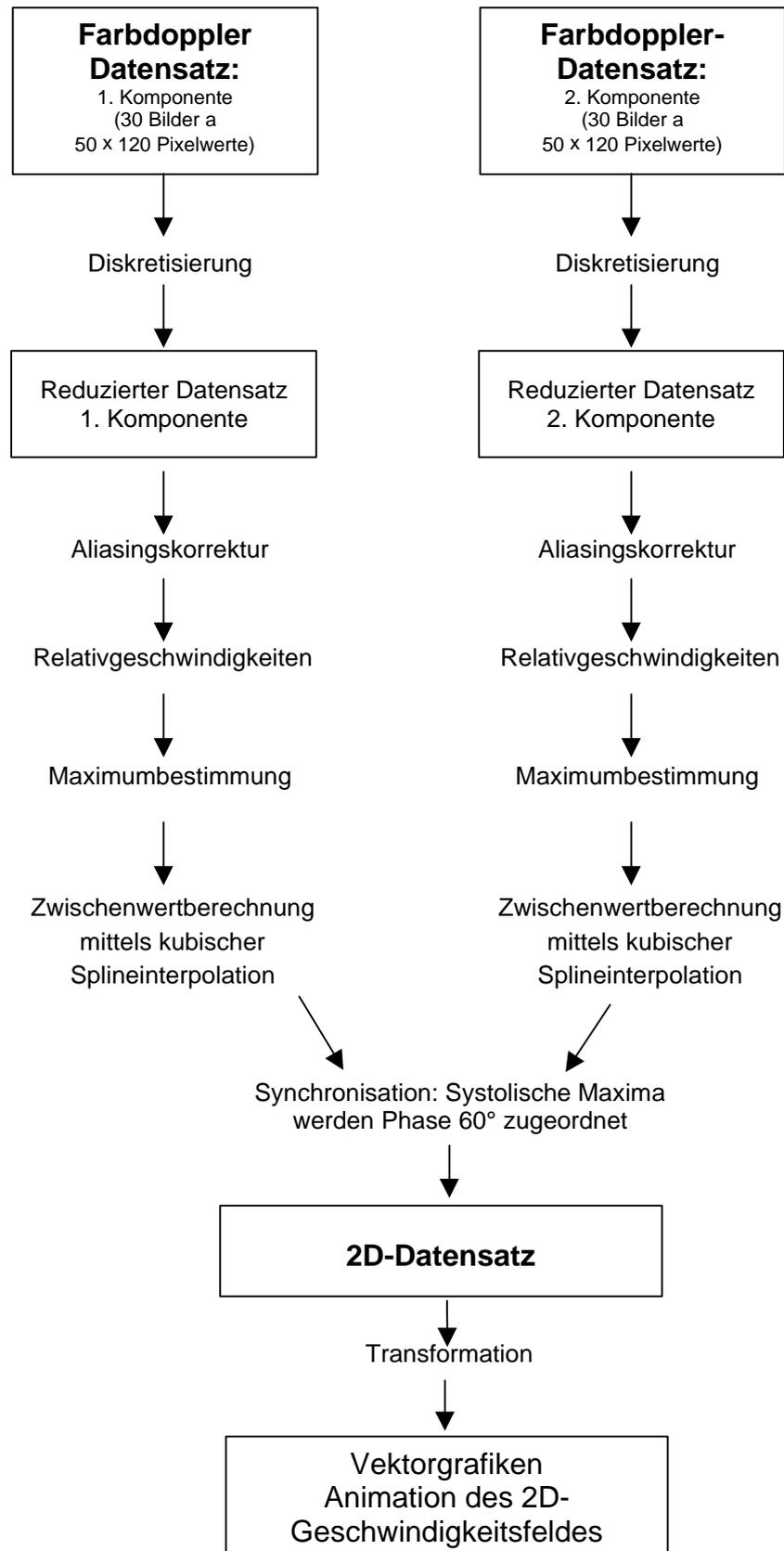


Abb. 7.18: Auswertungsschema für die 2D-Farbdopplermeßdaten

160	177	128	130	128	128	130	128	128	128	128	128	128	128	128
193	176	128	136	138	97	97	136	136	128	128	128	136	114	123
193	184	136	162	145	90	96	81	88	104	128	128	96	129	123
193	192	152	161	155	138	96	88	96	96	96	96	90	105	93
192	184	179	168	161	161	144	98	88	89	96	90	89	107	91
200	184	184	188	168	168	169	160	91	89	91	83	81	116	108
193	192	201	201	177	176	176	168	145	89	83	83	82	83	77
201	194	217	217	194	184	177	176	160	97	82	69	58	68	75
233	229	232	234	208	200	195	177	169	163	82	60	56	65	70
218	228	234	232	217	208	200	192	192	160	91	57	57	42	68
210	221	236	248	225	224	210	208	200	184	97	66	66	41	57
201	192	229	8	242	243	227	216	200	185	85	66	72	50	49
209	13	12	24	21	11	240	217	202	185	138	75	83	53	52
144	43	36	32	36	24	16	218	197	193	153	117	57	42	36
128	99	42	43	34	32	37	233	208	186	162	129	73	66	41

Tabelle 7.4: 15 × 15-Datenfeld der Farbdopplermessung mit Aliasing

Tabelle 7.4 zeigt beispielhaft den reduzierten Datensatz eines Farbdopplerbildes einer Bildschleife mit Aliasing. In der linken unteren Ecke erkennt man einen Wechsel von hohen zu niedrigen Werten. Im Farbdopplerbild ist dies am Farbumschlag zu erkennen. Dieser wird mit Aliasing bezeichnet. Im Datensatz tritt dabei ein Überlauf auf, das heißt, der Meßbereich wird an der Obergrenze verlassen (= 256) und an der Untergrenze wieder betreten (= 0). Die Korrektur bei Überschreiten des Meßbereiches erfolgt durch Summation von 256, bei Unterschreiten durch Subtraktion von 256. In den Datenfeldern können diese Bereiche an un stetigen Verteilungen bzw. Sprüngen erkannt werden. Diese Aliasing-Effekte traten meist nur während der systolischen Maxima auf.

Im Anschluß wurden aus den Pixelwerten die Relativgeschwindigkeiten berechnet:

$$V_{rel} = \text{floor}\left(\frac{\text{Pixelwert} - 128}{8}\right) \cdot \left(\frac{V_{max} - V_{min}}{30}\right), \quad (7.8)$$

wobei für v_{max} und v_{min} die Grenzen des Geschwindigkeitsmeßbereiches einzusetzen sind. „*floor*“ entspricht der Gaußklammer, die einer reellen die nächst kleinere ganze Zahl zuordnet. Nach Berechnung der Relativgeschwindigkeiten wird zur Bestimmung der Position des systolischen Maximums ein Punkt in der ACI mit hohen Geschwindigkeiten ausgewählt. Gleichung (7.8) wurde der Beschreibung zu den „DSR-Tools“ von Hewlett-Packard entnommen.

Abb. 7.19 zeigt beispielhaft den Verlauf der Relativgeschwindigkeit über einer ganzen Bildschleife, die 30 Farbdopplerbilder umfaßt. Die eingezeichneten Punkte kennzeichnen den jeweiligen Meßwert pro Farbbild. Mit einer Bildfrequenz von 17 Hz, also einem zeitlichen Abstand der Bilder von ca. 0,6 s, ergibt sich eine

Meßdauer von 1,76 s pro Bildschleife. Da die Strömung zyklisch mit 1 Hz pulsiert, wird eine Winkelunterteilung des Pulszyklus verwendet. Die Bildschleife umfaßt somit 1.76 Zyklen, d.h. der zweite Zyklus wird bis $\omega t = 260^\circ$ erfaßt. Die Einteilung der Zyklen erfolgt so, daß dem Beginn der Systole der Phasenwinkel $\omega t = 0^\circ$ zugeordnet wird. Das systolische Maximum tritt dann bei $\omega t = 60^\circ$ auf.

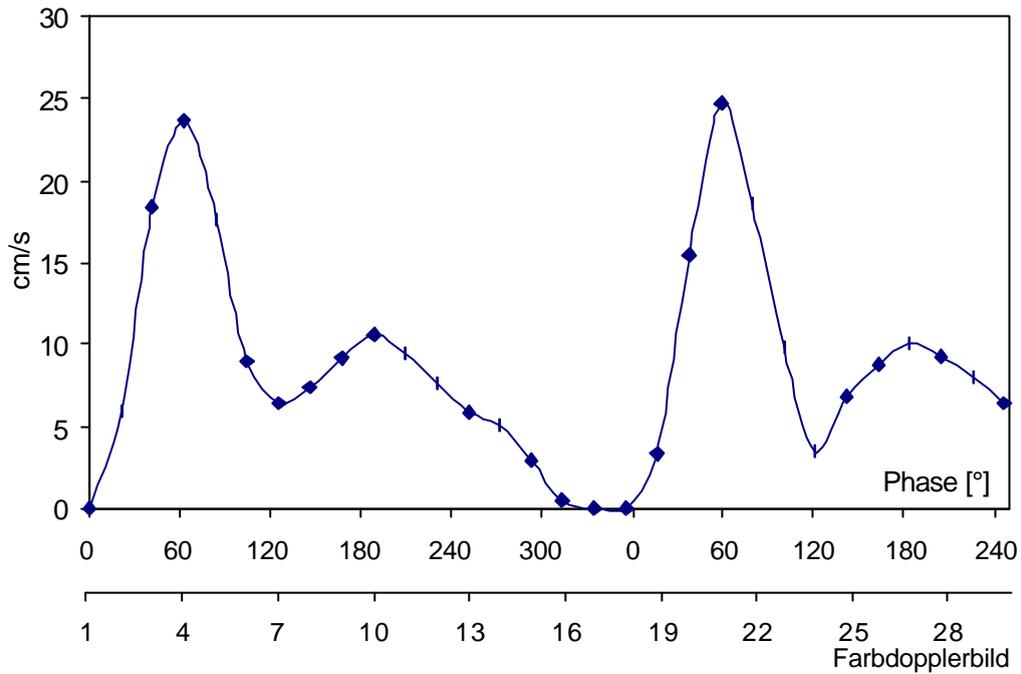


Abb. 7.19: Relativgeschwindigkeit gemessen mit dem Farbdoppler über der ganzen Bildschleife

Für die nachfolgende Vektorrekonstruktion wurden die Zwischenwerte zu den Phasen $0^\circ, 10^\circ, 20^\circ, \dots, 350^\circ$ mit kubischer Splineinterpolation berechnet. Dazu wurde ein Verfahren von Späth [136, 137] eingesetzt.

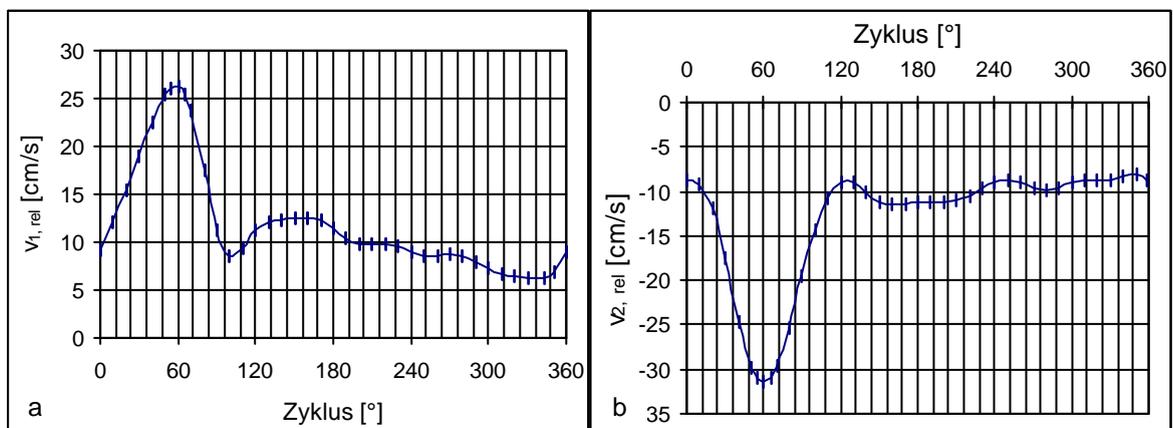


Abb. 7.20a,b: Interpolierte Geschwindigkeitsverläufe der bidirektionalen Farbdopplermessung nach Synchronisation des systolischen Maximums zu Phase 60° in einem Punkt (Beschallungswinkel $\mathbf{j}_1 = 71^\circ, \mathbf{j}_2 = 107^\circ$, vgl. Abb. 7.21)

Abb. 7.20 zeigt die Geschwindigkeitsverläufe einer bidirektionalen Farbdopplermessung mit den interpolierten Zwischenwerten. Zur Synchronisation der beiden Komponenten wurden beide systolischen Maxima auf Phase 60° geschoben.

Zuletzt wurden die Einzelmessungen zusammengefaßt und in ein rechtwinkliges Koordinatensystem transformiert.

Wie bereits oben erwähnt, werden über die Dopplerverschiebung die Geschwindigkeitskomponenten längs der Beschallungsrichtungen gemessen. Die beiden Schallachsen bilden allgemein ein schiefwinkliges Koordinatensystem. Die Vektor­komponenten v_1 und v_2 entsprechen der rechtwinkligen Projektion des Geschwindigkeitsvektors auf die Achsen.

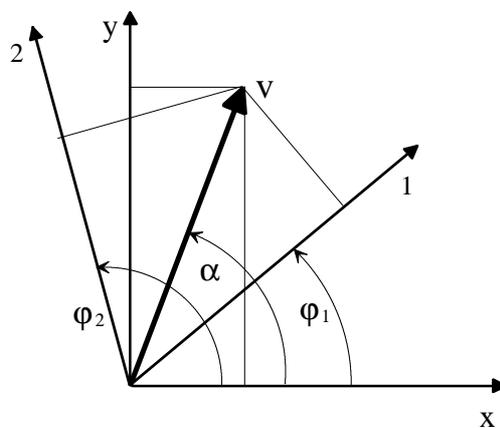


Abb. 7.21: Geschwindigkeitsvektor \mathbf{v} im schief- und rechtwinkligen Koordinatensystem.

In Abb. 7.21 ist die Projektion des 2D-Geschwindigkeitsvektors im schiefwinkligen $(1, 2)$ und rechtwinkligen (x, y) Koordinatensystem dargestellt. Die Umrechnung der Koordinaten von schiefwinkligem ins rechtwinklige System erfolgt durch Multiplikation mit der invertierbaren Transformationsmatrix.

$$\begin{bmatrix} v_x \\ v_y \end{bmatrix} = \frac{1}{\sin(\mathbf{j}_2 - \mathbf{j}_1)} \begin{bmatrix} \sin \mathbf{j}_2 & -\sin \mathbf{j}_1 \\ -\cos \mathbf{j}_2 & \cos \mathbf{j}_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \end{bmatrix}. \quad (7.9)$$

Die Winkelfunktionen in der Transformationsmatrix gelten für die in Abb. 7.21 gezeigte Geometrie.

8 Ergebnisse

8.1 3D-LDA-Messungen bei pulsierender Strömung

Abb. 8.1 zeigt die Einteilung der Pulswelle in Systole und Diastole sowie die Phasenwinkel, bei denen die Visualisierung durchgeführt wurde. Da Strömungsablösung und Ausbildung der Sekundärströmung vor allem während der Verzögerung gegen Ende der Systole auftreten, erfolgt die Visualisierung für LDA und Farbdopplermessung zu den Phasen 0° , 30° , 60° , 90° , 120° , 150° und 180° .

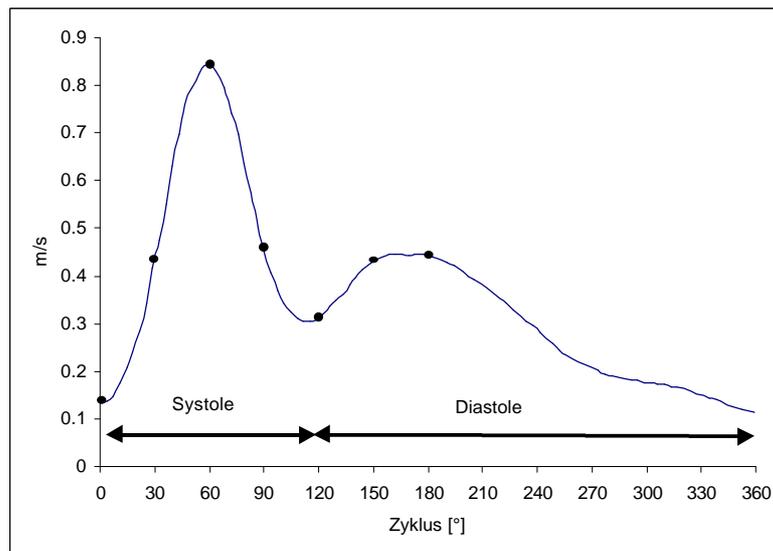


Abb. 8.1: Aufteilung des Zyklus in Systole und Diastole

8.1.1 LDA-Messungen in der ACC

Die LDA-Messungen der axialen Geschwindigkeit in der ACC zeigen ein fastparabolisches Strömungsprofil (Abb. 8.2). Die mittlere Reynoldszahl betrug 250, der Womersleyparameter 4,1. Eine wesentliche Abflachung des Profils ist nicht zu erkennen, es tritt kein Annulareffekt auf (vgl. Kap. 4.7).

Sekundärströmungen treten infolge der vorgeschalteten Beruhigungsstrecke und wegen des geraden Verlaufes der ACC nicht auf. Phase 0° , die den Beginn der Systole darstellt, zeigt geringe Geschwindigkeiten, Phase 30° zunehmende Geschwindigkeiten. Maximale Geschwindigkeiten treten bei Phase 60° während des systolischen Maximums auf. Die maximalen Geschwindigkeiten betragen etwa 87 cm/s. Phase 120° zeigt niedrigere Geschwindigkeiten am Ende der Systole (Zeitpunkt des Schließens der Aortenherzklappe). In den folgenden Phasen erkennt man einen kurzen Wiederanstieg (Anfang der Diastole), dann anschließend eine Beruhigung bis zum Ende der Diastole (bei Phase 360°).

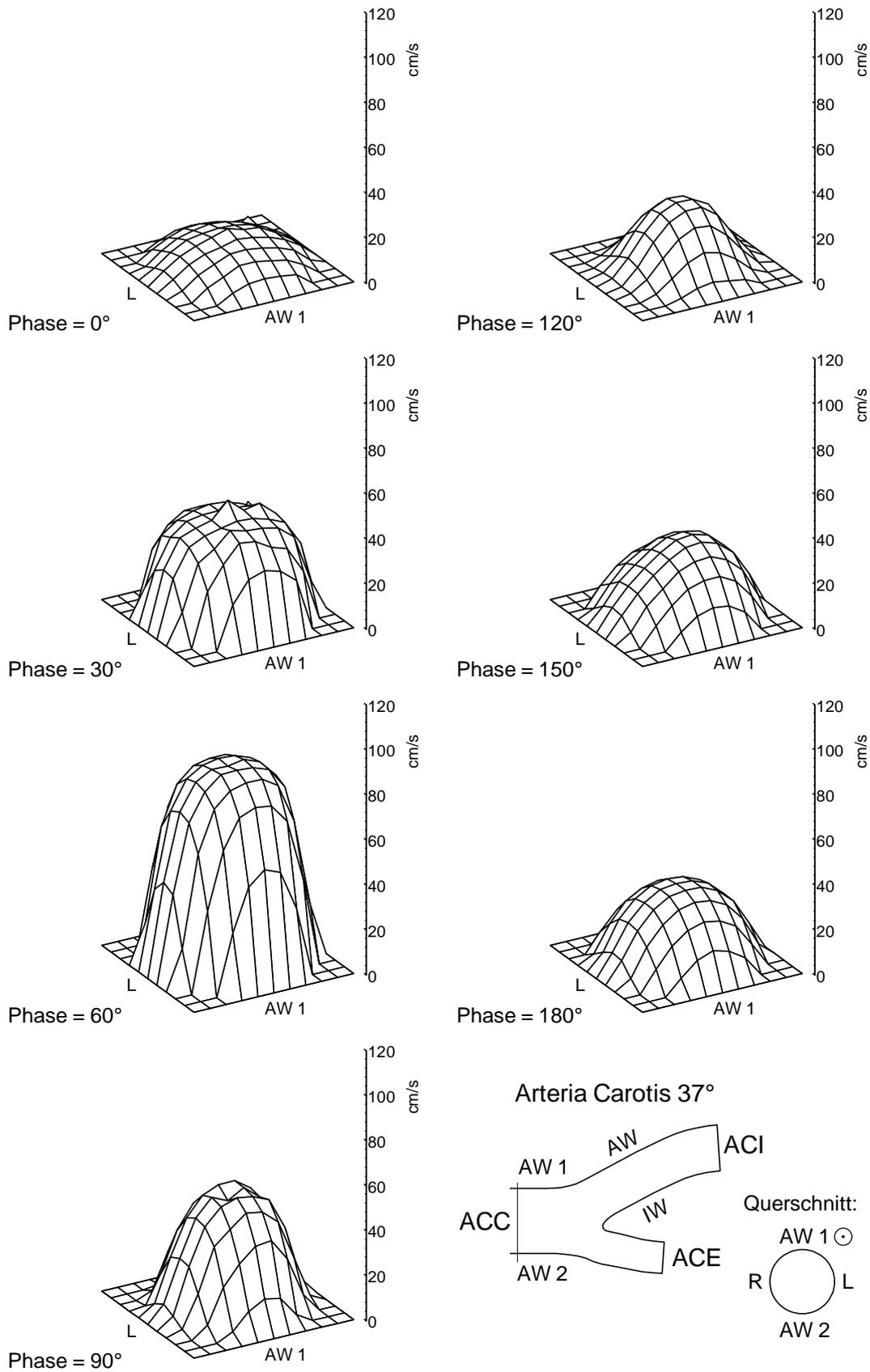


Abb. 8.2: Strömungsprofil in der ACC gemessen mit LDA (AC37phys, axiale Komponente, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$, 15 mm vor der Verzweigung)

8.1.2 Strömungsverhältnisse in der Arteria Carotis Interna

An der Verzweigung wird die Strömung geteilt. 70 % des Volumenstromes fließen in die ACI, 30 % in die ACE. Infolge der Teilung und Umlenkung kommt es zu Strömungsablösung und Sekundärströmungen.

Abb. 8.3 zeigt das Geschwindigkeitsprofil der axialen Komponente in der ACI im Querschnitt direkt am Strömungsteiler. In Phase 0° erkennt man geringe Geschwindigkeiten mit fast symmetrischer Verteilung. Phase 30° zeigt ein ähnliches axiales Geschwindigkeitsprofil mit steigenden Geschwindigkeiten. Während des systolischen Maximums (Phase 60°) bildet sich das asymmetrische Profil mit hohen Geschwindigkeiten an der Innenwand (IW) aus. An der Außenwand (AW) entsteht ein Gebiet mit deutlicher Strömungsverzögerung. Es reicht bis zur Gefäßmitte. Mit abfallender Systole (Phase 90°) nimmt die Verzögerung zu. Strömungsstillstand und geringe Rückströmungen bilden sich an der Außenwand aus. Strömungsablösung entsteht. Das Strömungsprofil ähnelt einer Sessellehne bzw. einem Hufeisen. In Wandnähe erkennt man deutlich größere Scherraten als in der ACC. Während der Diastole verschwinden die „Delle“ und die Rückströmungen. Der Geschwindigkeitsabfall zur Außenwand hin ist jedoch bis Phase 180° zu erkennen. Erst gegen Ende des Zyklus entsteht ein symmetrisches Profil wie es in Phase 0° zu erkennen ist.

In Abb. 8.4 ist die axiale Geschwindigkeitskomponente mit Falschfarben dargestellt. Um zu jeder Phase die Geschwindigkeitsabstufungen klar sichtbar zu machen, wurde jeweils eine neue Skalierung gewählt. Die Beschleunigung und anschließende Verlagerung des Geschwindigkeitsmaximums zur Innenwand hin ist deutlich zu erkennen. In Phase 90° wird ferner sehr gut die Ausdehnung des Ablösegebietes gezeigt: Es reicht fast bis zur Mitte des Querschnittes. Ebenso erkennt man gut die Hufeisenform (auch in Phase 120°). Anhand der Falschfarben können ferner die Geschwindigkeiten quantifiziert werden. Ab Phase 60° lassen sich gut die Bereiche mit großen Geschwindigkeitsgradienten nahe der Innenwand erkennen. Bei Phase 90° treten negative Geschwindigkeiten um -5 cm/s auf, die bei Phase 120° bereits wieder verschwinden.

Die Strömungsablösung entsteht folglich nur zu Ende des systolischen Maximums. Infolge der Strömungsteilung und -ablenkung an der Verzweigung kommt es ähnlich wie in einem Krümmer ferner zur Ausbildung von Sekundärströmungen in den Abzweigen: Auf die schnellen Fluidteilchen wirken größere Zentrifugalkräfte, so daß diese „nach außen“ abfließen. Dies erzeugt wie in Krümmern einen Doppelwirbel (vergleiche auch Talukder [144] und Rindt [121]). Abb. 8.5 zeigt die Sekundärströmung im Querschnitt: Mit ansteigender Systole erkennt man in der Mitte Geschwindigkeiten von der Außenwand (AW) zur Innenwand (IW), die in Phase 60° fast 20 cm/s erreichen.

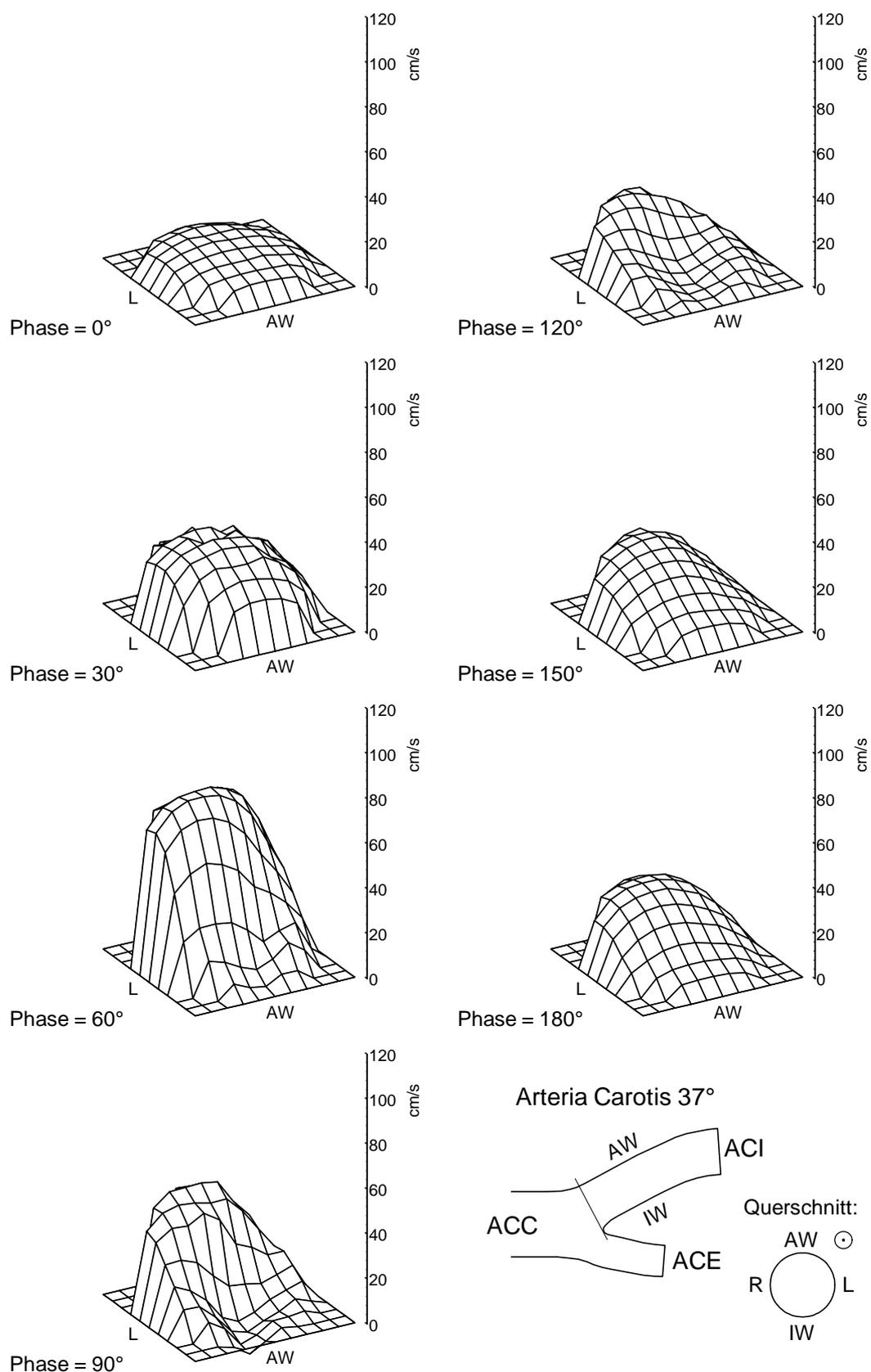


Abb. 8.3: Strömungsprofil in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, axiale Komponente, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$, 0 mm distal des Apex)

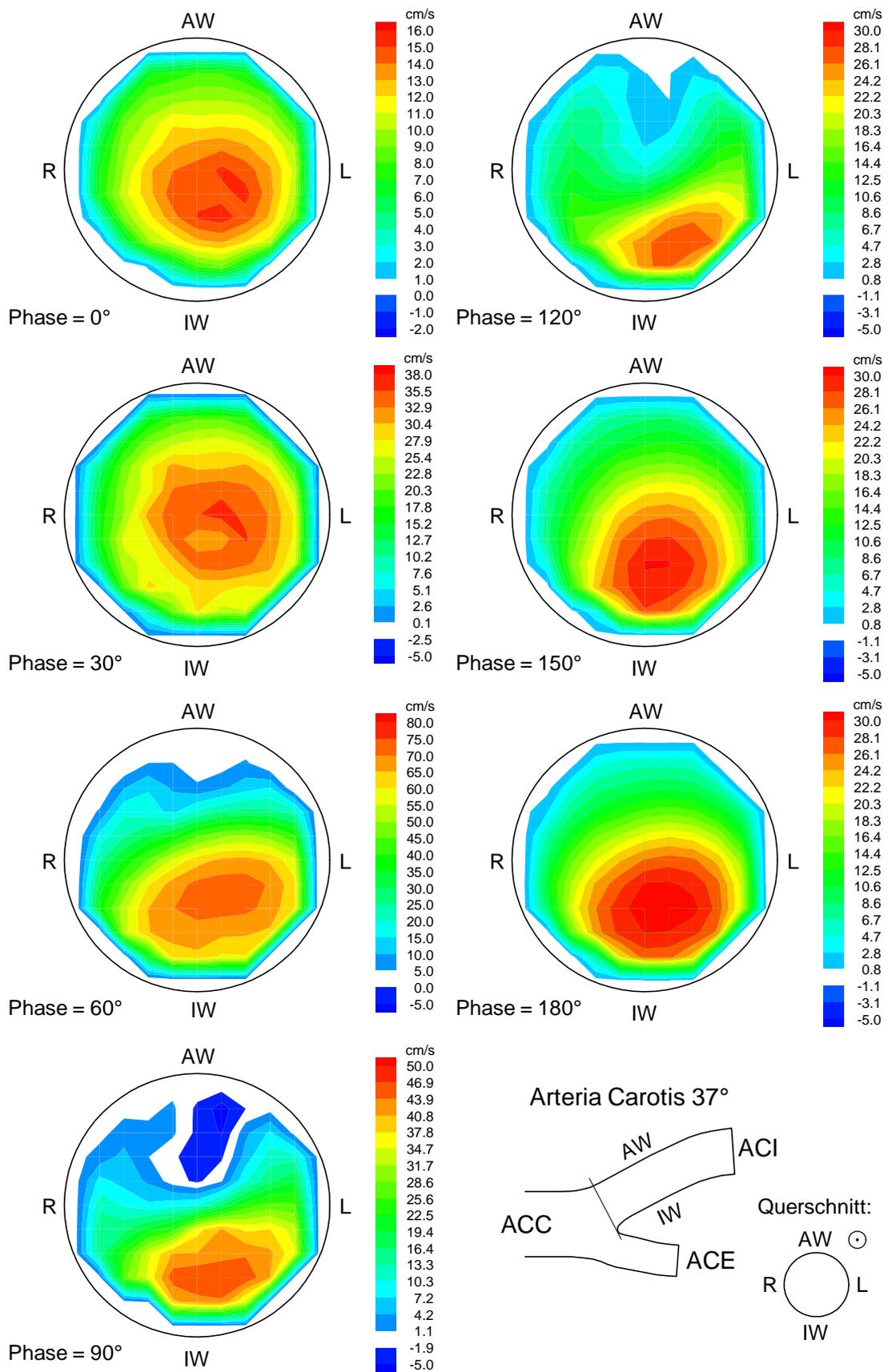


Abb. 8.4: Falschfarbendarstellung der axialen Geschwindigkeitskomponente in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, axiale Komponente, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$, 0 mm distal des Apex)

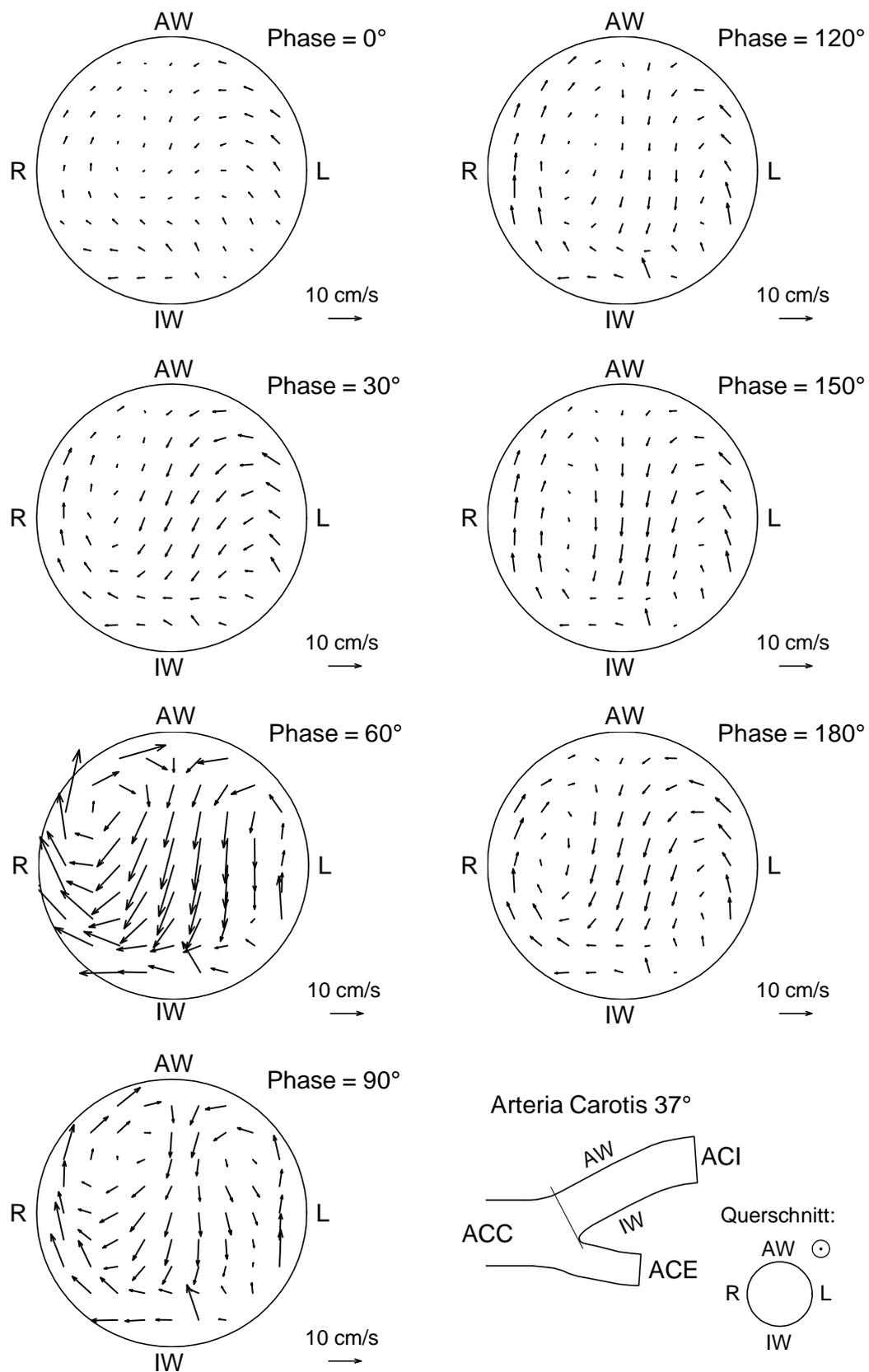


Abb. 8.5: Sekundärströmung in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$, 0 mm distal des Apex)

Die Ablenkung an der Innenwand erfolgt infolge der Unsymmetrien des Modells hauptsächlich nach rechts. Rechts und links erkennt man Geschwindigkeiten in entgegengesetzter Richtung von der Innenwand zur Außenwand. An der Außenwand erfolgt der Zusammenfluß. Es bildet sich ein Doppelwirbel ähnlich dem Dean-Wirbel aus. Da in der Anströmung kein Annulareffekt auftritt, ist auch mit keinem Lyne-förmigen Wirbel zu rechnen.

In Kombination mit den axialen Geschwindigkeiten kommt es zu einem Strömungsverlauf ähnlich einer Doppelschraube bzw. einem Wirbelzopf. Endsystolisch nehmen die Geschwindigkeiten ab. Phase 120° zeigt wieder minimale Geschwindigkeiten, die in der Diastole noch einmal zunehmen und dann bis zum Ende des Zyklus stagnieren. Der Doppelwirbel ist deutlich bis Phase 180° zu erkennen.

2.5 mm stromabwärts (Abbildungen siehe Anhang) finden sich fast identische Geschwindigkeitsverteilungen wie direkt an der Verzweigung. Das Maximum der axialen Geschwindigkeit lagert sich bei Phase 60° an der Innenwand an. Zur Außenwand fällt die Geschwindigkeit ab, bleibt aber im ganzen Querschnitt positiv. Endsystolisch zeigt die axiale Komponente (Phase 60° bis 120°) zwischen Außenwand und Zentrum ein ausgedehntes Gebiet mit Strömungsverzögerung. Es treten sehr geringe Geschwindigkeiten auf, die bei Phase 90° auf Null absinken. Da im Gegensatz zum Querschnitt an der Verzweigung nur in einem kleinen Bereich negative Geschwindigkeiten zu erkennen sind, entsteht keine Strömungsablösung mehr. Das Gebiet mit verzögerter Strömung erstreckt sich aber über fast 1/3 des Querschnittes. Phase 90° zeigt ferner deutlich die Hufeisenform. In der Sekundärströmung erkennt man den Doppelwirbel bei etwa gleichen Geschwindigkeiten wie direkt an der Verzweigung. Phase 60° zeigt geringere Sekundär Geschwindigkeiten in der Mitte von der Außenwand zur Innenwand aber höhere Geschwindigkeiten von links nach rechts. Dieses Bild zeigt sich auch in den Phasen 90° bis 180°.

5 mm stromabwärts (Abbildungen siehe Anhang) findet sich eine ähnliche axiale Geschwindigkeitsverteilung. In Phase 60° erkennt man einen relativ großen Bereich mit Geschwindigkeiten größer als 80 cm/s. Infolge der Verjüngung des Modells zum Internaausgang sind die Geschwindigkeiten hier höher. An der Außenwand treten wie im Querschnitt 2.5 mm stromabwärts keine negativen Geschwindigkeiten auf. Die Verjüngung führt auch zu einer veränderten Sekundärströmung: In Phase 60° und 90° erkennt man auch in der Mitte Geschwindigkeiten von der Innenwand zur Außenwand, also eine entgegengesetzte Verteilung wie in den Querschnitten davor. Der Wirbel an der rechten Wand hat sich zur Außenwand hin verlagert, der an der linken ist kaum zu erkennen. In Phase 150° und 180° erkennt man ferner relativ hohe Sekundär Geschwindigkeiten am linken und rechten Rand.

10 mm stromabwärts (Abbildungen siehe Anhang) zeigt die axiale Komponente ein kleineres Gebiet mit Strömungsverzögerung. Die Hufeisenform ist noch zu

erkennen, an der Außenwand sinken die axialen Geschwindigkeiten nicht unter 20 cm/s. Phase 60° und 90° zeigen Geschwindigkeitsabfall zur Außenwand (AW) hin. Infolge der weiteren Querschnittsverjüngung entstehen größere Maximalgeschwindigkeiten (in Phase 60° Geschwindigkeiten über 90 cm/s). An der Innenwand treten nach wie vor hohe Gradienten auf. Das Gebiet mit Strömungsverzögerung erstreckt sich über 1/3 bis 2/3 des Querschnittes (deutlich in Phase 90°), allerdings treten keine Rückströmungen auf. Die Sekundärströmung zeigt ähnliche Wirbel wie im Querschnitt 5 mm stromabwärts des Strömungsteilers, wobei bei Phase 60° sehr hohe Sekundärgeschwindigkeiten von der Außenwand zur Innenwand hin auftreten.

15 mm nach der Verzweigung (Abbildungen siehe Anhang) nimmt die Ausdehnung des Gebietes mit Strömungsverzögerung langsam ab. Bereits in Phase 120° erkennt man eine fast symmetrische Geschwindigkeitsverteilung. Es treten Maximalgeschwindigkeiten über 1 m/s auf (Phase 60°). Hohe Gradienten an der Innenwand finden sich nicht mehr. Sie sind gleichmäßig an allen Wänden verteilt. Die Sekundärströmung zeigt keinen Doppelwirbel mehr, jetzt allerdings hohe Geschwindigkeiten von der Innenwand zur Außenwand.

25 mm nach der Verzweigung ist in der Diastole (Abb. 8.6, Phase 120°-180°) eine symmetrische Geschwindigkeitsverteilung zu erkennen. Während der Systole lagert sich die Hauptströmung infolge der veränderten Gefäßkrümmung an der Außenwand an. Die Geschwindigkeiten an der Innenwand werden verzögert. In Phase 60° und 90° ist eine Delle an der Innenwand zu erkennen (man beachte die geänderte Blickrichtung), die auf die Ausbildung eines zweiten Ablösegebietes hindeutet. Da dies kurz vor dem Modellausgang auftritt, kann keine Aussage gemacht werden, ob weiter stromabwärts Ablösung auftritt. Da die Strömung nach dem Modell in ein glattes, gerades Rohr mit gleichem Querschnitt eintritt, können nachfolgende Widerstände als Ursache für diese Strömungsverzögerung ausgeschlossen werden. Sie erfolgt infolge der sich ändernden Gefäßkrümmung.

Die Falschfarbendarstellung der axialen Geschwindigkeitskomponente (Abb. 8.7) zeigt ebenfalls deutlich diese Verlagerung. Ferner sind in ihr große Gradienten an der Außenwand und geringere an der Innenwand zu erkennen. Die Sekundärströmung konnte in diesem Querschnitt aus Platzgründen nicht gemessen werden. Die Ausbildung des zweiten Ablösegebietes deutet sich aber bereits 15 mm nach der Verzweigung in der Sekundärströmung an (siehe oben).

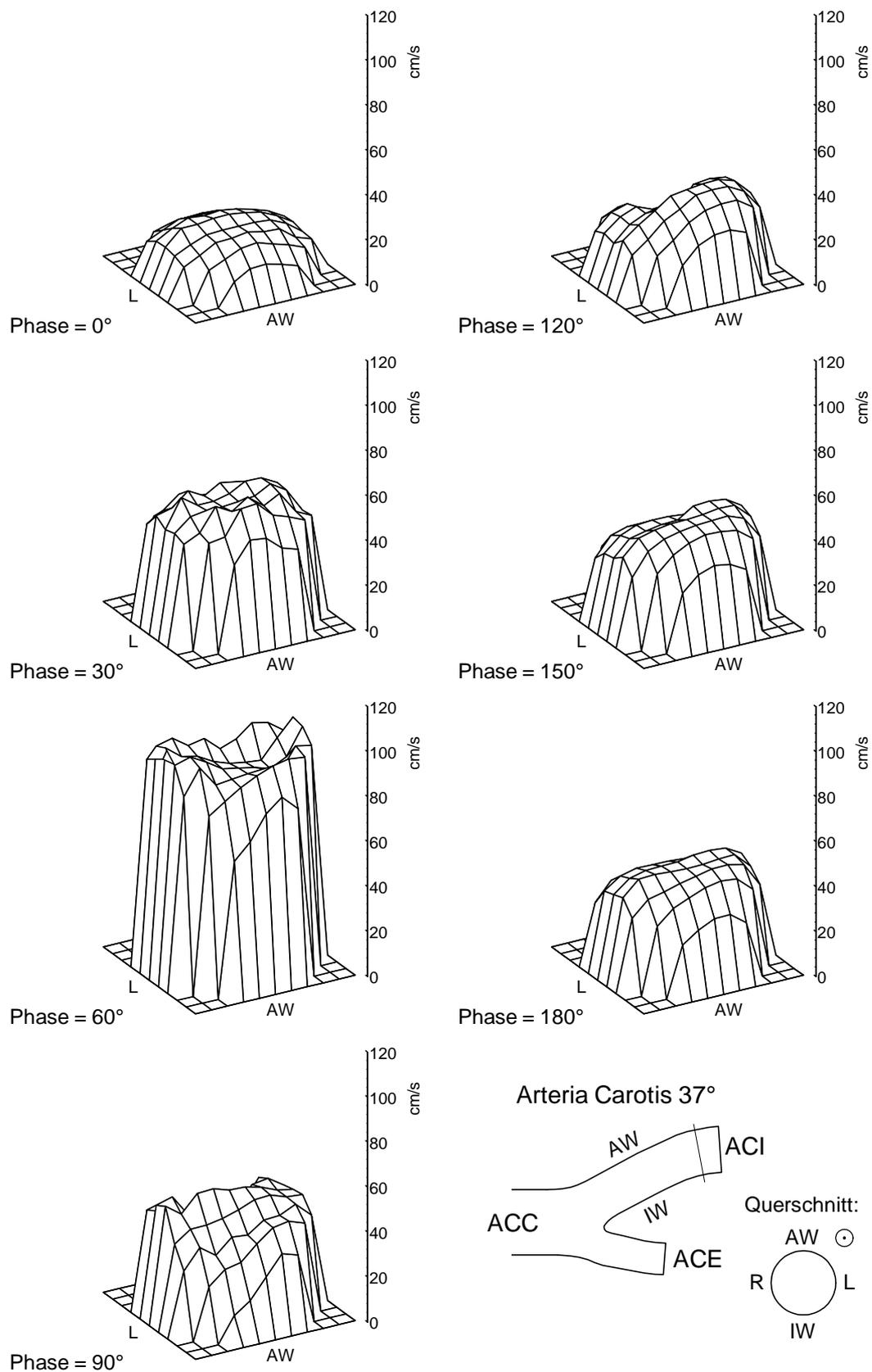


Abb. 8.6: Strömungsprofil in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, axiale Komponente, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$, 25 mm nach der Verzweigung)

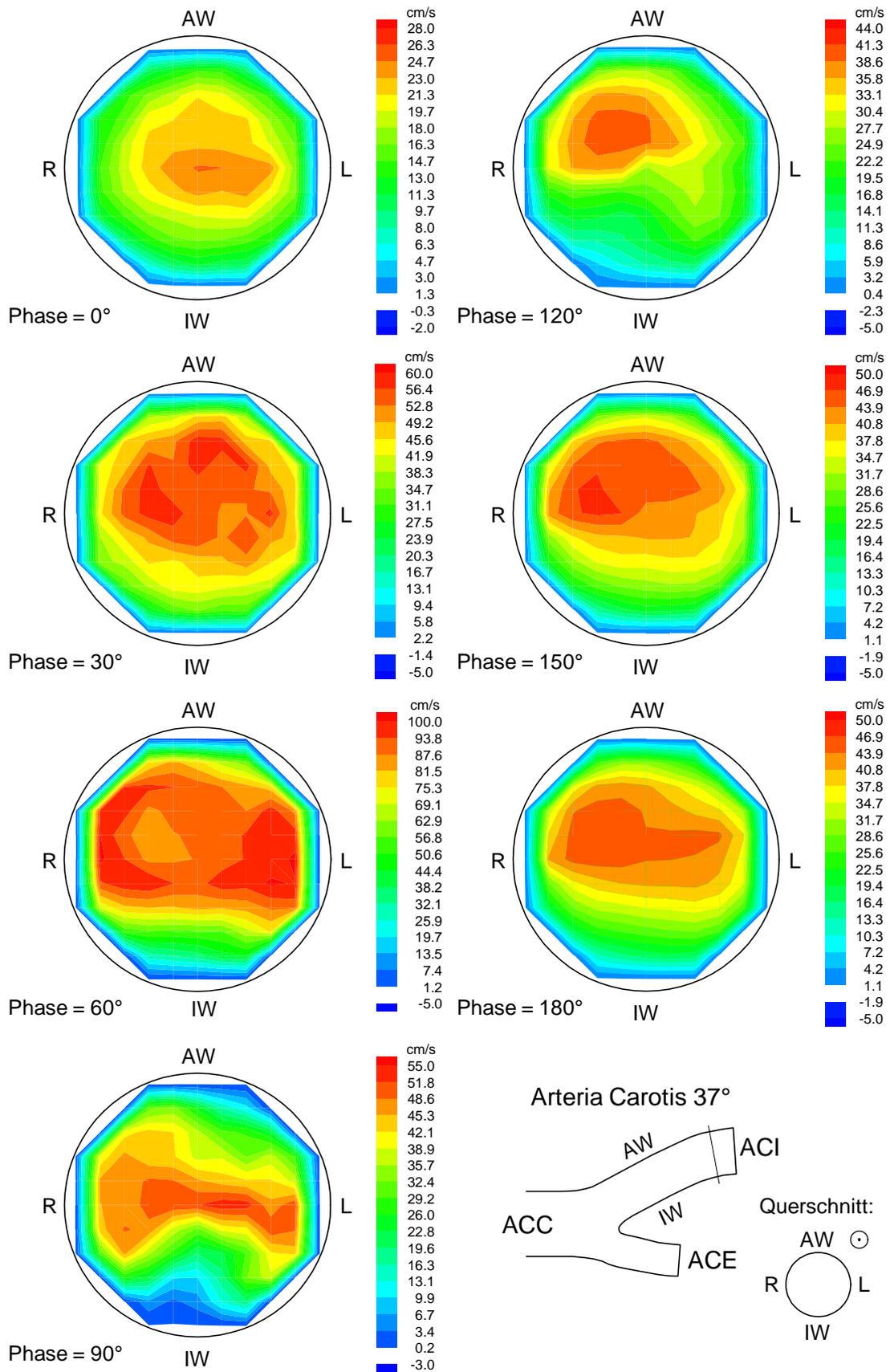


Abb. 8.7: Axiale Geschwindigkeitskomponente in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/min$, 25 mm nach der Verzweigung)

Räumliche Vektordarstellung

Um den Verlauf der Strömung längs des Gefäß zu zeigen, wurde das Vektorfeld räumlich dargestellt. Dies gibt einen Überblick über das vollständige Strömungsfeld, Details erscheinen aber in den Einzeldarstellungen, die im vorangegangenen gezeigt wurden, besser. Die 3D-Volumendatensätze, mit denen die räumlichen Darstellungen erzeugt wurden, wurden auch für die anschließende Bahnlinienberechnung verwendet.

Abb. 8.8 zeigt die räumliche Darstellung der Geschwindigkeitsvektoren während der Systole in der ACI. Phase 0° zeigt geringe Geschwindigkeiten in allen Querschnitten, die weitgehend in axialer Richtung verlaufen. Das Ablösegebiet hat sich noch nicht ausgebildet. Phase 30° zeigt ansteigende Geschwindigkeiten in allen Querschnitten. Sekundärströmungen deuten sich bereits an. Im 0-mm-Querschnitt sind die Vektoren nahe der linken und rechten Wand leicht nach oben gekippt, es entstehen Sekundärgeschwindigkeiten zur Außenwand hin.

Phase 60° (systolisches Maximum) zeigt die größten Geschwindigkeiten. Das Gebiet mit Strömungsverzögerung an der Außenwand ist deutlich 0 mm, 2,5 mm und 5 mm nach der Verzweigung zu erkennen. Nach 10 mm treten direkt an der Außenwand noch sehr niedrige Geschwindigkeiten auf. Zur Mitte hin nehmen sie schnell zu. Hohe Geschwindigkeiten nahe der linken und rechten Wand zeigen die Hufeisenform der Hauptströmung. Diese ist auch 15 mm nach der Verzweigung noch deutlich zu erkennen, wobei hier aber an der Außenwand deutlich positive Geschwindigkeiten auftreten. Ferner sind geringe Geschwindigkeiten an der Innenwand zusammen mit Sekundärgeschwindigkeiten von der Innenwand zur Außenwand zu erkennen. In der Mitte ist in den Querschnitten 0 bis 10 mm die Sekundärströmung zur Innenwand hin zu erkennen (nach unten gerichtete Vektoren). An der Innenwand verlaufen die maximalen Geschwindigkeiten wandparallel. Am linken und rechten Rand erscheinen leicht nach oben gerichtete Vektoren (sehr deutlich 5 mm nach der Verzweigung).

In Phase 90° wird die Strömung bei abfallender Systole verzögert. Strömungsstillstand bzw. geringe Rückströmungen (nur bei Querschnitt 0 mm) nahe der Außenwand zeigen Strömungsablösung (vgl. auch Abb. 8.3). Das Ablösegebiet an der Außenwand erstreckt sich über ca. $1/3$ des Querschnittes und wird von höheren Geschwindigkeiten am linken und rechten Rand eingegrenzt. An der Innenwand finden sich wieder maximale, wandparallele Geschwindigkeiten. Die Hufeisenform mit hohen axialen Geschwindigkeiten an linker und rechter Wand tritt sehr deutlich 10 mm und 15 mm nach dem Strömungsteiler auf. Im 15-mm-Querschnitt sind ferner geringe Geschwindigkeiten an der Innenwand zu erkennen. Zum Stillstand kommt es allerdings nicht.

Phase 120° zeigt in allen Querschnitten minimale Geschwindigkeiten, wobei die Sekundärströmungen noch deutlich zu erkennen sind. In Phase 150° nehmen die

Geschwindigkeiten wieder zu. Der Geschwindigkeitsabfall zur Außenwand hin ist noch zu sehen (maximale Geschwindigkeiten an der Innenwand, minimale an der Außenwand), Sekundärströmungen treten kaum noch auf. Phase 180° zeigt wie Phase 150° noch die asymmetrische Verteilung. In Phase 210° und 240° erkennt man Beruhigung der Strömung, die sich bis zum Ende des Zyklus fortsetzt.

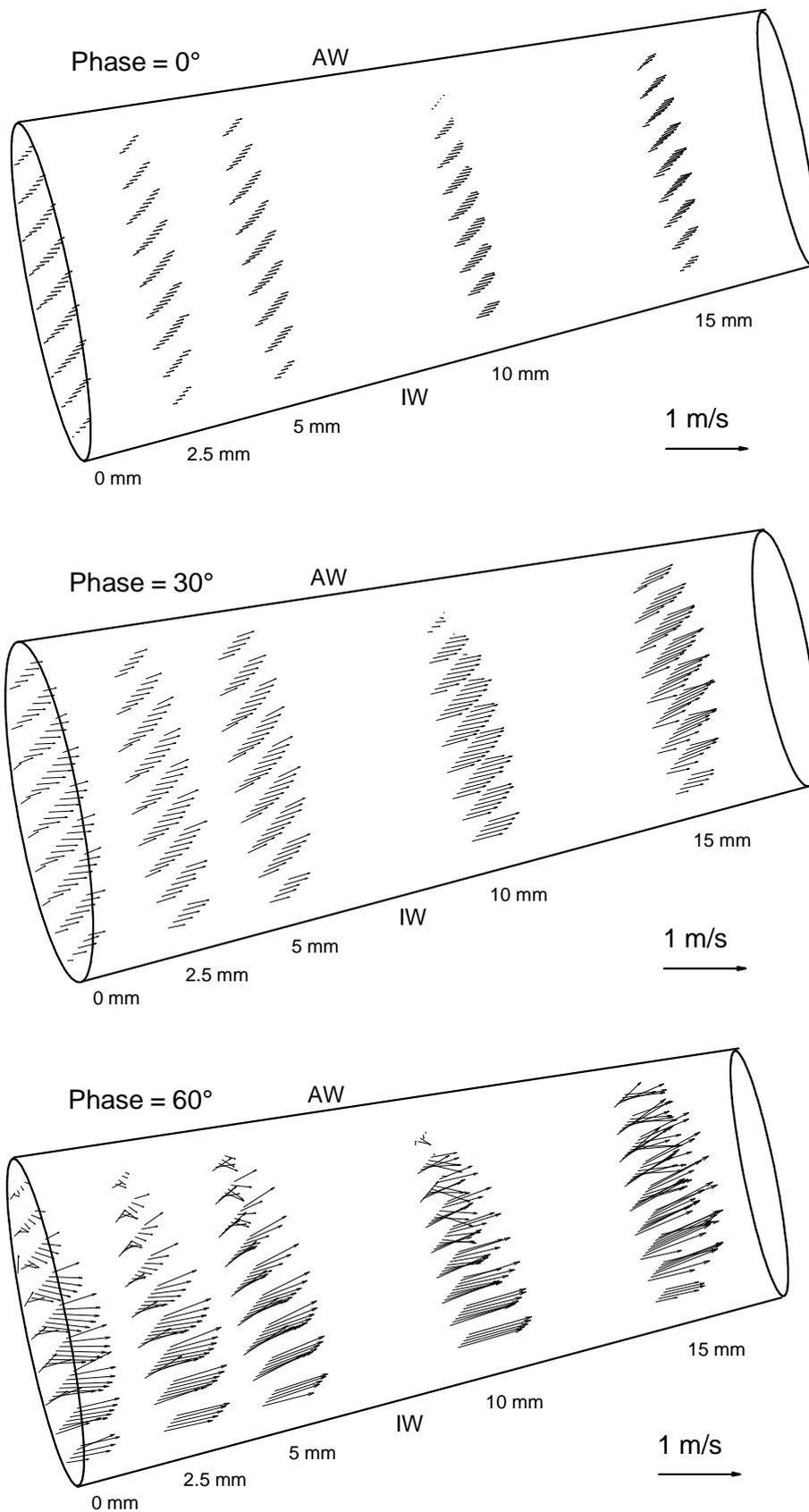


Abb. 8.8: Geschwindigkeitsvektoren in der ACI gemessen mit LDA während der systolischen Beschleunigung (AC37phys, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$)

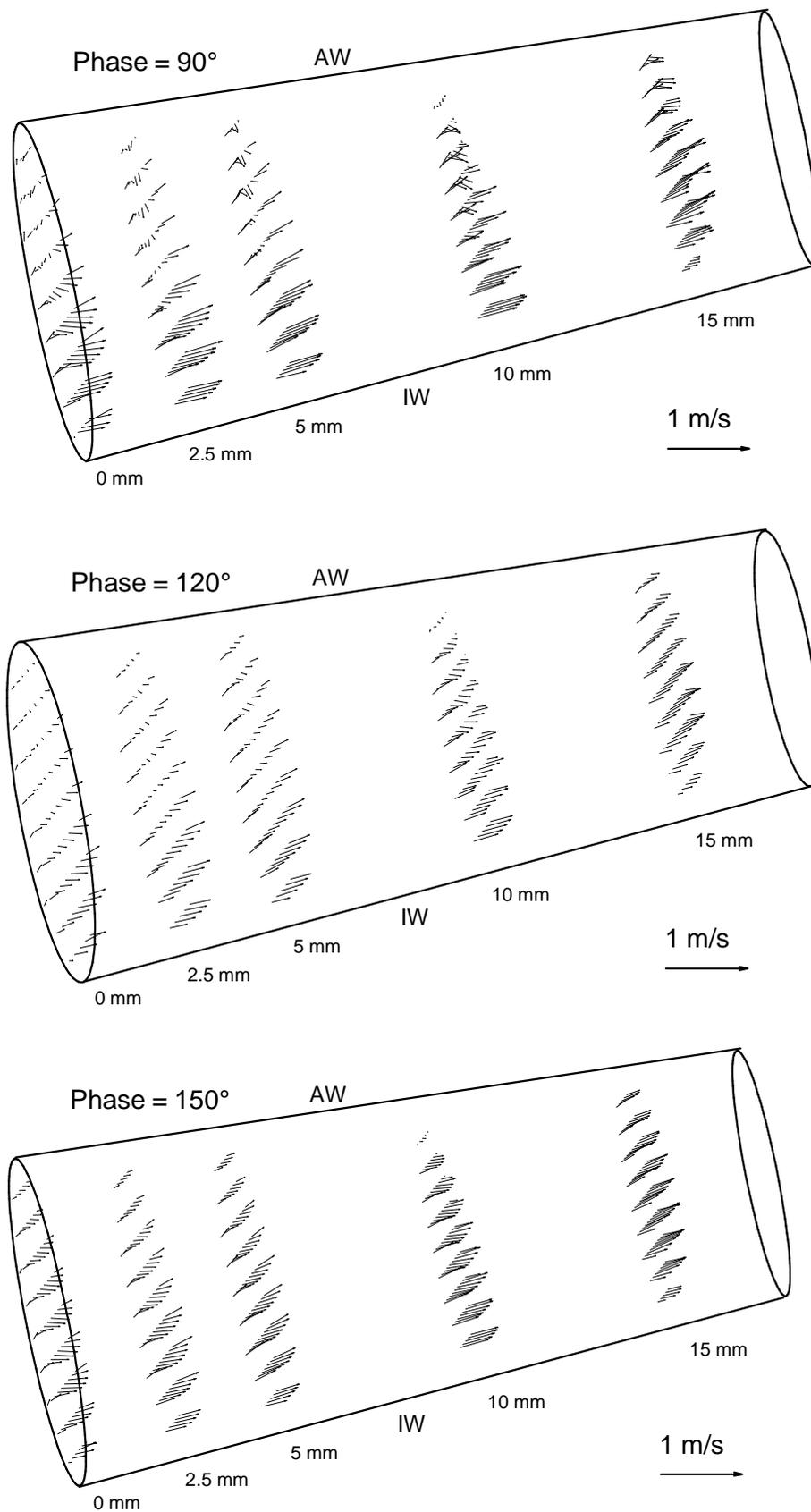


Abb. 8.9: Geschwindigkeitsvektoren wie in Abb. 8.8 während der systolischen Verzögerung und beginnenden Diastole (AC37phys, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$)

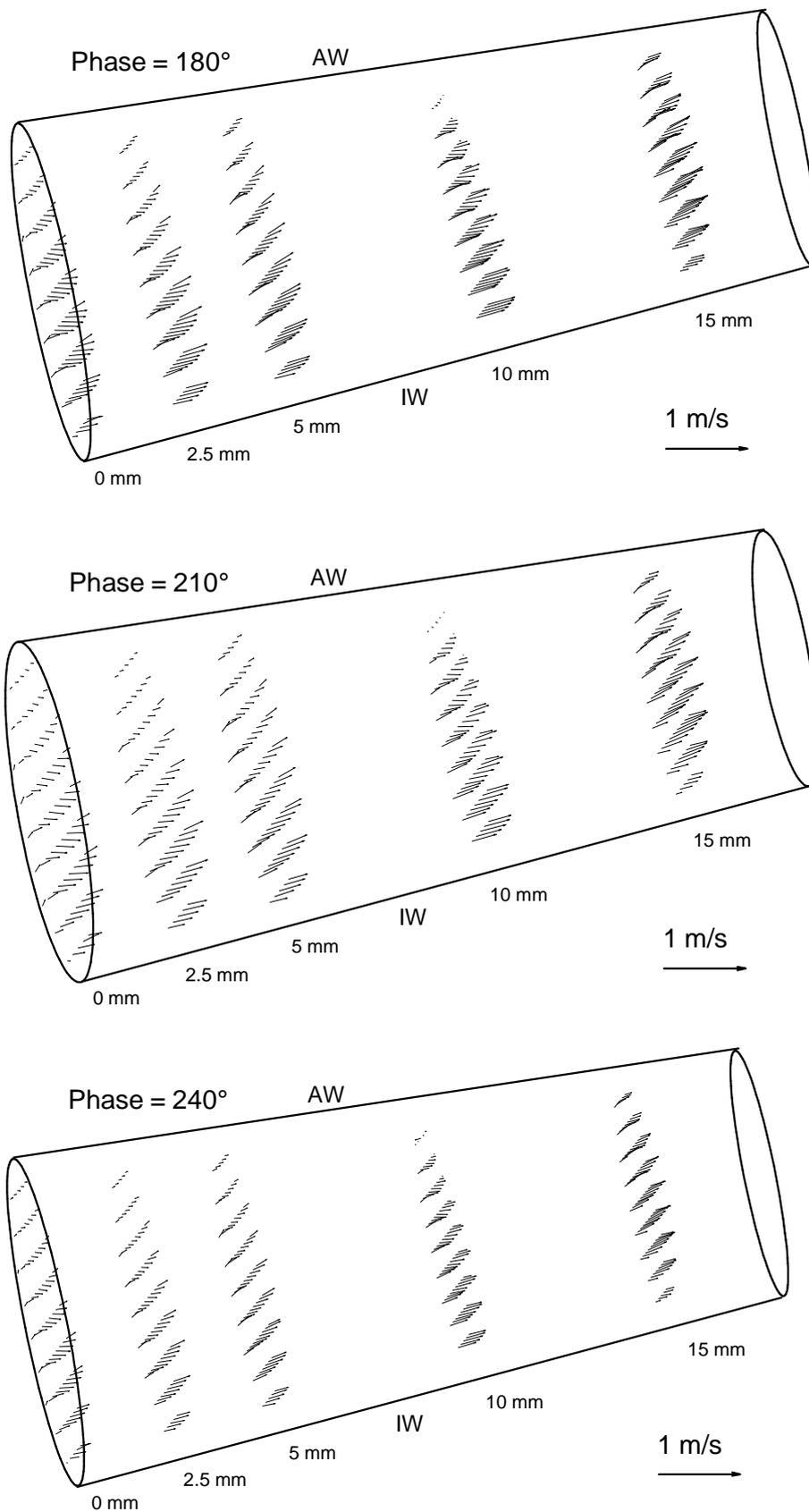


Abb. 8.10: Geschwindigkeitsvektoren wie in Abb. 8.8 während der Diastole (AC37phys, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$)

8.1.3 Bahnlinien in der Arteria Carotis Interna

Verweilen Blutplättchen in Ruhe, beginnen sie zu thrombosieren, das heißt, sie fangen an aneinander zu haften. Die dabei entstehenden Thromben können zu Verengungen und Gefäßverschlüssen führen. Um beurteilen zu können, ob und wie lange Blutplättchen im Bereich des Karotissinus im Gebiet mit Strömungsablösung verweilen, wurden für verschiedene Startpunkte am Anfang der ACI Bahnlinien berechnet. Dazu wurde über das Geschwindigkeitsfeld zeitlich integriert. Unter Annahme, daß Erythrozyten mit einem Durchmesser von ca. $4 \mu\text{m}$ der Strömung schlupffrei folgen, bewegen sich diese längs der berechneten Bahnlinien.

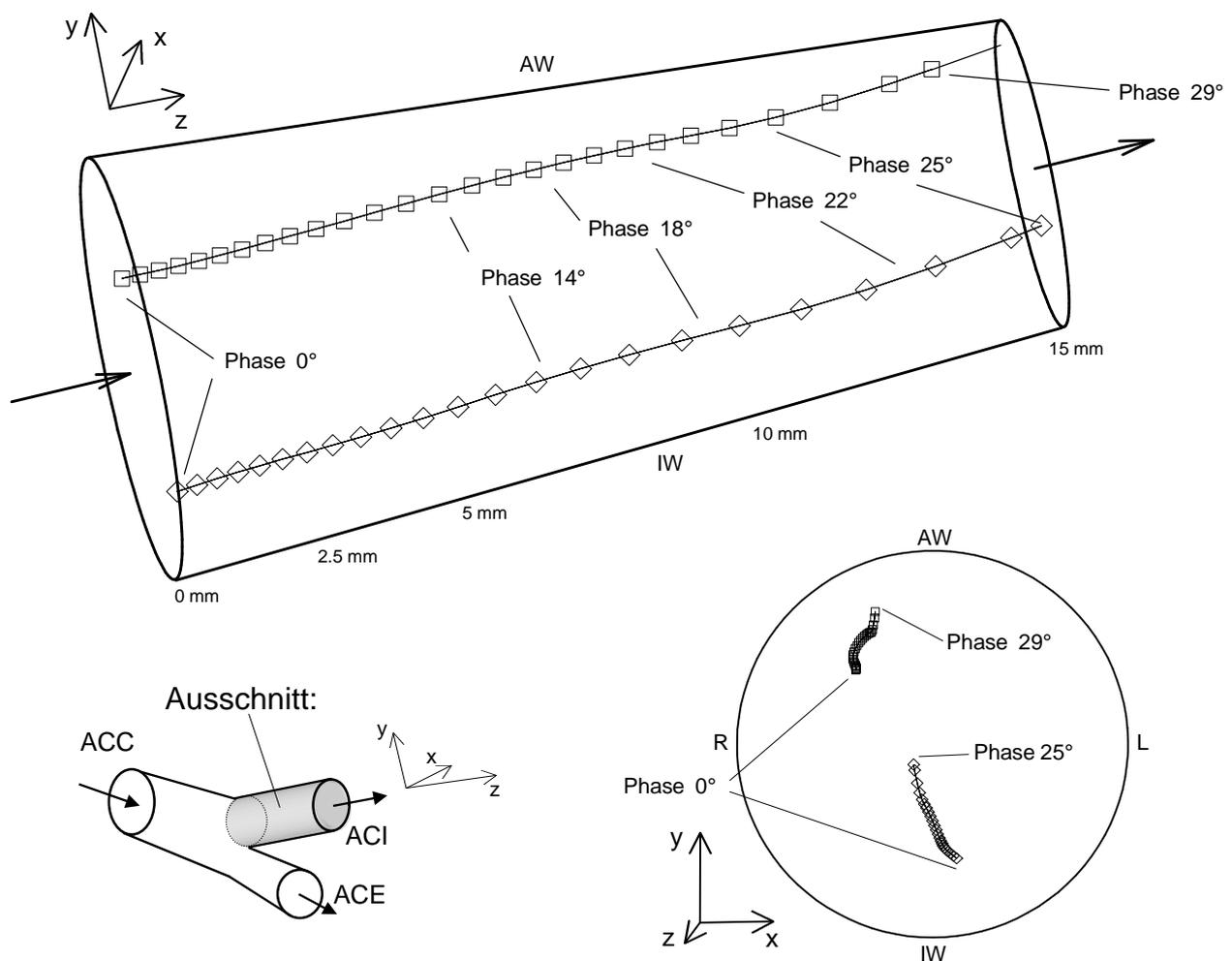


Abb. 8.11: Bahnlinien in der ACI zu Beginn des Zyklus

Abb. 8.11 zeigt den Verlauf zweier Bahnlinien durch den Karotissinus zu Beginn des Zyklus in zwei Ansichten. Die Markierungen auf den Linien zeigen die Integrationsschritte ($\Delta t = 3 \text{ ms}$). Die untere startet nahe dem Strömungsteiler im Bereich hoher Geschwindigkeiten, die obere im Bereich des Ablösegebietes. Beide streben schnell dem Ausgang zu, wobei die untere früher das betrachtete Gebiet

verläßt. Die Draufsicht zeigt wenig Bewegung in Sekundärströmungsrichtung, also wenig Querbewegung.

In Abb. 8.12 ist der Verlauf bei Start am Ende der Systole (Phase 86°) zu erkennen. Die Anfangspunkte stimmen mit denen der Bahnlagen aus Abb. 8.11 überein. Da zu dieser Phase starke Sekundärströmungen auftreten, ist ein längeres Verweilen im Bereich der Strömungsablösung denkbar. Die untere Bahnlinie strebt erwartungsgemäß schnell dem Ausgang zu, den sie bereits nach einer Phasendifferenz von 26° ($= 0,07$ s) erreicht. Die obere verläuft anfangs nur in Sekundärströmungsrichtung. Erst nach einer Phasendifferenz von ca. 30° biegt sie in Richtung Ausgang ab. Die ansteigende Diastole führt zum Abtransport der Blutplättchen. Der wachsende Abstand der Markierungen zeigt eine Beschleunigung, wobei auf der unteren Bahnlinie deutlich höhere Geschwindigkeiten vorliegen. Die obere Bahnlinie zeigt ferner mehr Querbewegung wie in Abb. 8.11. Sie verläßt das betrachtete Gebiet nach einer Phasendifferenz von 54° ($= 0,15$ s).

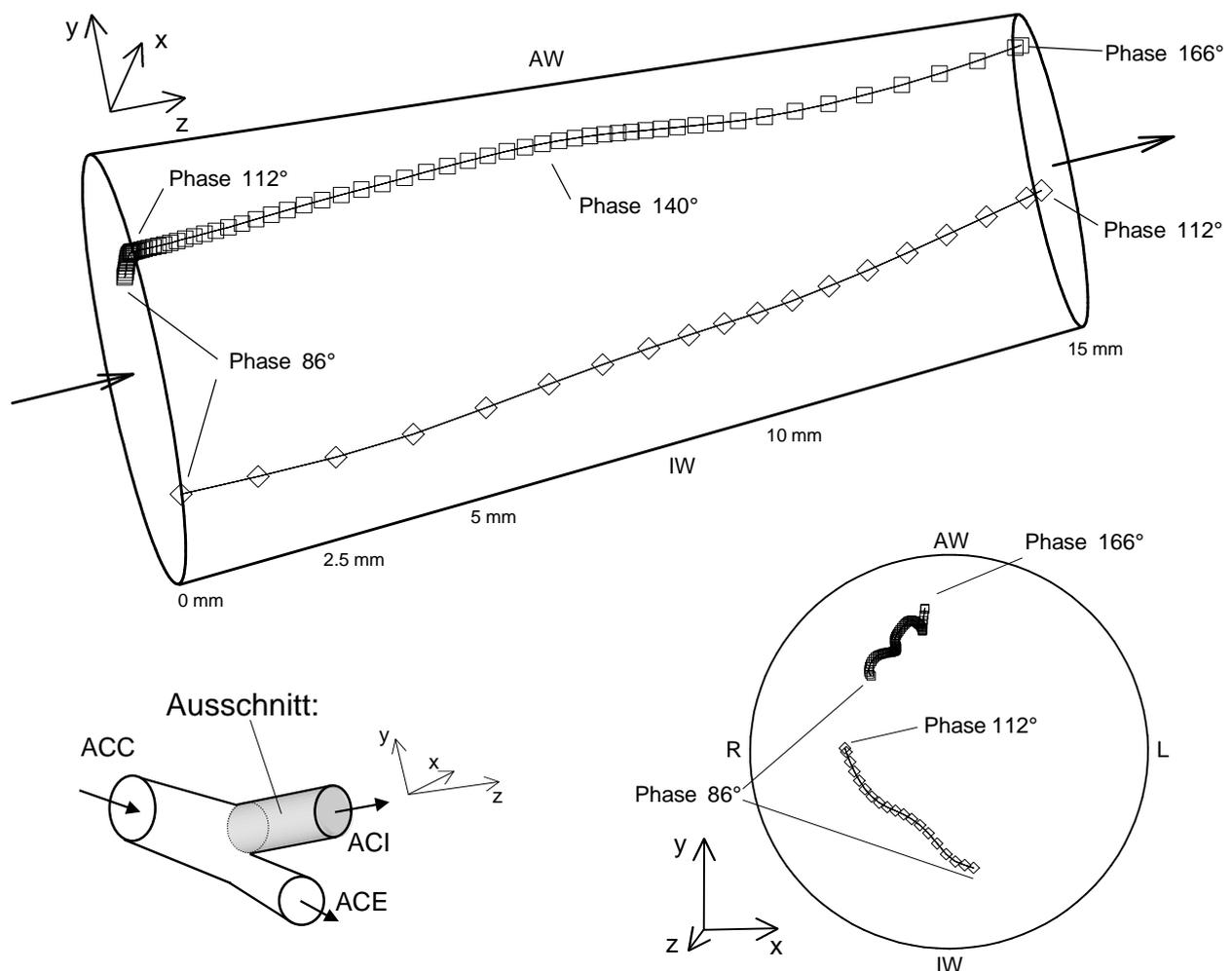


Abb. 8.12: Bahnlagen in der ACI zu Beginn der Diastole

Abb. 8.13 zeigt zwei Bahnlinien mit anderen Startpunkten. Startzeitpunkt ist wieder das Ende der Systole. Die untere strebt anfangs schnell in Richtung des Ausganges, nähert sich dort aber der Gefäßwand, so daß die Geschwindigkeit abnimmt. Sie erreicht nach einer Phasendifferenz von 44° den Querschnitt 15 mm stromabwärts. Die obere folgt anfangs deutlich der Sekundärströmung und strebt sogar rückwärts zur ACC. Bei Phase 100° wird sie durch die Beschleunigung in der Diastole zum Ausgang hin abgelenkt. Die Geschwindigkeit auf ihr steigt an, so daß sie nach einer weiteren Phasendifferenz von 47° den betrachteten Ausschnitt verläßt. Vergleicht man die Verweilzeiten, erhält man für ein Blutplättchen, das der oberen Bahnlinien folgt, 61° ($= 0,17$ s), für eines auf der unteren dagegen nur 54° ($= 0,15$ s). In der Draufsicht ist für beide Bahnlinien gut der schraubenförmige Verlauf zu erkennen.

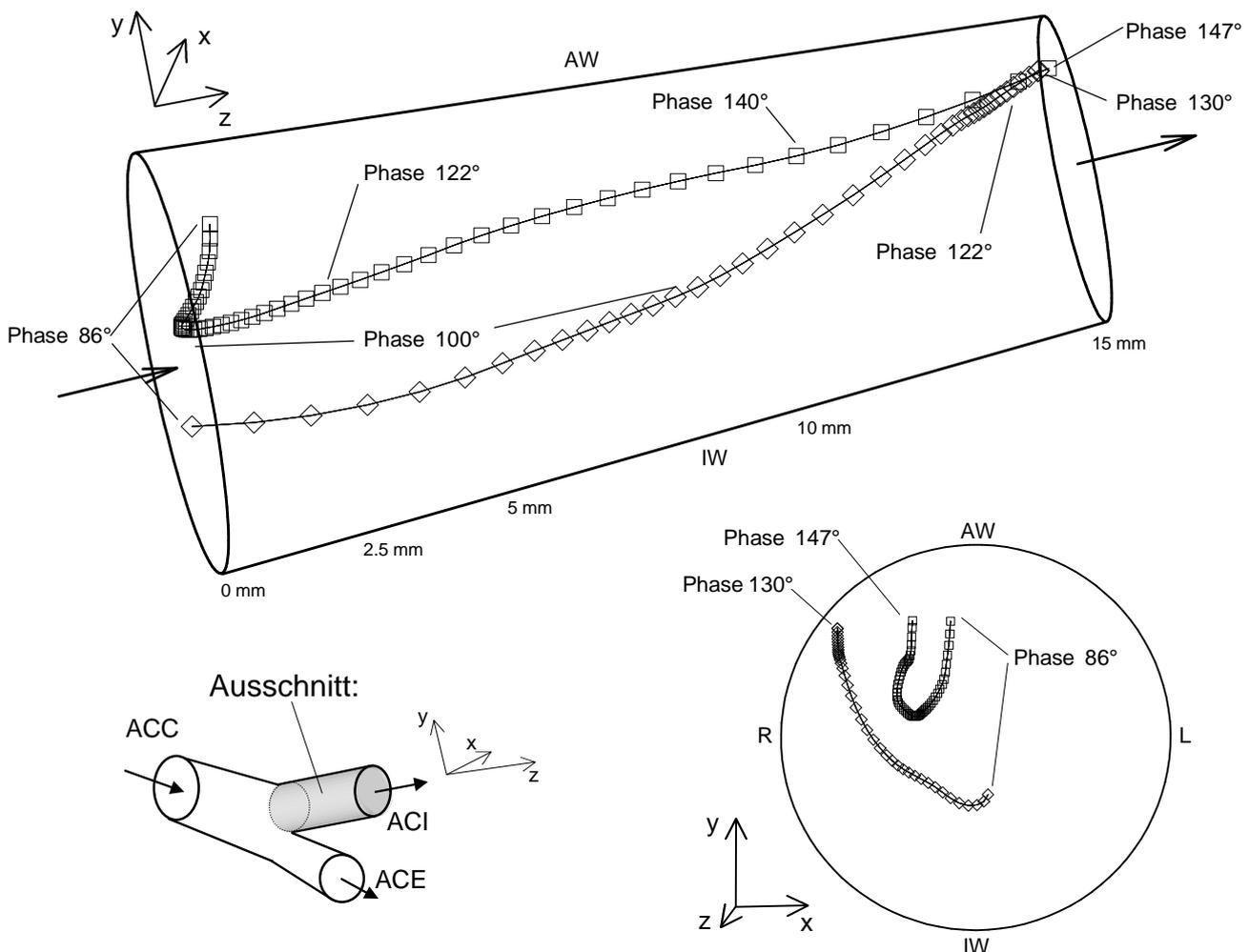


Abb. 8.13: Bahnlinien in der ACI zu Beginn der Diastole

Zusammenfassung:

Im Bereich der Verzweigung treten in der ACI phasenweise ein Ablösegebiet nahe der Außenwand und Sekundärströmungen auf. Am Modellausgang ist Strömungsverzögerung an der Innenwand zu erkennen, die im weiteren Verlauf zu wiederholter Strömungsablösung führen kann. Im ersten Ablösegebiet kommt es phasenweise zu negativen axialen Geschwindigkeiten, also Rückströmungen. An der Innenwand treten sehr große Schergradienten auf. Mit zunehmendem Abstand von der Verzweigung verschwinden asymmetrische axiale Geschwindigkeitsverteilungen und Sekundärströmungen. Die Schergradienten nehmen ab und treten an allen Wänden in gleicher Größe auf. Mit Abklingen der Rückströmungen und Ausbildung des laminaren Strömungsprofils verschwindet das erste Ablösegebiet. Nach ca. 15 mm erkennt man wieder ein nahezu axiales, laminares Profil. Die Sekundärströmungen zeigen jetzt Geschwindigkeiten von der Innenwand zur Außenwand hin. Ein Doppelwirbel ist nicht zu erkennen. 25 mm nach der Verzweigung zeigt das axiale Geschwindigkeitsprofil deutlich die Verlagerung der Hauptströmung zur Außenwand hin und Verzögerung an der Innenwand. Diese läßt auf die Ausbildung eines zweiten Ablösegebietes weiter stromabwärts schließen.

Die Bahnlinien zeigen, daß Blutplättchen zu Beginn des Zyklus schnell im ganzen Querschnitt den Karotissinus passieren. Zu Ende der Diastole bewegen sie sich quer zur Gefäßachse und teilweise auch rückwärts. Sie verweilen dabei deutlich länger im Karotissinus als diejenigen, die zu Anfang des Zyklus den Karotissinus passieren, werden aber im Verlauf des restlichen Zyklus auch abtransportiert.

8.2 Vergleich von Ultraschallsystem und LDA bei laminarer, pulsierender Strömung

Wie in Kapitel 3 erläutert, existieren wenig Untersuchungen über die Genauigkeit quantitativer Farbdopplergeschwindigkeitsmessungen. Meist wurden dabei Farbdopplermessungen bei stationären Strömungen ausgeführt und mit dem theoretisch berechneten laminaren Strömungsprofil verglichen, wobei Standardabweichungen der Farbdopplermessungen zwischen 5 und 20 Prozent ermittelt wurden. Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse von Vergleichsmessungen zwischen LDA und verschiedenen Farbdopplersystemen bei physiologischen, pulsierenden Strömungen gezeigt. Im Vergleich zu früheren Arbeiten stellt dabei die Messung an realen, pulsierenden Strömungen eine entscheidende Verbesserung dar.

Die Intensität des von Erythrozyten reflektierten Echos aus den Blutgefäßen ist deutlich niedriger als die aus dem umliegenden Gewebes. Ferner hängt sie sehr von der Tiefe des Gefäßes im Gewebe ab. Um möglichst viele Meßmöglichkeiten zu bieten – beispielsweise Herzuntersuchungen in der Kardiologie oder Diagnostik hinversorgender Gefäße – besitzen Farbdopplersysteme verschiedene Geräteparameter, deren Einstellung wesentlichen Einfluß auf die Messung haben. Ferner werden je nach Anforderung sehr unterschiedliche Bauformen der Schallköpfe verwendet. Für die farbkodierte Geschwindigkeitsmessung bedeutet dies, daß bei ungünstigsten Einstellungen keine Meßwerte erhalten werden – das Blut wie in Abb. 8.8 während der systolischen Verzögerung und beginnenden Diastole gefäß wird nicht mit Farbe gefüllt –, bei optimalen Einstellungen hingegen wird eine gleichmäßige Farbfüllung erzielt, die auch Unterschiede im Geschwindigkeitsfeld erfaßt. Ferner hängt auch die Qualität der Farbfüllung und damit die der Geschwindigkeitsmessung von der Geräteeinstellung ab. Als wesentliche Parameter sind zu nennen:

Die **Farbverstärkung**, daß heißt die Verstärkung von Echos geringer Intensität. Sie beeinflusst die Farbfüllung des Blutgefäßes im B-Bild: Bei zu niedriger Farbverstärkung wird das Gefäß nicht mit Farbe gefüllt, bei zu hoher wird auch angrenzendes Gewebe mit Farbe überdeckt (Konfettieffekt). Bei optimaler Einstellung wird nur das Blutgefäß ausgefüllt und kann gut vom umgebenden Gewebe abgegrenzt werden.

Die **Bildfrequenz** (Bereich: ca. 5 - 25 Hz) beeinflusst, wieviel Echopaare für die Bestimmung des lokalen Geschwindigkeitswertes verwendet werden (vergleiche Kapitel 5). Bei niedrigen Bildfrequenzen werden mehr Echopaare verwendet, die Farbfüllung des Bildes wirkt gleichmäßiger, bei großen Bildfrequenzen entstehen Löcher in der Farbfüllung (Farbausfall), obwohl bei unveränderten Strömungseinstellungen gemessen wird (Bildfrequenz und Pulswiederholfrequenz hängen über

die Größe des gewählten Bildausschnittes voneinander ab; der gewählte Geschwindigkeitsmeßbereich bestimmt die Pulswiederholfrequenz (vgl. Kap. 3)).

Die **Bildmittlung** berücksichtigt beim Aufbau des Farbdopplerbildes zeitlich benachbarte Bilder. Große Bildmittlungswerte erzeugen eine Art Zeitlupeneffekt, die Messung folgt pulsierenden Geschwindigkeitsverläufen schlechter. Insbesondere Strömungsverzögerung bei abfallender Systole wird dabei schlecht erfaßt (vergleiche Weigand [164, 167]). Bei niedrigen Bildmittlungswerten wird der zeitliche Verlauf der Pulswelle gut wiedergegeben.

Die **Glättung** erzeugt Mittlung zwischen den einzelnen Farbpixeln. Die Farbfüllung des Bildes wird harmonischer (nur bei SONOS2500).

Bei allen nachfolgend beschriebenen Farbdopplermessungen wurde versucht, mit optimalen Geräteeinstellungen zu arbeiten: Optimal für gleichmäßige Farbfüllung und ausreichende zeitliche Auflösung erwiesen sich Bildfrequenzen zwischen 12 und 18 Hz bei geringer Bildmittlung und hohem Glättungswert. Die Einstellung der Farbverstärkung lag bei ca. 40% des Maximalwertes. Bei der Messung mit dem Ultraschallkontrastmittel konnte sie auf Null reduziert werden.

8.2.1 Meßgenauigkeit des LDA-Systems – Geschwindigkeitsschwankungen

Zur Überprüfung der Farbdopplermessung wurde LDA als Referenzverfahren verwendet. Neben der Meßgenauigkeit des LDA-Systems entstehen ferner bei der Erzeugung der pulsierenden Strömung Geschwindigkeitsschwankungen [Abb. 8.14].

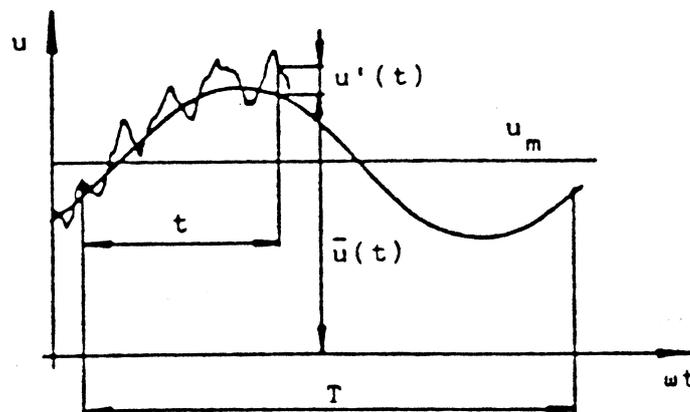


Abb. 8.14: Geschwindigkeitsschwankungen in einer Rohrströmung mit zeitlich veränderlichem Druckabfall nach Moravec [95]

Moravec [95] spricht vom Geschwindigkeitsschwankungsgrad G

$$G = \frac{s}{u_{\infty}} \quad (8.1)$$

mit s als Standardabweichung der momentanen Geschwindigkeit. Abb. 8.15 zeigt für den verwendeten Versuchsaufbau den Verlauf der Standardabweichung der LDA-Messung über einem Zyklus. Diese beinhaltet sowohl den Fehler, der infolge der Geschwindigkeitsschwankung entsteht, als auch den des LDA-Systems. Der Maximalwert der Standardabweichung beträgt 10 mm/s während des systolischen Maximums. Berechnet man die mittlere Standardabweichung über dem ganzen Zyklus, ergibt sich $s = 5,2$ mm/s. Mit einer zeitlich gemittelten Geschwindigkeit auf der Rohrachse von 16,6 cm/s errechnet sich $G_{Achse} = 3,1$ %. An der Rohrwand (Abstand des Meßpunktes $d/10$) errechnet sich $G_{Wand} = 5,6$ % mit $s = 5,6$ mm/s und einer zeitlich gemittelten Geschwindigkeit von 10 cm/s.

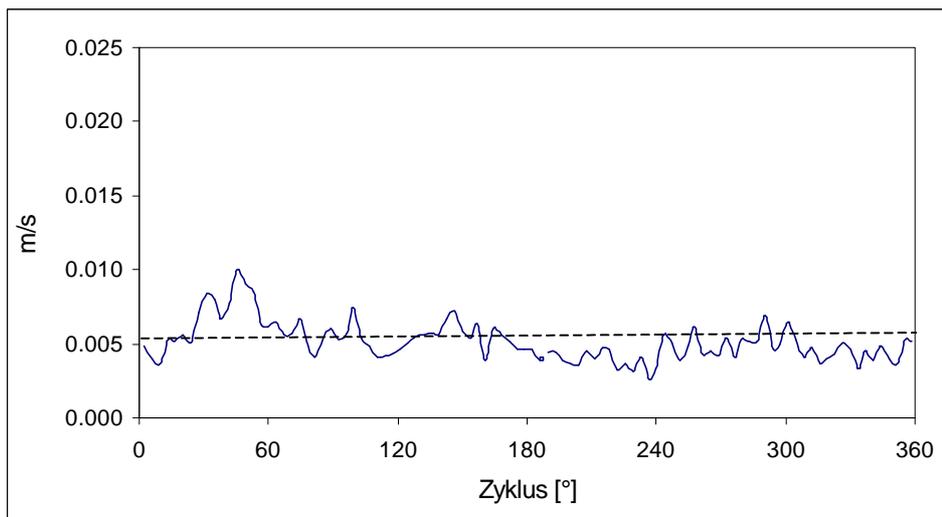


Abb. 8.15: Standardabweichung der LDA-Messung über einem Pulszyklus (die gestrichelte Linie zeigt den Mittelwert)

8.2.2 Meßgenauigkeit des SONOS1500

Zur Untersuchung der Meßgenauigkeit der Farbdopplersysteme wurden Vergleichsmessungen mit dem LDA-System durchgeführt. Um Mittelwerte der Farbdopplermessung berechnen zu können und eine statistische Auswertung zu ermöglichen, wurden je 100 Einzelwerte (Pixelwerte) längs einer Stromlinie aus den Farbdopplerbildern extrahiert.

Abb. 8.16 zeigt eine Messung mit dem SONOS1500 bei laminarer pulsierender Strömung in der ACC in drei Punkten: Nahe der oberen Wand, auf der Gefäßachse und nahe der unteren Wand. Gezeigt wird eine ganze Bildschleife, d.h. bei einer Bildfrequenz von 14 Hz und 30 Bildern pro Bildschleife werden etwas mehr als zwei Zyklen erfaßt. Die Abszisse zeigt die zugehörigen Phasenwinkel. Es wurde versucht, die Geräteparameter optimal für die Geschwindigkeitsmessung einzustellen. Dies wurde mit Bildfrequenzen zwischen 12 und 18 Hz und geringem Bildmittleitungswert (0 - 2) erreicht. Detaillierte Untersuchungen zur Abhängigkeit der Meßgenauigkeit von den Geräteparametern finden sich bei Weigand und Liepsch [164, 165, 166, 167]. Abb. 8.16b zeigt einen sehr glatten Geschwindigkeitsverlauf auf der Rohrachse mit systolischem Maximum bei ca. 95 cm/s und enddiastolischer Minimalgeschwindigkeit von ca. 20 cm/s. Das zweite systolische Maximum erscheint geringer (80 cm/s bei Phase 60°), das dritte systolische Maximum liegt bei 90 cm/s.

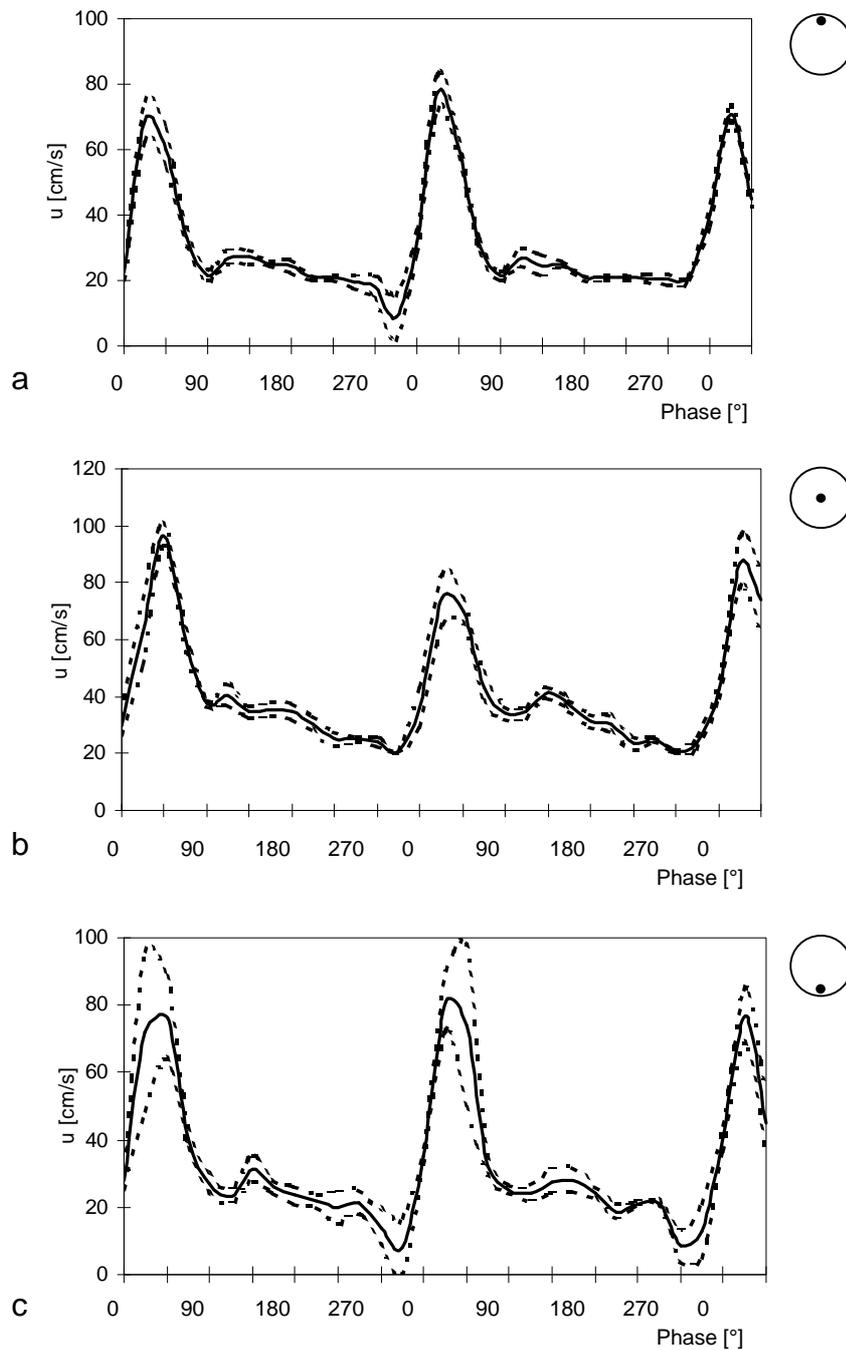


Abb. 8.16a,b,c: Farbdopplermessung ($Re = 250$, Geräteparameter: Bildfrequenz 14 Hz, Dopp-
lerwinkel 72° , Geschwindigkeitsmeßbereich -30 cm/s bis $7,4$ cm/s) in 3 Punkten.
Streu-Partikel im Fluid: Latexpartikel. Die gestrichelten Kurven zeigen den
Mittelwert zzgl. / abzgl. der Standardabweichung.

Im oberen randnahen Punkt finden sich etwas niedrigere Geschwindigkeiten (Abb. 8.16a). Im Gegensatz zu Abb. 8.16b zeigt Abb. 8.16a das zweite systolische Maximum größer an als das erste. Im unteren randnahen Punkt (Abb. 8.16c) erkennt man ebenfalls niedrigere Geschwindigkeiten. Alle drei systolischen Maxima zeigen etwa 80 cm/s.

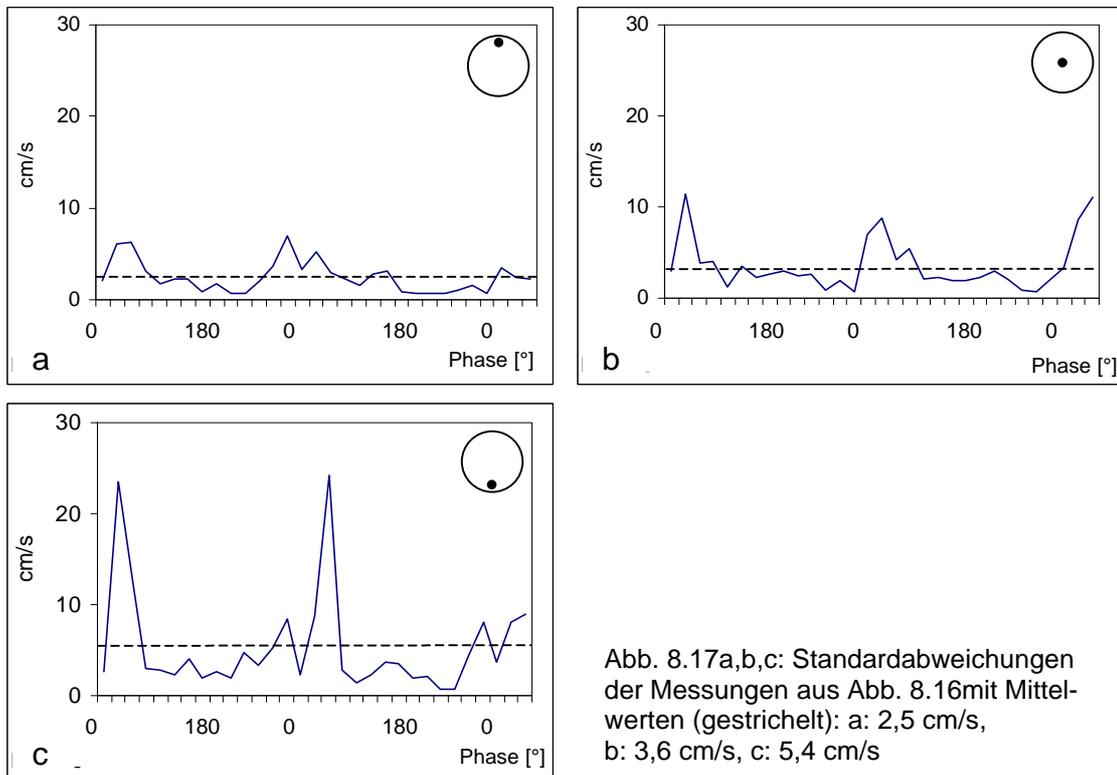


Abb. 8.17 zeigt die Standardabweichungen zur Messung aus Abb. 8.16. Am oberen Rand des Gefäßes (a) kennt man Werte um 3 – 5 cm/s (Mittelwert 2,5 cm/s) und in der Mitte etwas höhere Werte. An der unteren Wand werden um 5 cm/s gezeigt, wobei während der systolischen Maxima Werte bis 25 cm/s auftreten. Dies deutet auf ein Anwachsen des Meßfehlers mit zunehmenden Abstand des Meßpunktes vom Schallkopf hin.

In Abb. 8.18 ist der Vergleich der Farbdopplermessung aus Abb. 8.16 mit der LDA-Messung dargestellt. Im oberen Punkt (a) werden das zweite systolische Maximum und die enddiastolischen Geschwindigkeiten überschätzt. Während der ansteigenden und fallenden Systole ist sehr gute Übereinstimmung zu erkennen. Die Abweichungen zum LDA im mittleren Punkt (b) liegen fast vollständig innerhalb der Grenzen der Standardabweichung. Lediglich das erste systolische Maximum wird überschätzt. Trotz größerer Standardabweichung im unteren Punkt (Abb. 8.17c) zeigt Abb. 8.18c gute Übereinstimmung zwischen Farbdoppler und LDA.

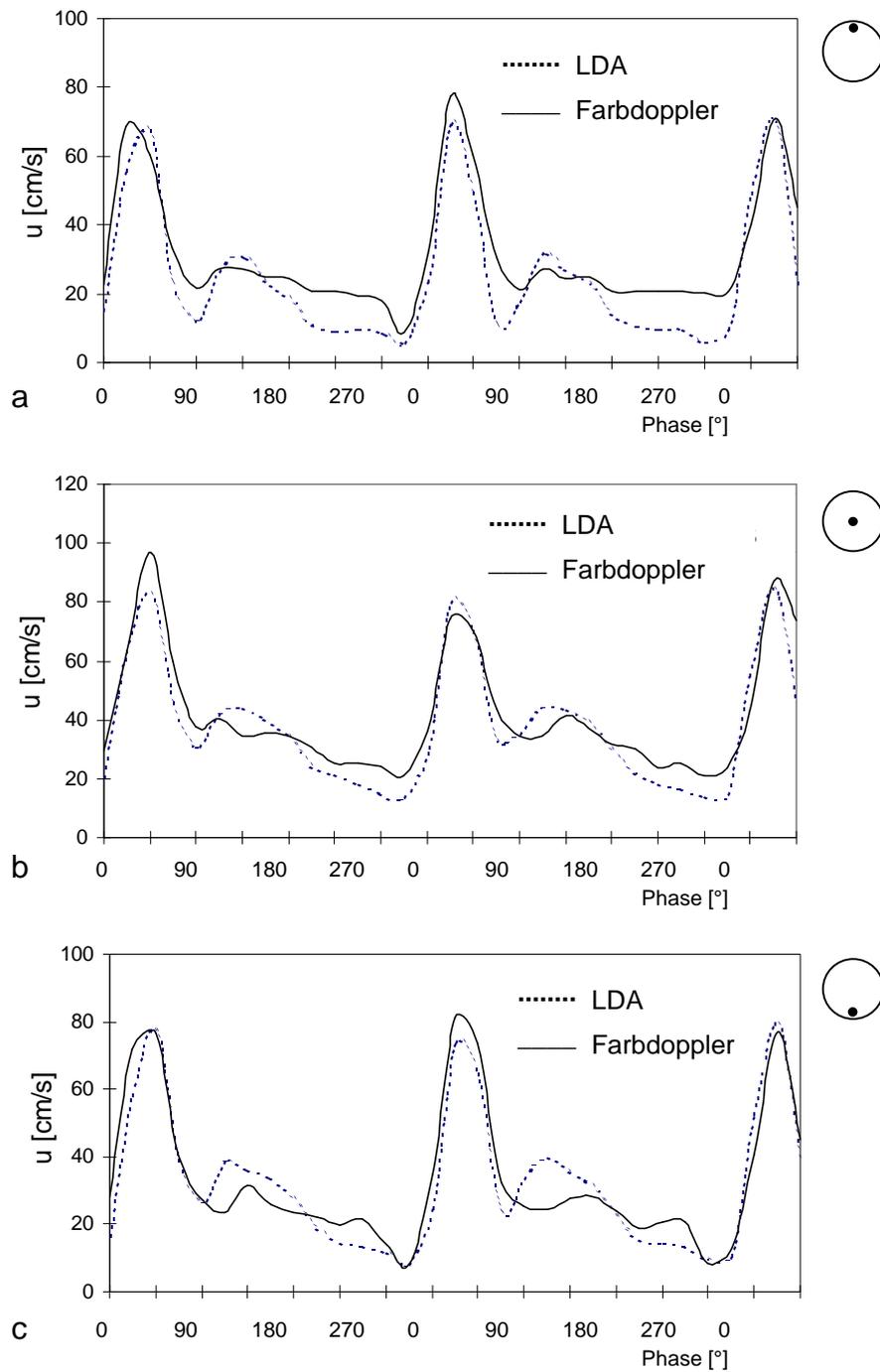


Abb. 8.18a,b,c: Vergleich der Farbdopplermessung aus Abb. 8.16 mit der LDA-Messung

8.2.3 Meßgenauigkeit des SONOS2500

Wie bei den Messungen mit dem SONO1500 wurden Latexpartikel als Streumedium dem Fluid zugegeben. Für die Untersuchungen mit dem Ultraschallkontrastmittel wurde nur LEVOVIST beigefügt (siehe 8.2.4).

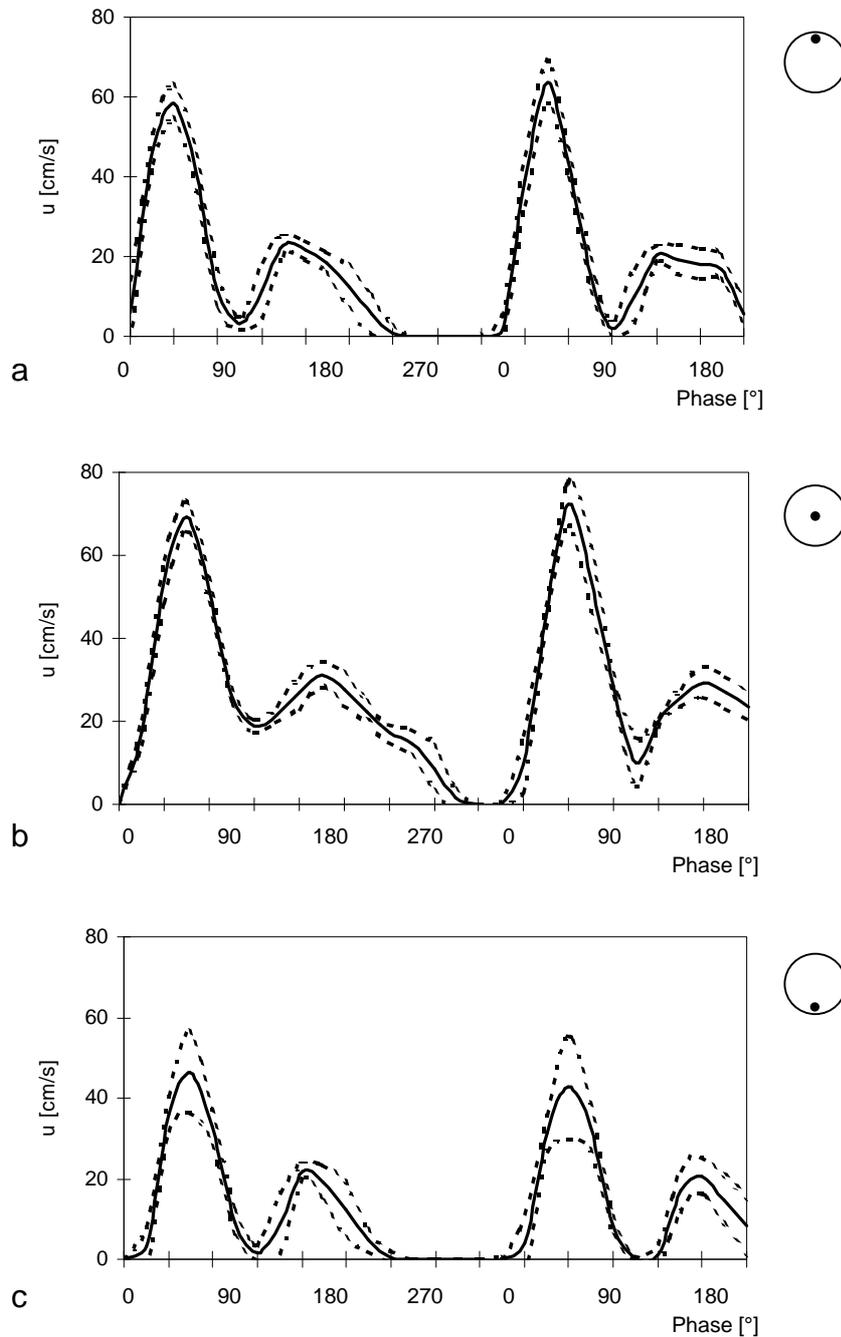


Abb. 8.19a,b,c: Farbdopplermessung mit Latexpartikeln ($Re = 250$, Geräteparameter: Bildfrequenz 18 Hz, Glättung 6, Dopplerwinkel 70° , Geschwindigkeitsmeßbereich -12 cm/s bis 28 cm/s) in 3 Punkten. Streu-Partikel im Fluid: Latexpartikel. Die gestrichelten Kurven zeigen den Mittelwert zzgl. / abzgl. der Standardabweichung.

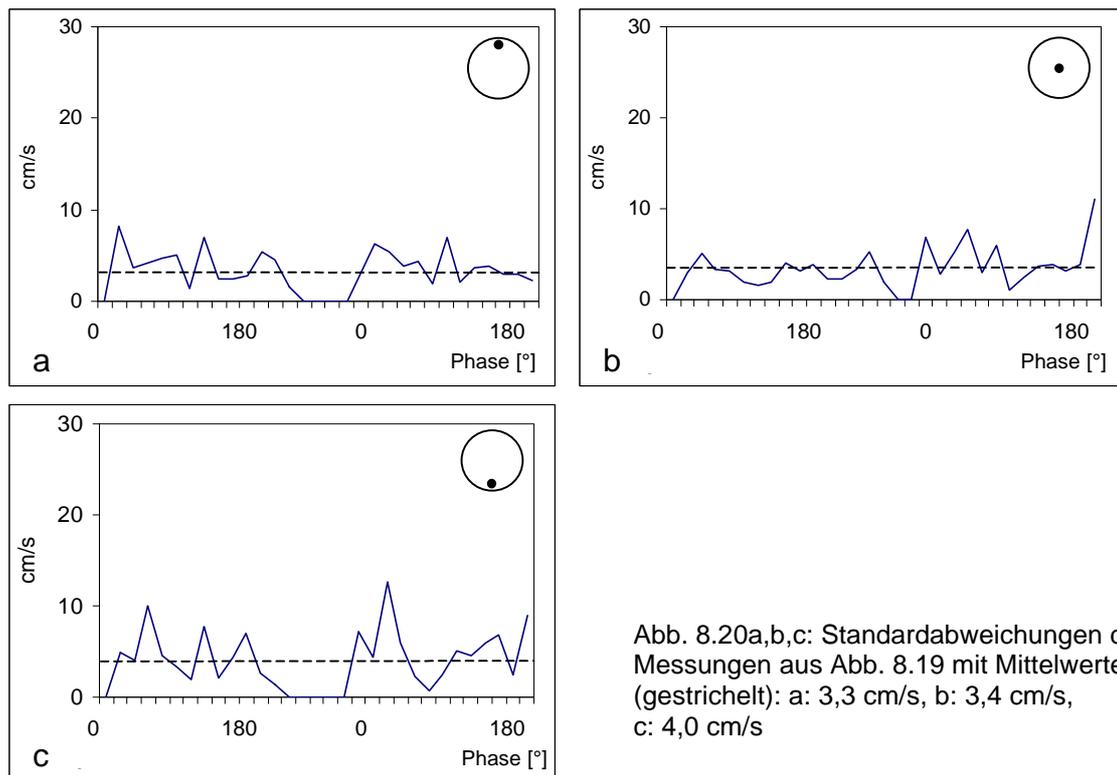


Abb. 8.19 zeigt eine Farbdopplermessung mit dem SONOS2500. Gegenüber dem SONOS1500 verfügt dieses über einen „Glättungs“-Parameter, mit dem eine harmonischere Farbverteilung im Bild erzielt werden kann. Die Geschwindigkeitsverläufe wirken in allen drei Punkten sehr gleichmäßig über beiden Zyklen. Die Standardabweichungen (Abb. 8.20) liegen wie beim SONOS1500 (Abb. 8.17) um 5 cm/s. Wie beim SONOS1500 treten im unteren Punkt (c) etwas größere Werte auf, wobei sie aber geringere Absolutwerte erreichen (SONOS2500: ca. 12 cm/s, SONOS1500: ca. 25 cm/s).

Der Vergleich mit der LDA-Messung zeigt sehr gute Übereinstimmung zwischen Farbdoppler und LDA-Messung (Abb. 8.21). Beide Messungen wurden zu einem späteren Zeitpunkt ausgeführt wie die mit dem SONOS1500. Die Pulswelle weist dabei gegen Ende des Zyklus geringere Geschwindigkeiten auf, als bei den früheren Einstellungen. In der LDA-Messung ist dies gut zu erkennen. Die Farbdopplermessung folgt dabei der LDA bis zum Erreichen der Meßschwelle ca. (5 cm/s) sehr gut, danach fällt sie auf Null (ca. ab Phase 300°). Die Abweichungen liegen im Rahmen der Standardabweichung. Das SONOS2500 erreicht somit größere Genauigkeit als das SONOS1500.

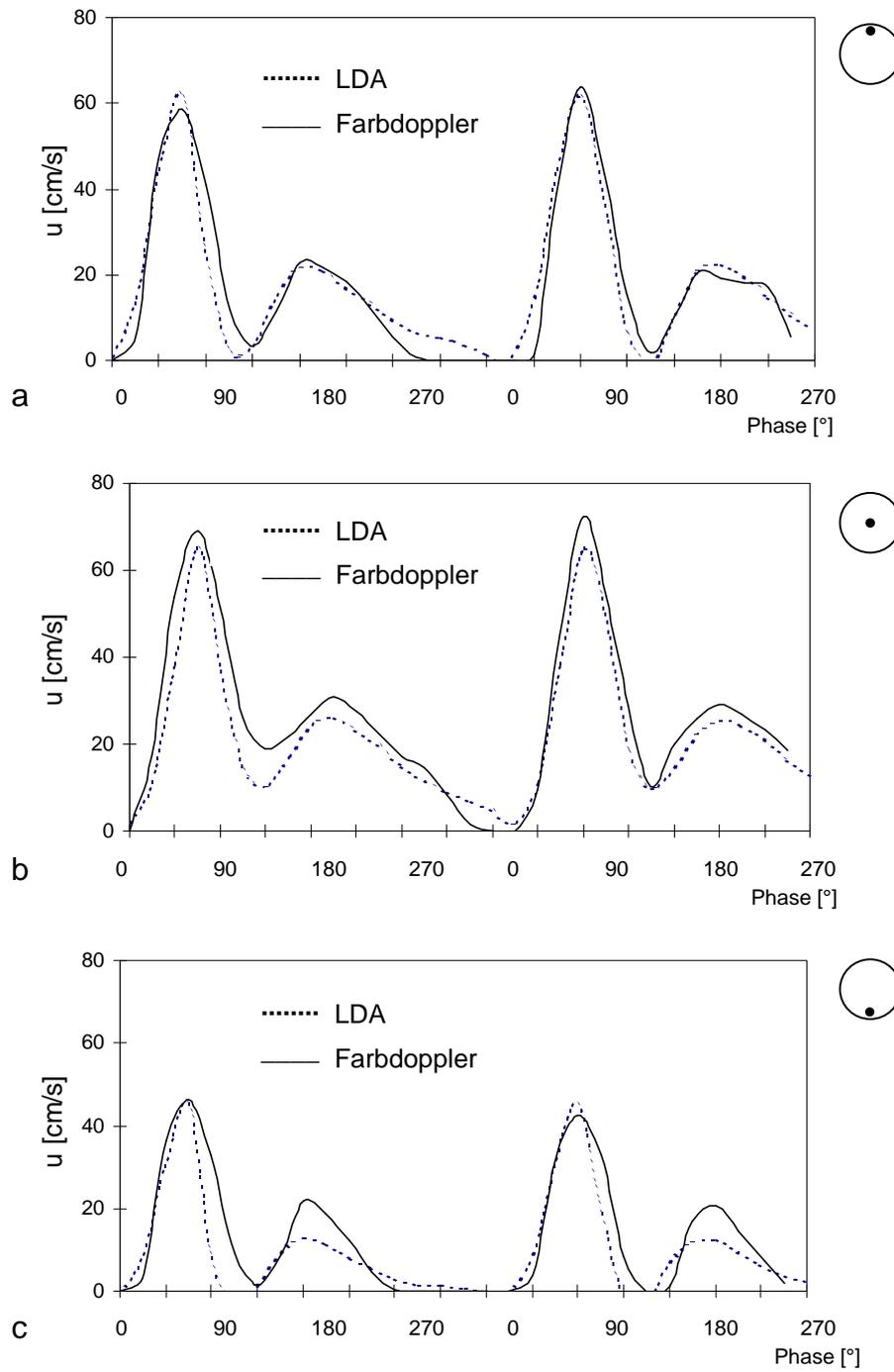


Abb. 8.21a,b,c: Vergleich der Farbdopplermessung aus Abb. 8.19 mit der LDA-Messung

8.2.4 Farbdopplermessungen mit LEVOVIST®

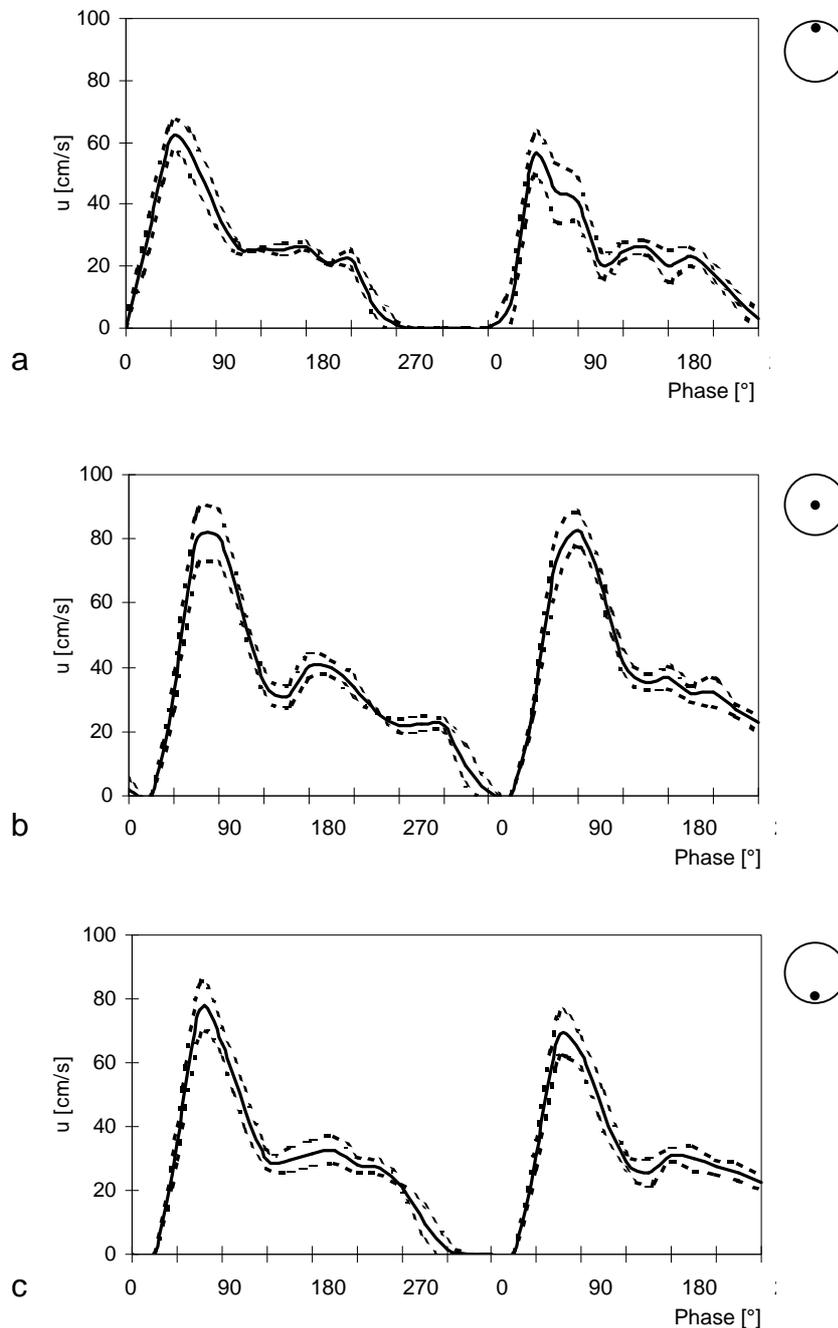


Abb. 8.22a,b,c: Farbdopplermessung mit LEVOVIST® zur Echoverstärkung ($Re = 250$, Konzentration: 0.1 %, Geräteparameter: 0 % Farbverstärkung, Bildfrequenz 18 Hz, Dopplerwinkel 75° , Geschwindigkeitsmeßbereich $-7,9$ cm/s bis 32 cm/s) in 3 Punkten. Die gestrichelten Linien zeigen den Mittelwert zzgl. / abzgl. der Standardabweichung.

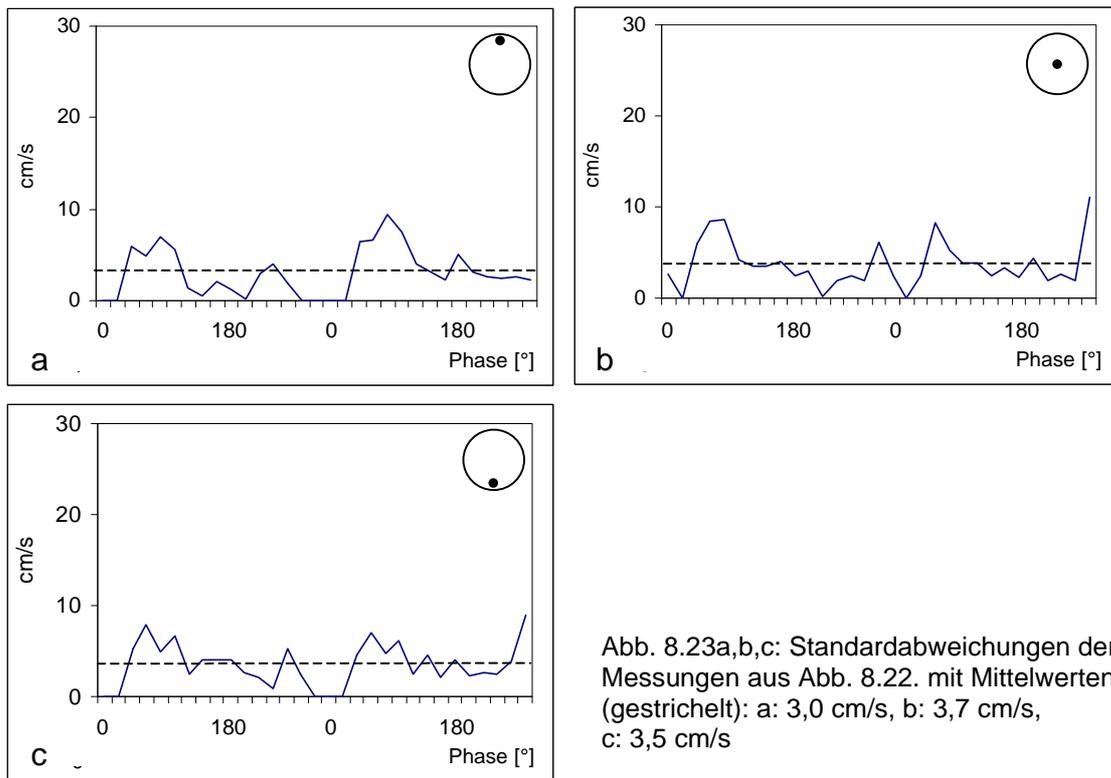


Abb. 8.22 zeigt eine Farbdopplermessung (SONOS2500) bei vergleichbaren Geräteeinstellungen wie in Abb. 8.19. Statt der Latexpartikel wurde das Ultraschallkontrastmittel LEVOVIST® als Streumedium beigefügt. Die Konzentration betrug 0,1 Gewichtsprozent. Damit konnte der Verstärkungsfaktor des SONOS2500 auf seinen Kleinstwert reduziert werden. Die Messung wirkt ähnlich gleichmäßig wie die mit Latexpartikeln (Abb. 8.19). Auch die Standardabweichungen (Abb. 8.23) zeigen ähnliche Werte. Abb. 8.24 zeigt den Vergleich zur LDA-Messung. Wie in Abb. 8.21 ist sehr gute Übereinstimmung zwischen LDA-Messung und Farbdopplermessung zu erkennen.

Zusammenfassung:

SONOS1500 und SONOS2500 zeigen bei der Messung physiologischer, pulsierender Strömung vor allem während der Systole sehr gute Übereinstimmung zur LDA-Messung, wobei aber die systolischen Maxima nicht genau getroffen werden. Sie werden wechselweise von beiden Geräten über- und unterschätzt. Während der Diastole treten Abweichungen auf, die beim SONOS2500 geringer sind. Das SONOS2500 erreicht insgesamt eine etwas höhere Genauigkeit. Da das LDA-System eine maximale Standardabweichung von 1 cm/s aufweist, eignet es sich gut für die Referenzmessung.

Die Zugabe von LEVOVIST® führt zur Verstärkung der Echos und ermöglicht die Reduzierung der Farbverstärkung am Ultraschallgerät. Eine Beeinflussung der

Geschwindigkeitsmessung tritt nicht auf. Insbesondere während der systolischen Spitzengeschwindigkeiten ist gute Übereinstimmung zwischen Farbdopplermessung und LDA-Messung zu erkennen (vgl. Abb. 8.24).

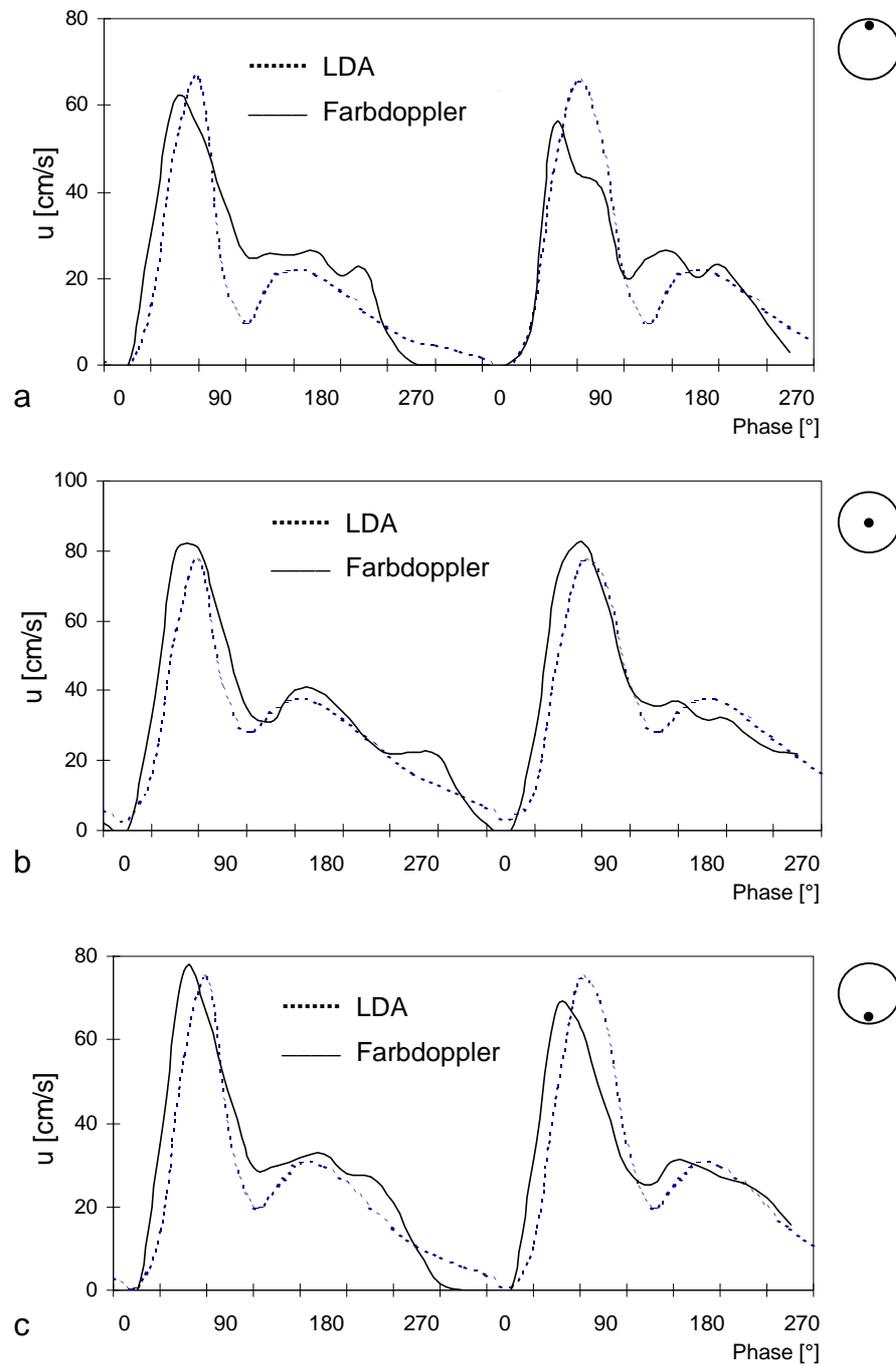


Abb. 8.24a,b,c: Vergleich der Farbdopplermessung aus Abb. 8.22 mit der LDA-Messung

8.3 Bidirektionale Farbdopplermessungen in der ACI

In Ergänzung zu den 3D-LDA-Messungen (siehe auch 8.1.2) in der ACI wurden ferner 2D-Farbdopplermessungen ausgeführt. Da das Farbdopplersystem flächendeckend eine Geschwindigkeitskomponente erfaßt, eignet es sich zur Untersuchung des Ablösegebietes in der Karotisverzweigung. Um das 2D-Geschwindigkeitsvektorbild zu erhalten, wurden bidirektionale Farbdopplermessungen nacheinander ausgeführt. Anschließend wurde daraus das Geschwindigkeitsvektorfeld rekonstruiert. Damit wird gezeigt, daß sich Farbdopplermessungen zur detaillierten Untersuchung der Strömungsverhältnisse im Bereich einer Gefäßverzweigung eignen. Es wurden jeweils der Mittelschnitt und zwei randnahe Schnitte aufgenommen (Abb. 8.25).

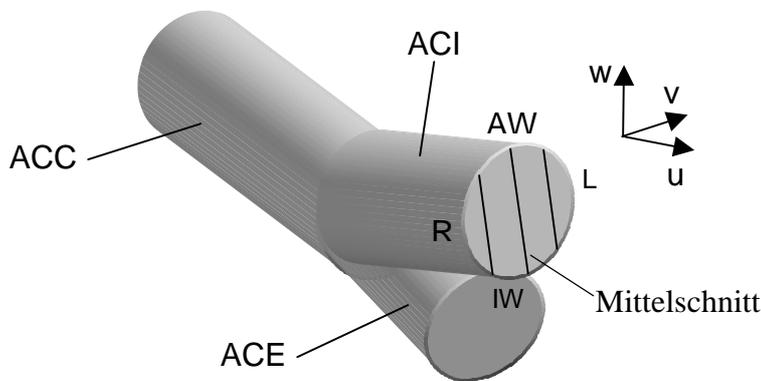


Abb. 8.25: Meßquerschnitte bei der Farbdopplermessung

Da die mit der Rekonstruktion gewonnenen 2D-Strömungsvektorbilder sehr gut das Ablösegebiet zeigen, wurde ferner untersucht, wie geänderte Anströmung bzw. andere Gefäßgeometrien das Strömungsfeld beeinflussen. Im 37°-verzweigten Karotismodell wurde bei drei verschiedenen Reynoldszahlen gemessen. Außerdem wurden der Einfluß des Verzweigungswinkels und das poststenotische Geschwindigkeitsfeld untersucht:

- AC37phys: $Re = 150$, $Re = 250$, $Re = 350$
- AC29phys: $Re = 250$
- AC49phys: $Re = 250$
- AC sten.: $Re = 213$

8.3.1 Farbdopplerbildschleifen bei $Re = 250$

Abb. 8.26 zeigt die Farbdopplermessung am Model der gesunden 37°-verzweigten Karotisarterie im Bereich des Internaabzweiges. Dargestellt sind 17 Bilder der aus 31 Bilder bestehenden Bildschleife sowie die Farbskala unten rechts.

Die Farbdopplerbilder stellen eine Falschfarbendarstellung des Geschwindigkeitsfeldes dar, wobei die Komponente längs des Schallstrahles erfaßt wird. Die Durchströmung erfolgt in den einzelnen Bilder von rechts nach links. Das Schallfeld wird durch das blaue Parallelogramm eingegrenzt. Die Beschallung erfolgt parallel zu den seitlichen Rändern, so daß über die Dopplerverschiebung die Geschwindigkeitskomponente parallel zu den Rändern erfaßt wird. Die Farbkodierung erfolgt entsprechend den Farbbalken (Abb. 8.26 und Abb. 8.27 jeweils rechts unten): Geschwindigkeiten zum Schallkopf hin werden rot bis gelb kodiert, wobei gelb größere Geschwindigkeitswerte als rot zeigt. Geschwindigkeiten vom Schallkopf weg werden dunkelblau bis hellblau kodiert. Diese Farbeinteilung wird meist auch in der medizinischen Fachliteratur verwendet: Vorwärtsfluß (Fluß vom Herzen weg) wird gelb-rot und Rückwärtsfluß blau kodiert [9, 92, 159, 153].

Die Strömung erfolgt bei der in Abb. 8.26 gewählten Beschallungsrichtung zum Schallkopf hin und erzeugt rote Einfärbung. Die ersten beiden Bilder (1. Zeile, Phase 324° und Phase 351°) zeigen das Ende des vorhergehenden Pulszyklus an. Man erkennt rote gleichmäßige Einfärbung. Im dritten Bild (Phase 19°) ist bereits anhand der gelben Bereiche die beginnende Systole des nächsten Zyklus zu erkennen, die auf hohe Geschwindigkeiten hindeuten. Rechts unten erkennt man blaue Einfärbung, die die Anströmung aus der ACC repräsentiert. Phase 46° und Phase 74° zeigen Messungen kurz vor und kurz nach dem systolischem Maximum, das bei Phase 60° auftritt (siehe auch Kap. 7.4.5). Bei Phase 46° ist am unteren Rand des Schallfeldes Farbumschlag über gelb und hellblau zu dunkelblau zu erkennen. Dieser Bereich zeigt eindeutig Aliasing und muß für die anschließende Vektorrekonstruktion korrigiert werden (siehe Kap. 7.4.5). Rechts sind wieder blaue Bereiche zu erkennen. Hellblau zeigt nun höhere Geschwindigkeiten in der Anströmung. Das blaue Feld an der oberen Wand, das sich in die Interna hinein erstreckt, deutet auf das Ablösegebiet hin. Eine Trennung zwischen Anströmung und Ablösegebiet ist nicht möglich. Phase 74° zeigt ähnliche Einfärbung wie Phase 46° mit etwas geringeren Geschwindigkeiten. Der Aliasingbereich an der unteren Wand wird kleiner. Das Ablösegebiet an der oberen Wand (blauer Bereich) ist angewachsen. Bei Phase 101° erscheint im Ablösegebiet nur noch wenig Blau neben schwarzen Bereichen ($v_{rel} = 0$). In den nächsten Bildern (Phase 129° bis 184°) erkennt man im Ablösegebiet rote Einfärbung bzw. nahe der Wand schwarze Bereiche. Zum Internaausgang hin erscheint wenig Änderung. Phase 211° bis 349° zeigen Stagnation im Anströmbereich, die blaue Einfärbung verschwindet.

In der letzten Zeile erkennt man bei Phase 16° und Phase 43° die ansteigende Systole des nächsten Zyklus, wobei ähnliche Farbverteilungen erscheinen wie in Phase 19° und Phase 46° .

Abb. 8.27 zeigt den gleichen Ausschnitt am Modell wie Abb. 8.26 mit geänderter Beschallungsrichtung. Die Strömung erfolgt vom Schallkopf weg und führt somit zu blauer Einfärbung. Phase 22° bis Phase 76° zeigen die Systole des ersten Zyklus. Bei Phase 22° erkennt man im rechten Bereich des Schallfeldes hohe Geschwindigkeiten mit Aliasing (Umschlag von blau zu gelb). Phase 49° und Phase 76° zeigen maximale Geschwindigkeiten mit Aliasing links am Ausgang und rechts in der Anströmung. Das Ablösegebiet deutet sich nur leicht durch dunklere Farbe an. Die weiteren Bilder (Phase 104° bis 351°) zeigen die Stagnation in der Diastole. Im letzten Bild (Phase 19°) ist wieder die ansteigende Systole des nächsten Zyklus dargestellt. Es zeigt ähnliche Einfärbung wie Phase 22° .

Fazit: Abb. 8.26 und Abb. 8.27 zeigen sehr unterschiedliche Farbverteilungen in den Farbdopplerbildschleifen. Die Pulsierung des Strömungsfeldes ist bei beiden Messungen gut zu erkennen. Die systolischen Maxima sind eindeutig zuzuordnen. Das Ablösegebiet wird in der roten Bildschleife gut, in der blauen kaum dargestellt. Die Strömungsverzögerung an der Innenwand des Internaausganges, daß die LDA-Messung zeigt, deutet sich in beiden Bildschleifen nicht an. Mit einer unidirektionalen Farbdopplermessung kann also nur schwer eine Aussage über das Strömungsfeld gemacht werden.

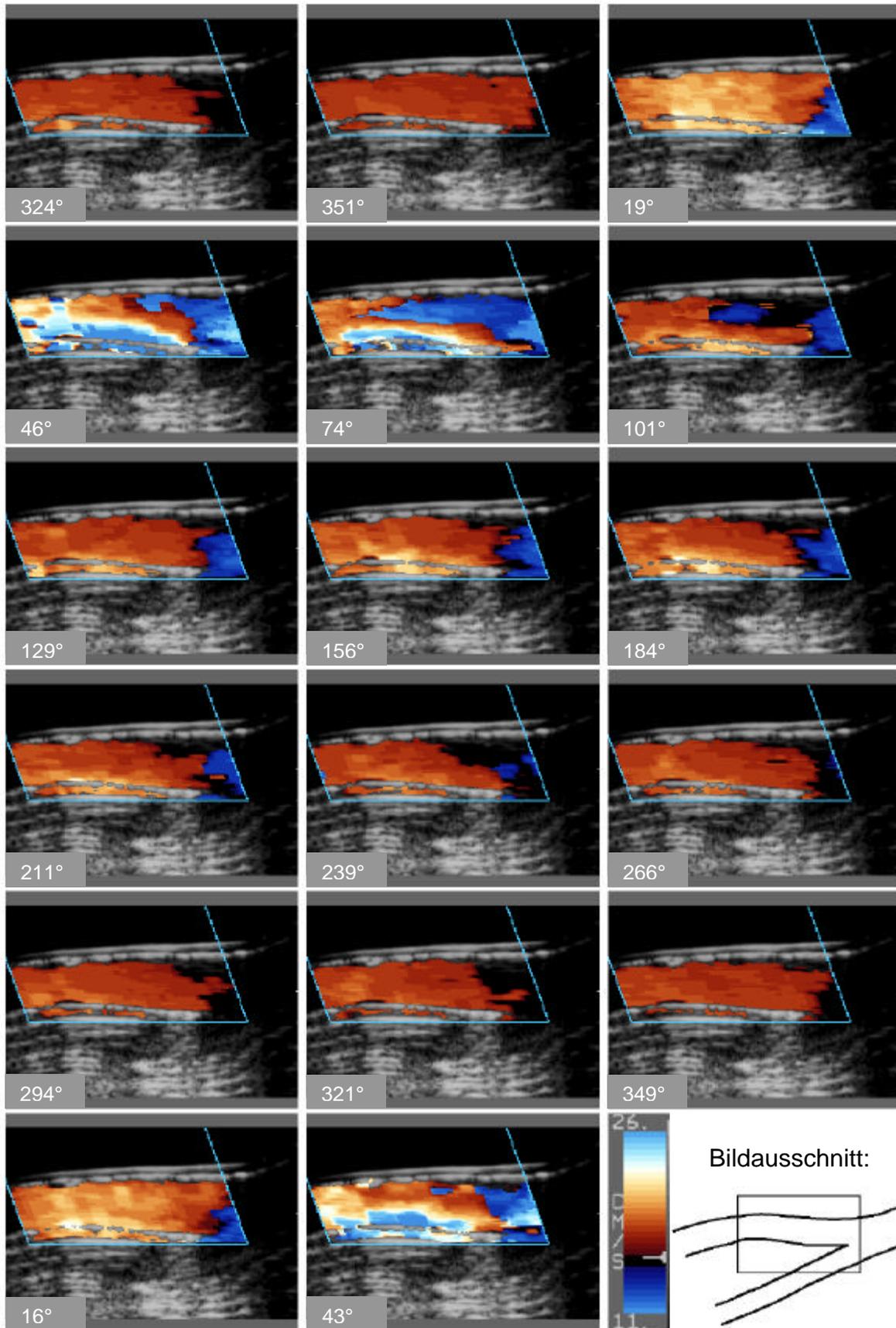


Abb. 8.26: Farbdopplermessung „rot“ in der ACI (AC37phys, Mittelschnitt, Bildfrequenz: 13,2 Hz, Winkel 111°) bei pulsierender Strömung (Re = 250)

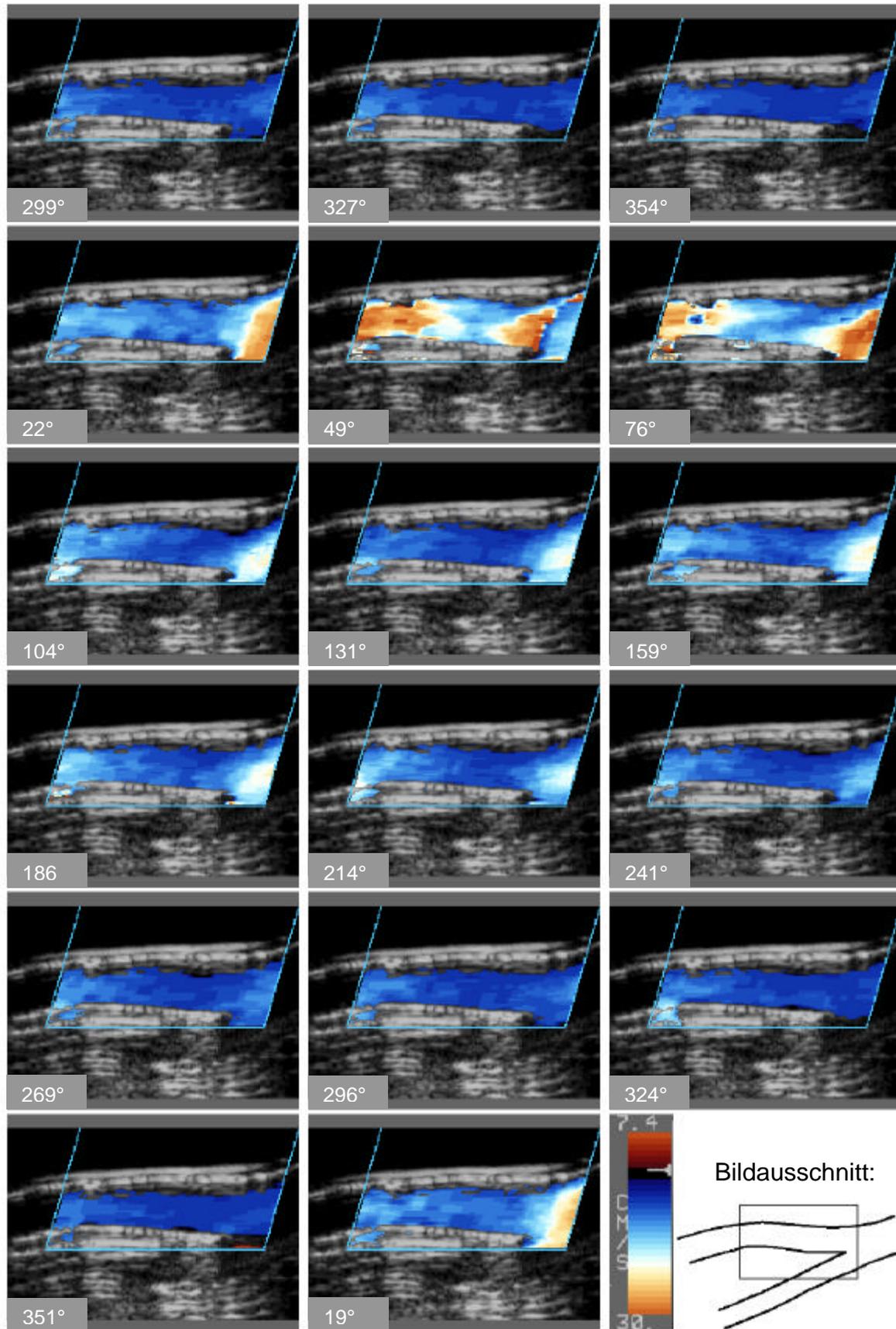


Abb. 8.27: Farbdopplermessung „blau“ in der ACI (AC37phys, Mittelschnitt, Bildfrequenz: 13,1 Hz, Winkel 76°) bei pulsierender Strömung ($Re = 250$)

8.3.2 Strömungsfeldrekonstruktion im 37°-Karotismodell bei Re 150, 250, 350

Re = 250:

Abb. 8.28 zeigt das aus den in Abb. 8.26 und Abb. 8.27 dargestellten Farbdopplerbildschleifen rekonstruierte 2D-Geschwindigkeitsvektorfeld (Mittelschnitt) von 0° bis 180°. Phase 0°, die gleichzeitig auch das Ende der Diastole, also des gesamten Zyklus darstellt, zeigt weitgehend einheitliche Geschwindigkeiten im Internaabzweig mit etwas geringeren Geschwindigkeiten an den Wänden. An der Außenwand ist keine Strömungsablösung zu erkennen. Insgesamt erkennt man Werte zwischen ca. 10 cm/s bis 20 cm/s. Dies, wie auch die Geschwindigkeitsverteilung, entspricht den LDA-Messungen (Abb. 8.3, Abb. 8.4).

Bei Beginn der Systole (Phase 30°) erkennt man zunehmende Geschwindigkeiten in der Anströmung (ca. 40 cm/s). Diese treffen auf den Strömungsteiler und werden von ihm abgelenkt. Man erkennt hohe Geschwindigkeiten an der Innenwand und niedrigere an der gegenüberliegenden Außenwand. Das Ablösegebiet nahe der Außenwand deutet sich bereits an. Die Anströmung aus der ACC trifft unabgelenkt auf den Strömungsteiler und wird durch die Wand abgelenkt, bis sie nach etwa einem halben Durchmesser wandparallel verläuft. Stromabwärts verschwindet das Ablösegebiet an der Außenwand. An der gegenüberliegenden Innenwand erkennt man am Modellausgang geringe Geschwindigkeiten. Dies deuten die Ausbildung des zweiten Ablösegebietes an.

Während Phase 60° (systolisches Maximum) sind in der Anströmung maximale Geschwindigkeiten (ca. 60 cm/s) zu sehen. Phase 60° zeigt deutlich das Ablösegebiet an der Außenwand, das bis zur Gefäßmitte reicht. Gegenüber an der Innenwand sind hohe Geschwindigkeiten parallel zur Wand zu erkennen. Das Ablösegebiet erstreckt sich axial über ca. zwei Durchmesser. Im Ablösegebiet erkennt man im Gegensatz zur LDA-Messung an der Außenwand Rückströmungen in die ACC, die bis $x = 1d$ in die Interna längs der Wand reichen. Da die Farbdopplermessung auch randnähere Bereiche zeigt, als die LDA-Messung, ist dies nicht als Fehler zu interpretieren (Farbdoppler: 15 Meßpunkte längs des Durchmessers, LDA: 9 Meßpunkte).

Im Ablösegebiet sind die Geschwindigkeitsvektoren ferner nach unten, also zur Innenwand hin gerichtet, was der mit LDA gemessenen Sekundärströmung entspricht. Im Bereich der hohen Geschwindigkeiten an der Innenwand verlaufen die Vektoren fast wandparallel. Auch dies entspricht gut den LDA-Ergebnissen (Abb. 8.5), die in diesem Bereich die Ablenkung hin zu den Seitenwänden zeigen. Stromabwärts am Modellausgang werden zunehmende Geschwindigkeiten gezeigt, die infolge der Modellverjüngung auftreten. An der Innenwand erkennt man hier nach oben zur Außenwand hin gerichtete Vektoren mit geringeren Geschwindigkeitsbeträgen. Diese deuten wie in Phase 30° das 2. Ablösegebiet an, das auch in der LDA-Messung an niedrigen Geschwindigkeiten nahe der Innenwand zu erkennen ist (siehe auch Abb. 8.8).

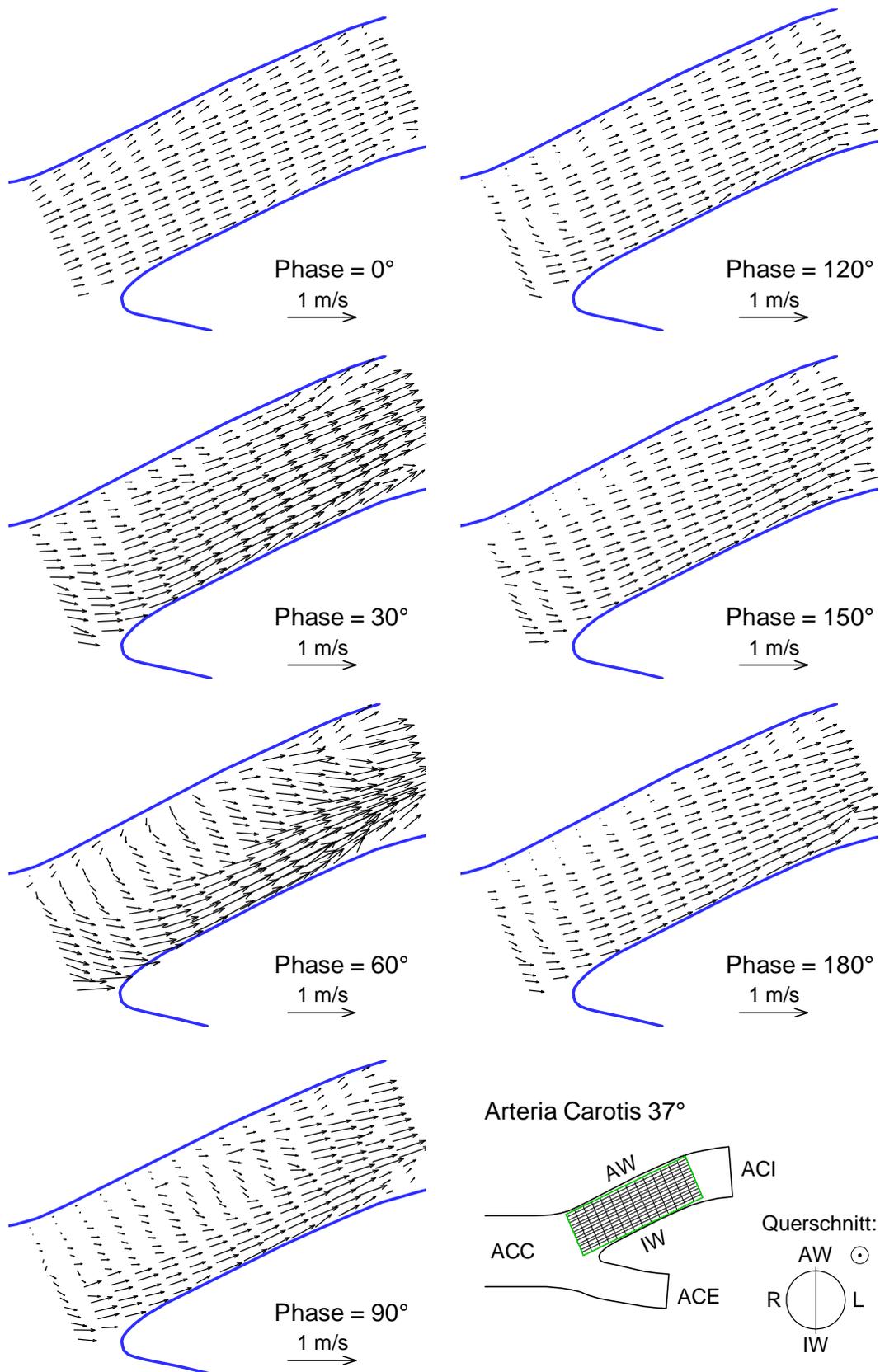


Abb. 8.28: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC37phys, Mittelschnitt) bei pulsierender Strömung ($Re = 250$, $f = 60/min$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

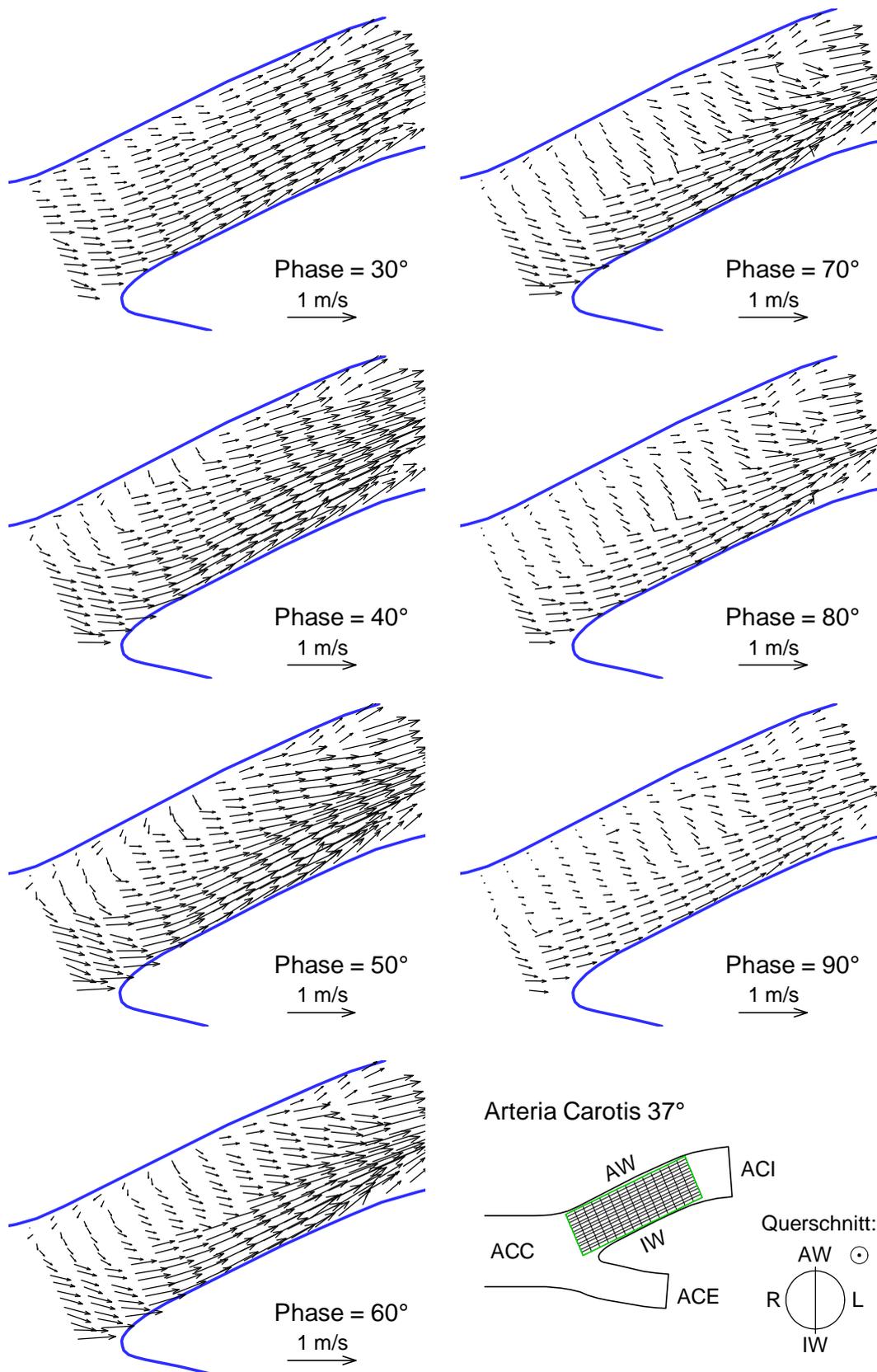


Abb. 8.29: 2D-Geschwindigkeitsfeld wie in Abb. 8.28 während der Systole

Phase 90° zeigt reduzierte Geschwindigkeiten in der Anströmung. Wie in Phase 60° erkennt man in der Interna die Trennung zwischen Ablösegebiet und hohen Geschwindigkeiten. Das Ablösegebiet reicht bis über die Gefäßmitte hinaus. Es erstreckt sich axial noch über fast 2 Durchmesser. An der Außenwand kommt die Strömung zum Stillstand. Dies entspricht sehr gut der LDA-Messung, die in Abb. 8.4 bei Phase 90° dort Werte um 0 cm/s zeigt. Die Farbdopplermessung zeigt auch die Sekundärströmung zur Innenwand, die aber bereits abnimmt. Auch dies entspricht den LDA-Ergebnissen. Phase 120° zeigt wie die LDA-Messung in der Anströmung sehr niedrige Geschwindigkeiten (ca. 20 cm/s). Das Ablösegebiet ist im Gegensatz zur LDA-Messung kaum noch zu erkennen. Distal erkennt man bereits nach $x = 1d$ fast gleiche Geschwindigkeiten über dem ganzen Durchmesser. Sekundärströmungen sind wie bei der LDA-Messung kaum noch zu erkennen. Phase 150° und Phase 180° zeigen etwas höhere Geschwindigkeiten als Phase 120° . Nahe der Außenwand erkennt man geringe Geschwindigkeiten, an der Innenwand hohe Geschwindigkeiten. Diese asymmetrische Verteilung mit Geschwindigkeitsabnahme zur Außenwand hin entspricht ebenfalls den LDA-Ergebnissen. Während der Diastole kommt es zu Anfang zu einem geringen Geschwindigkeitsanstieg, danach zu langsamem Abfall und Beruhigung bis zum Ende. Der zeitliche Verlauf wird somit gut von der Farbdopplermessung erfaßt. Abb. 8.29 zeigt das Vektorbild während der Systole (Phase 30° , 40° , 50° bis 90°). Man erkennt jeweils geringe Veränderungen der Vektoren und kann daher den zeitlichen Verlauf der Rückströmungen nahe der Außenwand gut verfolgen. Grobe Unstetigkeiten sind nicht zu erkennen. Die durchgeführte Splineinterpolation führt somit auch bei großen zeitlichen Gradienten zu stetigen Verläufen über der Puls-welle und läßt Berechnungen zu beliebigen Phasen zu.

Das Vektorbild am der linken Wand (Abb. 8.30) erscheint ungleichmäßiger wie das des Mittelschnittes. In Phase 60° erkennt man im Bereich der Anströmung vereinzelt geringe axiale Geschwindigkeiten, die auf einen „Farbausfall“ im Farbdopplerbild zurückzuführen sind.

Phase 30° zeigt an der Innenwand ebenfalls Geschwindigkeiten zur Wand hin, die sich deutlich von den angrenzenden Vektoren unterscheiden. Da dies in der LDA-Messung nicht beobachtet wurde, ist ebenfalls auf einen Meßfehler zu schließen. Phase 60° zeigt maximale Geschwindigkeiten um ca. 40 cm/s nahe der Innenwand. Dies entspricht gut der LDA-Messung (siehe axiale Geschwindigkeitskomponente Abb. 8.4).

Sekundärströmungen von der Innenwand zur Außenwand sind kaum zu erkennen, die Geschwindigkeiten verlaufen weitgehend in axialer Richtung.

Ähnliches zeigt die Sekundärströmung der LDA-Messung (Abb. 8.5, an der Verzweigung, und Anhang) in diesem Bereich (0 mm und 2.5 mm stromabwärts): Die Richtung der Geschwindigkeiten wechselt: In der Mitte sind die Vektoren zur Innenwand hingerrichtet, an der linken Wand zur Außenwand hin. 5 mm stromab-

wärts zeigt die LDA-Messung in diesem Bereich Sekundärströmung von der Innenwand zur Außenwand mit ca. 10 – 15 cm/s. Dies erscheint in der Farbdopplermessung nicht. In Phase 120° erkennt man im Bereich des Austritts einen Geschwindigkeitsabfall hin zur Außenwand. Dies entspricht wieder gut der LDA-Messung (siehe Anhang, 15 mm stromabwärts).

Am rechten Rand (Abb. 8.31) zeigt sich eine inhomogene Farbdopplermessung: Von Phase 90° bis 180° erkennt man in der Anströmung in der ersten Spalte sehr geringe axiale Geschwindigkeiten. Im Ablösegebiet erscheinen mehrfach Unstetigkeiten, so daß eine genaue Interpretation schwierig ist. 5 mm stromabwärts (in der 6. Spalte) erkennt man in Phase 60° Sekundärgeschwindigkeiten nach oben (von IW zu OW). Dies entspricht gut der LDA-Messung (siehe Sekundärströmung, 5 mm nach der Verzweigung, Anhang), die ebenfalls hohe Geschwindigkeiten zeigt. Ebenfalls entsprechen die maximalen Geschwindigkeiten um 40 – 50 cm/s denen der LDA-Messung (siehe axiale Geschwindigkeitskomponente, 5 mm nach der Verzweigung, Anhang). Betrachtet man den zeitlichen Verlauf, erkennt man gut den systolischen Anstieg, Abfall und den Beginn der Diastole.

Zusammenfassung:

Die Geschwindigkeitsvektoren verlaufen vor allem an der Innenwand wandparallel. Die 2D-Rekonstruktion des Strömungsfeldes aus der bidirektionalen Farbdopplermessungen wird somit richtig durchgeführt. Die Beschallungswinkel um 70° sind klein genug gewählt. Die Unterschiede innerhalb des Strömungsfeldes werden im Mittelschnitt sehr gut wiedergegeben:

- Die Ablenkung der Anströmung durch den Strömungsteiler ist klar zu sehen.
- Stromabwärts verläuft die Strömung an der Innenwand wandparallel.
- Das Ablösegebiet wird deutlich von den Bereichen mit hohen Geschwindigkeiten abgegrenzt.
- Rückströmungen im Bereich der Außenwand am Beginn der Interna werden deutlich erkannt.
- Der zeitliche Verlauf des Strömungsfeldes wird gut wiedergegeben.
- Die infolge der Verjüngung ansteigenden Geschwindigkeiten werden erfaßt. Geringe Geschwindigkeiten, die auf Ausbildung des zweiten Ablösegebietes schließen lassen, werden ebenfalls detektiert.

In den wandnahen Schnitten wird die Qualität der Farbdopplermessung schlechter. Da dort niedrigere Geschwindigkeiten auftreten, wird die untere Meßschwelle erreicht bzw. unterschritten. Dies führt zu Unstetigkeiten im Geschwindigkeitsfeld. Hohe Geschwindigkeiten werden besser erfaßt. Insgesamt wird das Strömungsfeld noch gut wiedergegeben. Auch der zeitliche Verlauf ist gut zu erkennen.

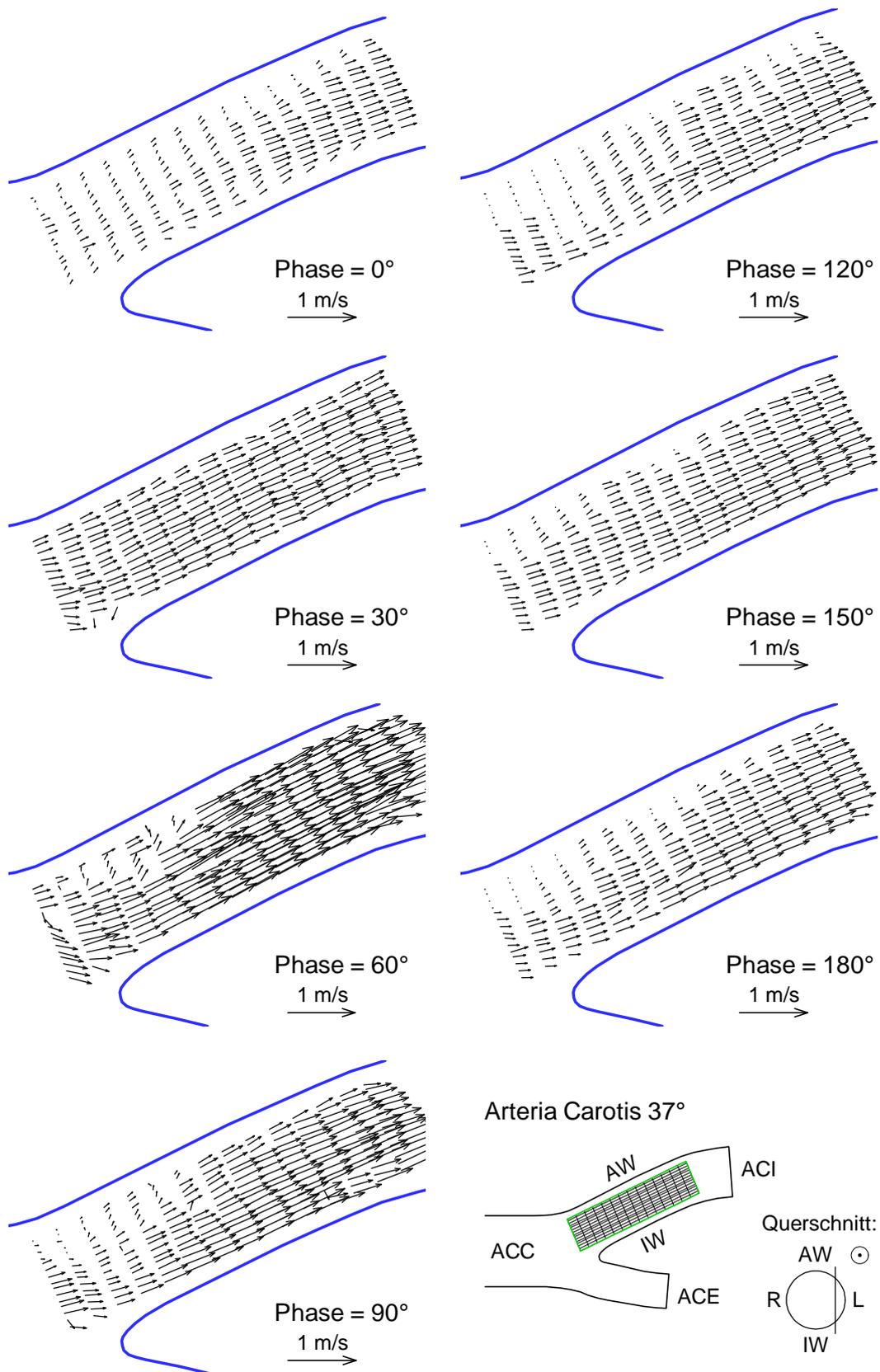


Abb. 8.30: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC37phys, am linken Rand) bei pulsierender Strömung ($Re = 250$, $f = 60/min$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

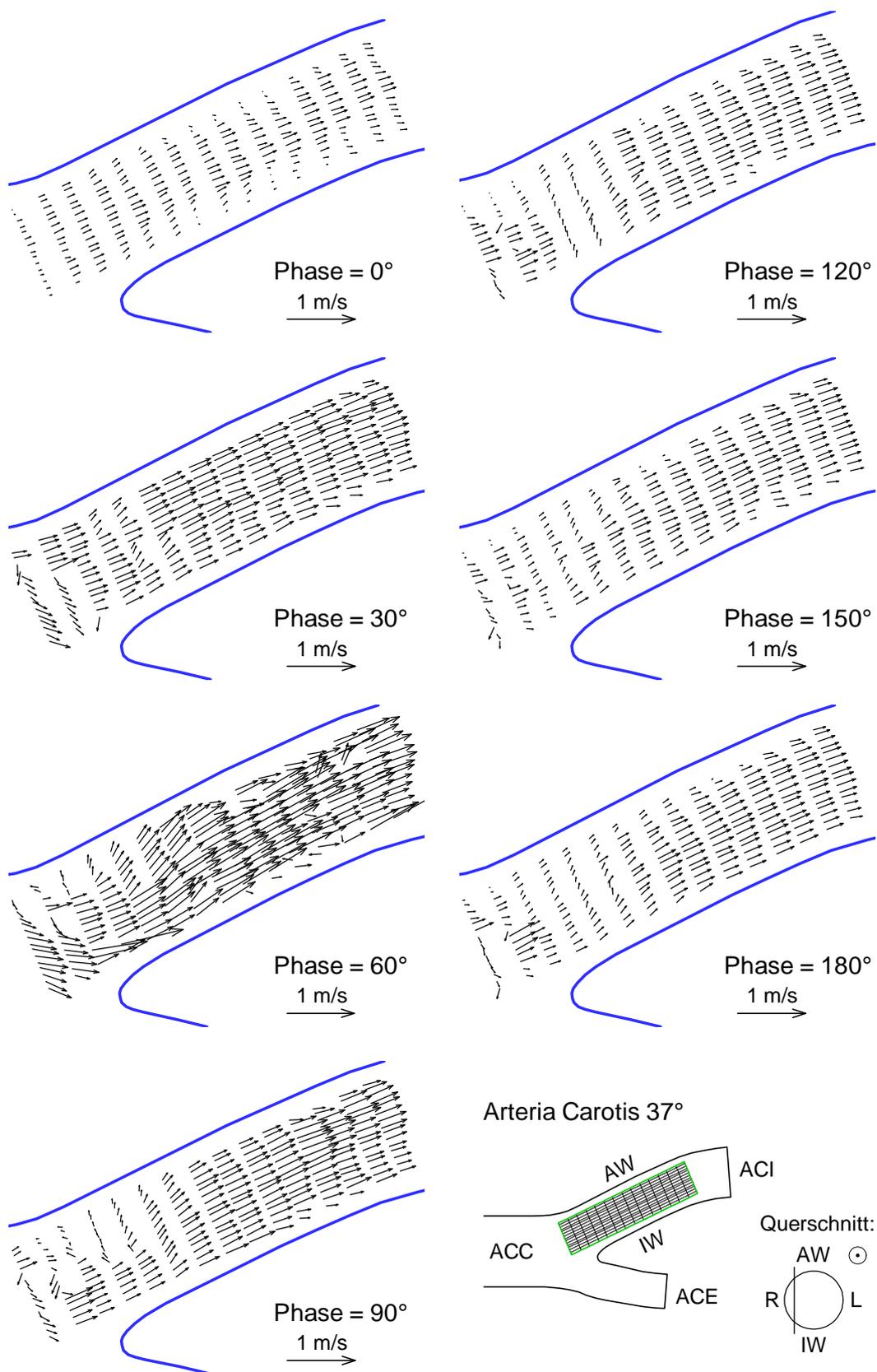


Abb. 8.31: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC37phys, am rechten Rand) bei pulsierender Strömung ($Re = 250$, $f = 60/min$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

Re = 150:

Abb. 8.32 zeigt die Farbdopplermessung im Mittelschnitt über dem ganzen Zyklus bei $Re = 150$. Zu Beginn des Zyklus erkennt man wesentlich geringere Geschwindigkeiten wie bei $Re = 250$. Dies entspricht der LDA-Messung in der Anströmung (siehe auch Strömungseinstellungen). Die Strömung sinkt am Ende des Zyklus fast bis zum Stillstand.

Phase 30° zeigt steigende Geschwindigkeiten im ganzen Schnitt bis auf den Anströmungsbereich. Dort erkennt man niedrige Geschwindigkeiten, die auf einen ungünstigen Beschallungswinkel zurückzuführen sind. Während der Systole (Phase 60°) werden die Maximalgeschwindigkeiten der LDA-Messung von ca. 55 cm/s erreicht. Das Ablösegebiet deutet sich nur an bzw. tritt weniger deutlich auf als bei $Re = 250$. Rückströmungen sind nicht zu erkennen, deutlich hingegen Sekundärströmung zur Innenwand hin. Im Gegensatz zu $Re = 250$ deutet sich das zweite Ablösegebiet am Modellausgang kaum an. Lediglich in Phase 60° sind an der Innenwand die Geschwindigkeitsvektoren etwas nach oben zur Außenwand hin gerichtet.

Phase 120° zeigt sinkende Geschwindigkeiten bis zum Stillstand der Strömung im Ablösegebiet. Die Maximalgeschwindigkeiten an der Innenwand betragen noch ca. 30 cm/s. Phase 120° bis 180° zeigen das Geschwindigkeitsminimum am Anfang der Diastole, kurzen Wiederanstieg und Abklingen bis zum Ende des Zyklus. Gut zu erkennen sind jeweils am Ausgang der Interna die asymmetrischen Geschwindigkeitsverteilungen mit Abfall zur Außenwand hin.

Die Schnitte am der linken und rechten Wand (siehe Anhang) zeigen jeweils relativ homogene Verteilungen mit etwas geringeren Geschwindigkeiten. Wie im Mittelschnitt tritt das Ablösegebiet weniger ausgeprägt auf als bei $Re = 250$. Zum Internaausgang hin erkennt man beiderseits zunehmende Geschwindigkeiten. Diese verlaufen wieder in axialer Richtung.

Fazit: Infolge der geringeren Geschwindigkeitsamplitude erscheinen bei $Re = 150$ weniger Störungen im Verzweigungsbereich. Das Ablösegebiet tritt weniger ausgeprägt auf und es kommt kaum zu Rückströmungen. Die Farbdopplermessung zeigt diese Unterschiede deutlich.

Re = 350:

In Abb. 8.33 ist die Farbdopplermessung im Mittelschnitt bei $Re = 350$ abgebildet. Phase 0° zeigt ähnliche Geschwindigkeiten wie die Messung bei $Re = 250$. In Phase 30° erkennt man höhere Geschwindigkeiten bei insgesamt ähnlichem Strömungsbild. Bei Phase 60° ist deutlich das Ablösegebiet mit hohen Sekundärströmungen zur Innenwand hin zu erkennen. In der Anströmung finden sich Maximalgeschwindigkeiten von 70 cm/s. Bemerkenswert erscheint, daß an der Außenwand im Gegensatz zur Messung bei $Re = 250$ keine Rückströmungen auftreten. Betrachtet man nur die Systole (Abb. 8.34), wird dies besonders deutlich:

Während des Anstieges (Phase 30° bis 60°) bildet sich deutlich die Sekundärströmung aus, an der Außenwand ist jedoch keine Strömungsumkehr zu erkennen. An der Innenwand sind bereits nach $x = 1d$ nach oben zur Außenwand hin gerichtete Vektoren zu erkennen, die auf Ausbildung des zweiten Ablösegebietes schließen lassen. Am Modellausgang deutet sich ein Wirbel an.

Phase 90° zeigt deutlich größere Ausmaße des Ablösegebietes: Es erstreckt sich weiter bis zur Innenwand hin wie bei $Re = 250$. Der Bereich der Hauptströmung ist kleiner und die axialen Geschwindigkeiten darin größer. Im Ablösegebiet finden sich größere Sekundärströmungen. Wie bei Phase 60° deutet sich das zweite Ablösegebiet am Modellausgang sehr früh an. In Phase 120° (Abb. 8.33) sind ebenfalls das Ablösegebiet und die Sekundärströmungen zu erkennen. Phase 120° und 150° zeigen erwartungsgemäß Beruhigung. Diese sind aber ungleichmäßiger als die bei der Messung bei $Re = 250$.

Die Messung am linken Rand (siehe Anhang) zeigt bereits bei Phase 0° relativ hohe Geschwindigkeiten, die weitgehend axial orientiert sind. Nur in der Anströmung finden sich geringe Geschwindigkeiten, die durch Farbausfall einer Farbdopplermessung verursacht werden. Die in der Bildschleife angrenzenden Zyklen zeigen normale Anströmung. Der zeitliche Verlauf wird in den anderen Phasen gut wiedergegeben. In Phase 60° werden Maximalgeschwindigkeiten von ca. 70 cm/s gezeigt. Das Ablösegebiet bildet sich wenig aus, in Phase 90° und 120° sind keine Rückströmungen zu erkennen. Die Sekundärströmungen sind weitgehend nach unten zur Innenwand hin orientiert.

Am rechten Rand erkennt man in Phase 0° ähnliche Geschwindigkeiten. Phase 30° und 60° zeigen bessere Anströmung aus der ACC. Phase 90° zeigt deutlich Rückströmung nahe der Außenwand. Ab der 5. Spalte erkennt man einen Wechsel zwischen rückwärts und vorwärts gerichteten Geschwindigkeiten: Die Vektoren zeigen Sekundärströmung nach oben mit geringer positiver axialer Komponente. Das Ablösegebiet ist deutlich erkennbar. Wie bei der LDA-Messung bildet sich an der rechten Wand eine deutliche Sekundärströmung nach oben aus. Phase 120° zeigt ein ähnliches Bild mit reduzierten Geschwindigkeiten. Phase 150° und 180° zeigen weitere Stagnation mit Stillstand im Ablösegebiet, was durch die veränderte Pulswelle und veränderte Pulsfrequenz verursacht wird.

Fazit:

- Bei größerer Reynoldszahl werden bei der Farbdopplermessung höhere Geschwindigkeiten erfaßt.
- Im Mittelschnitt wird das deutlich größere Ablösegebiet erfaßt.
- Die Farbdopplermessung zeigt, daß mehr Rückströmungen am rechten Rand auftreten wie bei $Re = 250$.
- Die Ablösegebiete an der Außenwand und der Innenwand sind stärker ausgebildet als bei $Re = 250$. Die Unterschiede werden deutlich erfaßt.

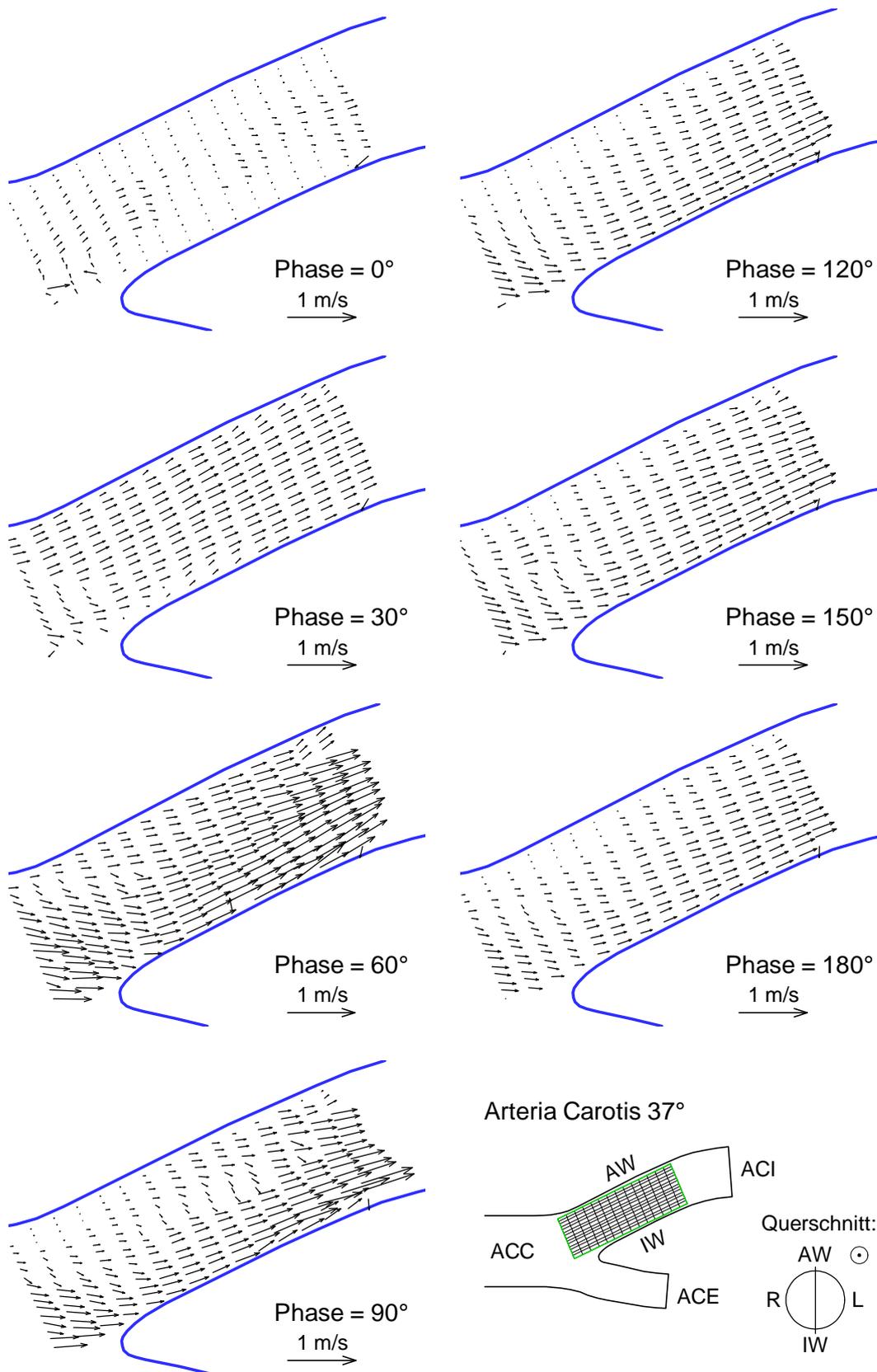


Abb. 8.32: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC37phys, Mittelschnitt) bei pulsierender Strömung ($Re = 150$, $f = 60/\text{min}$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

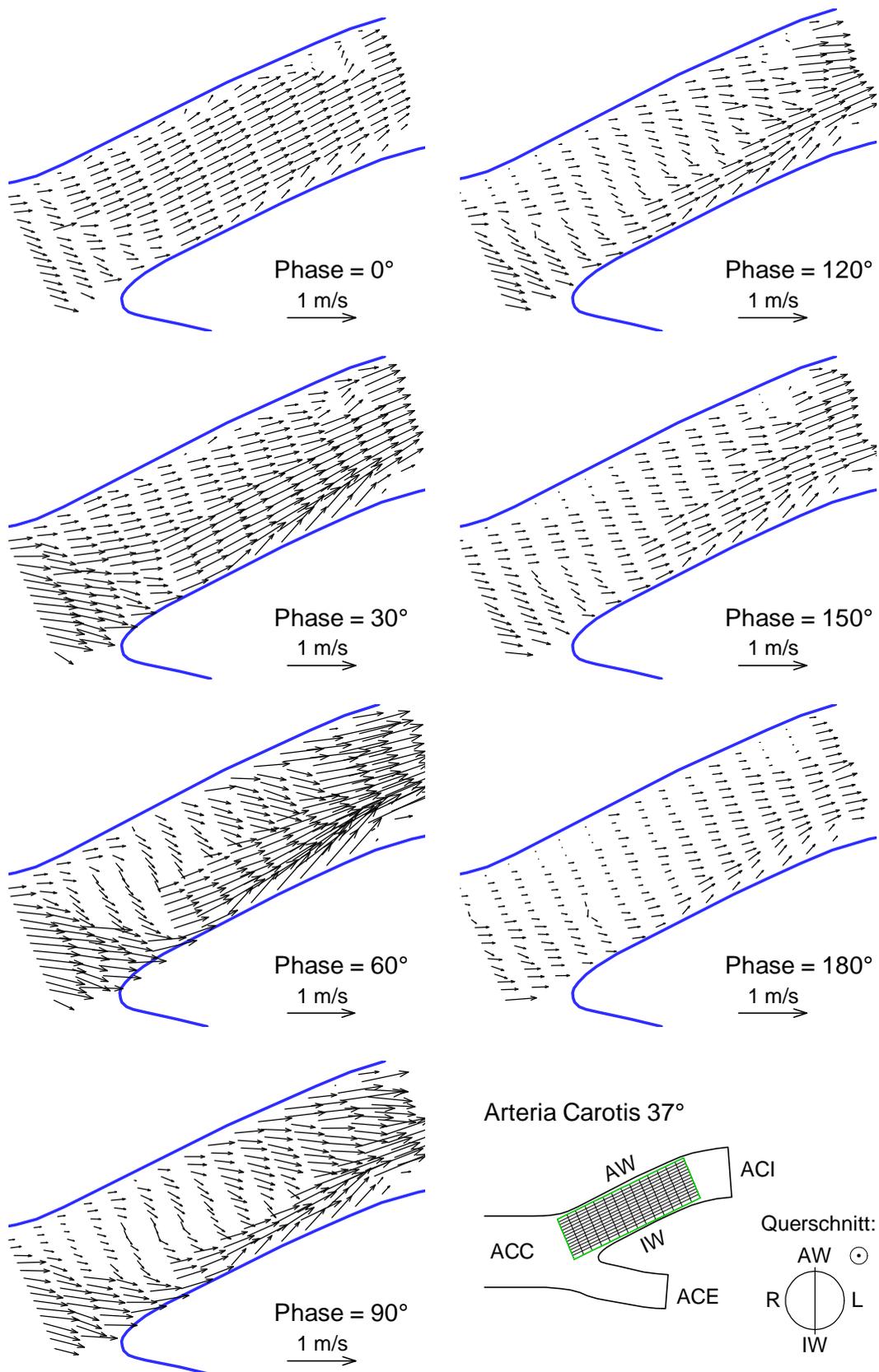


Abb. 8.33: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC37phys, Mittelschnitt) bei pulsierender Strömung ($Re = 350$, $f = 90/min$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

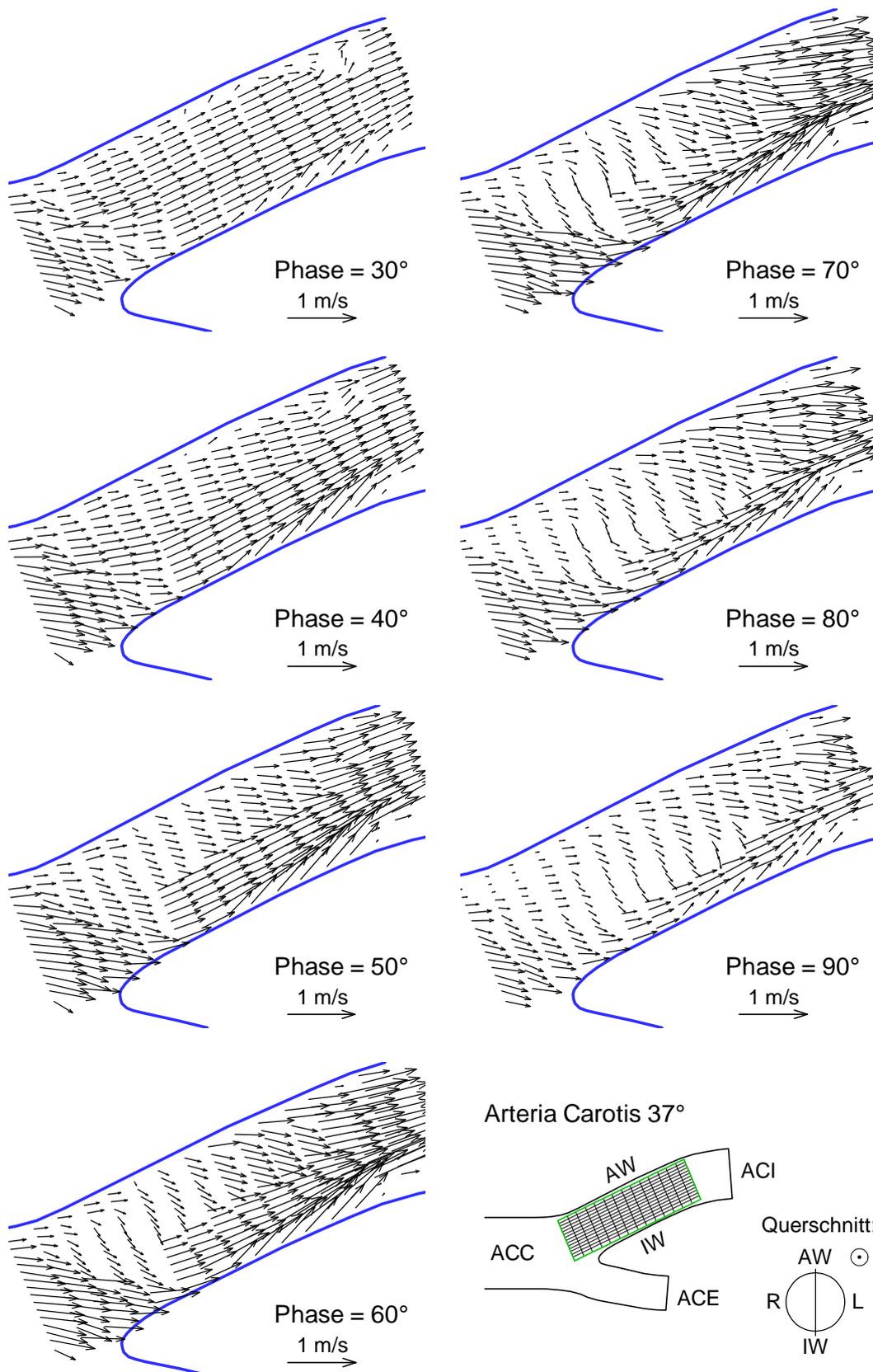


Abb. 8.34: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC37phys, Mittelschnitt) bei pulsierender Strömung ($Re = 350$, $f = 90/min$) während der Systole

8.3.3 Strömungsfeldrekonstruktion im 29°- und 49°-Kerotismodell

Das 29°- und das 49°-verzeigte Modell weisen ähnliche Durchmesser der ACC auf, wie das 37°-verzweigte Modell. Um gleiche Strömungseinstellungen zu gewährleisten, wurde ein ähnlicher Verlauf der maximalen Geschwindigkeit über der Pulswelle eingestellt. Die Messung der maximalen Geschwindigkeit erfolgte mit dem LDA in der Mitte der ACC.

AC29phys., Re = 250:

Abb. 8.35 zeigt das Strömungsbild (Mittelschnitt) in der Interna des 29°-verzweigten Karotismodells. Phase 0° zeigt niedrige Geschwindigkeiten im Anströmbe- reich, ansonsten eine gleichmäßige Geschwindigkeitsverteilung. Die niedrigen Werte in der Anströmung scheinen durch einen Farbausfall verursacht zu sein. Phase 30° und 60° zeigen den systolischen Anstieg mit ungleichmäßigerer Vektorenverteilung als im 37°-verzweigten Modell. Das Ablösegebiet zeichnet sich trotzdem deutlich ab und ist etwas schmaler wie im 37°-verzweigten Modell. Am Anfang der Interna treten negative Geschwindigkeiten nahe der Außenwand in den ersten drei Vektorspalten auf (gezählt von links nach rechts, also in Strömungsrichtung; vergleiche 37°-verzweigtes Modell: Rückströmungen bis zur sechsten Vektorspalte, Abb. 8.29). Die negativen Komponenten in der achten Spalte deuten auf eine lokale Fehlmessung hin. Die Sekundärströmung ist erwartungsgemäß von der Außenwand zur Innenwand hin gerichtet. Während des systolischen Maximums (Phase 60°) erkennt man in der Anströmung ferner maximale Geschwindigkeiten um 90 cm/s, die der LDA-Referenzmessung entsprechen. Zum Modellausgang hin sind an der Innenwand nach oben zur Außenwand hin gerichtete Vektoren zu erkennen, die das zweite Ablösegebiet andeuten. Dies erscheint stärker ausgeprägt als im 37°-verzweigten Modell. Vereinzelt sind bereits Rückströmungen zu erkennen.

Entgegen den bisherigen Ergebnissen, bei denen die Maximalwerte immer unterschätzt wurden, finden sich bei dieser Messung Maximalwerte wie bei der LDA-Messung. Infolge des kleiner gewählten Geschwindigkeitsmeßbereiches bei der Farbdopplermessung wird höhere Empfindlichkeit erzielt. Dies wirkte sich aber nachteilig auf das Aliasing aus: Es trat wesentlich mehr Aliasing auf wie bei den vorherigen Messungen, so daß die Unterscheidung zwischen Aliasing und tatsächlicher negativer Komponente sehr schwer fiel. Phase 90° zeigt noch deutlich das Ablösegebiet und die Rückströmungen. Die Geschwindigkeiten im Anström- bereich erscheinen größer als im 37°-verzweigten Modell. In Phase 120° erkennt man deutlich Geschwindigkeitsrückgang im Ablösegebiet und abnehmende Sekundärströmungen, die sich wieder deutlicher abzeichnen als im 37°-ver- zweigten Modell. Bei Phase 150° und 180° deutet sich die Beruhigung zum Ende des Zyklus an.

Am linken Rand (siehe Anhang) findet man bei Phase 0° ein relativ ungleichmäßiges Strömungsfeld. Die Geschwindigkeiten verlaufen weitgehend in axialer Richtung. Phase 30° zeigt zunehmende Geschwindigkeiten, wobei ein Ausfall bei der „roten“ Komponente in den ersten vier Vektorspalten zu axialen Geschwindigkeiten um Null führen. Phase 60° zeigt die Maximalgeschwindigkeiten mit Ablösegebiet und nach oben gerichteten Sekundärströmungen. Die in der vierten Vektorspalte erscheinenden, rückwärts gerichteten Geschwindigkeiten treten nur lokal auf und kennzeichnen kein ausgedehntes Rückströmgebiet. Auch hier scheint ein Meßfehler vorzuliegen. Im Vergleich zur Messung im 37° -verzweigten Modell sind auch am Rand größere Maximalgeschwindigkeiten in der Anströmung zu erkennen. Phase 90° zeigt Geschwindigkeitsrückgang mit verschwindendem Ablösegebiet. In Phase 120° bis 180° erkennt man Beruhigung der Strömung, wobei am Gefäßausgang über dem ganzen Querschnitt fast gleich große Geschwindigkeiten zu sehen sind (vergleiche AC37phys.: leichte Asymmetrie bzw. Geschwindigkeitsabfall zur Außenwand hin).

Am rechten Rand erkennt man wie bei der Messung im 37° -verzweigten Modell ein größeres Ablösegebiet mit stärkeren Rückströmungen als am linken Rand. Wie im Mittelschnitt ist das Ablösegebiet schmäler als im 37° -verzweigten Modell. Die Trennung zwischen Vorwärts- und Rückwärtsfluß im Ablösegebiet erfolgt in der fünften Vektorspalte. Deutlich zu erkennen ist die axiale Ausdehnung des Ablösegebietes bis zur 12. Spalte mit der Sekundärströmung nach oben. Ab Phase 120° tritt wieder Beruhigung ein. Asymmetrische Geschwindigkeitsverteilungen sind nicht zu erkennen.

Fazit: Der veränderte Geschwindigkeitsmeßbereich führt zu besserer Detektion der Sekundärströmungen. Das Ablösegebiet ist kleiner als im 37° -verzweigten Modell.

AC49phys., $Re = 250$:

Abb. 8.36 zeigt das Strömungsbild (Mittelschnitt) in der Interna des 49° -verzweigten Karotismodells. Die Geräteeinstellungen entsprachen denen der Messung im 37° -verzweigten Modell. Phase 0° zeigt im Gegensatz zum 37° -verzweigten Modell im Internaeingang Strömungsrichtungen parallel zur ACC. Die Strömungsumlenkung erfolgt später als im 37° -verzweigten Modell. An der Außenwand sind nur sehr kleine Vektoren zu erkennen, was auf einen Stillstand der Strömung hindeutet. Phase 30° bestätigt dies: In der zweiten Vektorspalte deuten sich Rückströmungen an (im 37° -verzweigten Modell sind dort keine Rückströmungen zu erkennen). Ebenfalls sind bereits stärkere Sekundärströmungen von der Außenwand zur Innenwand hin zu erkennen, sowie zum Modellausgang hin an der Innenwand nach oben zur Außenwand hin gerichtete Vektoren. Diese zeigen das Gebiet mit Strömungsverzögerung am Internaausgang deutlicher an als im 37° -verzweigten Modell. Phase 60° zeigt maximale Anströmgeschwindigkeiten um 70 cm/s . Das Ablösegebiet ist deutlich zu erkennen. Es erstreckt sich weit über die

Mitte des Querschnittes und reicht weiter an die Innenwand hin als im 37°-verzweigten Modell. Ferner finden sich an der Innenwand im Bereich der Hauptströmung höhere Geschwindigkeiten (um 70 cm/s). Auch die Strömungsverzögerung an der Innenwand am Internaausgang erscheint ausgeprägter. Die Hauptströmung entfernt sich früher von der Innenwand als im 37°-verzweigten Modell.

Phase 90° zeigt bei abnehmenden Geschwindigkeiten noch deutlich das Ablösegebiet und die Ausdehnung bis fast zur Innenwand. Im Gegensatz zum 37°-verzweigten Modell treten noch große Sekundärströmungen auf. Dies setzt bei Phase 120° und Phase 150° fort. An der Außenwand erkennt man wieder Stillstand. In Phase 180° deutet sich Beruhigung an. Sekundärströmungen sind noch zu erkennen.

Fazit: Der größere Verzweigungswinkel führt zu einem größeren Ablösegebiet an der Außenwand und stärkeren Sekundärströmungen. Die Strömungsverzögerung an der Innenwand am Internaausgang wird deutlicher erfaßt. Die Farbdopplermessung zeigt dies gut.

Am linken Rand erkennt man wie im Mittelschnitt deutlicher das Ablösegebiet (siehe Anhang). Phase 30° zeigt bereits Sekundärströmungen von der Außenwand zur Innenwand hin. Phase 60° zeigt deutlich Rückströmungen im Bereich der Außenwand, die im 37°-verzweigten Modell auftraten. Ferner fällt wieder die Trennung zwischen rückwärts- und vorwärts gerichteten Vektoren in der fünften Spalte auf. Die Phasen 90° bis 180° zeigen weiter das Ablösegebiet mit Rückströmungen nahe der Außenwand. Die Sekundärströmungen bleiben bei Stagnation der axialen Geschwindigkeiten erhalten. Am Internaausgang finden sich wieder meist axiale Geschwindigkeiten. Die Sekundärströmungen verschwinden dort. Am rechten Rand fallen in Phase 0° und 120° die sehr niedrigen Geschwindigkeiten auf. Diese werden durch zu geringen Abstand zur rechten Gefäßwand verursacht: Die Gefäßwand wandert bei niedrigen Drücken während des Zyklus in den Schallstrahl. Dies verhindert die Geschwindigkeitsdetektion. Bei höheren Drücken verschwindet diese Erscheinung (Phase 30°, 60°, 90°). Das Ablösegebiet zeigt sich deutlich bei Phase 60° und 90°. Phase 60° zeigt Rückströmungen nahe der Außenwand, Phase 90° ausgedehnte Geschwindigkeitsrückgang im Ablösegebiet mit deutlicher Sekundärströmung nach oben (IW zu OW). Das Ablösegebiet erstreckt sich in axialer Richtung über $x = 2d$ und ist damit deutlich größer als im 37°-verzweigten Modell. Phase 150° und 180° zeigen wieder die Beruhigung in der Diastole.

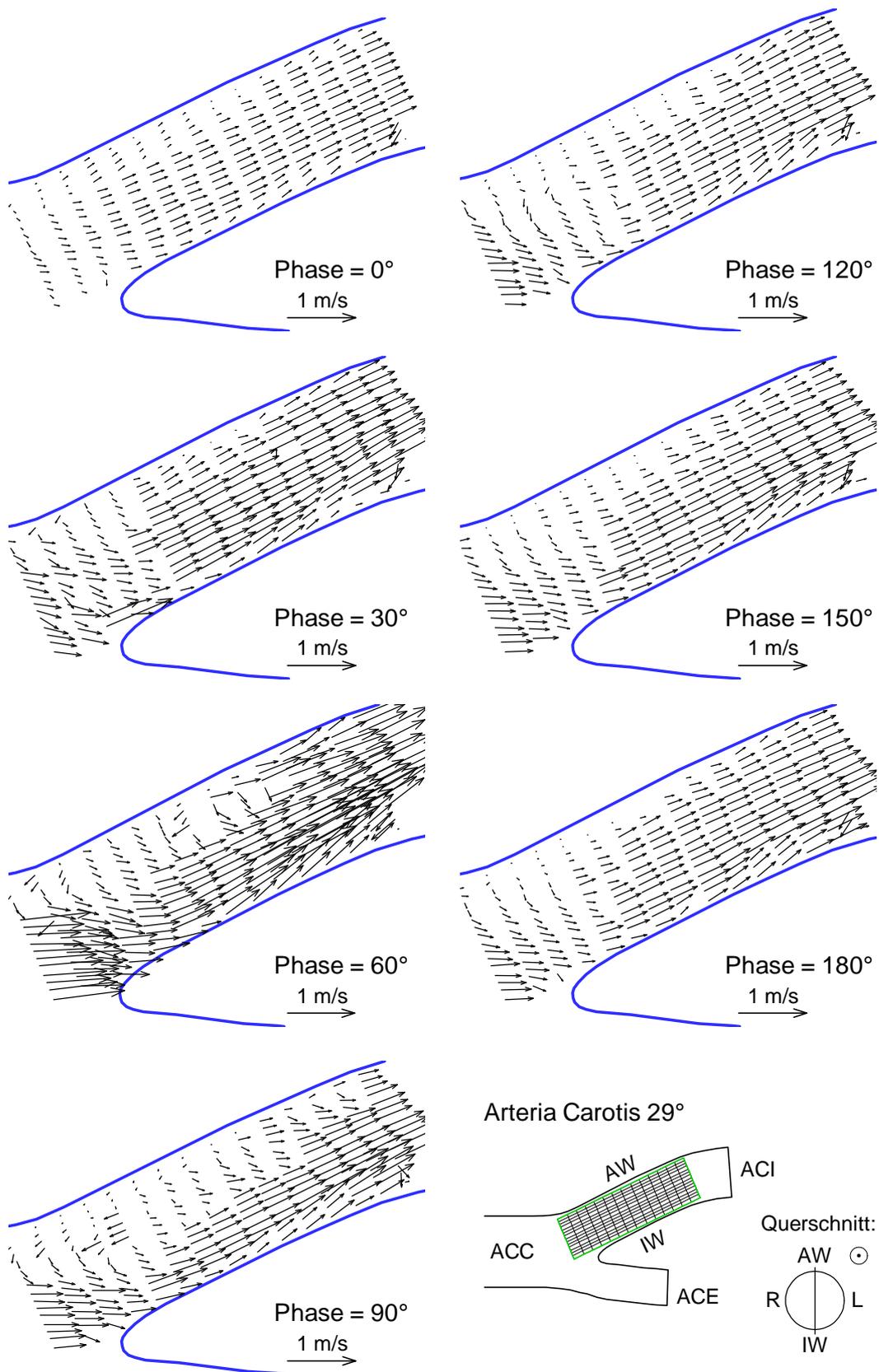


Abb. 8.35: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC29phys, Mittelschnitt) bei pulsierender Strömung ($Re = 250$, $f = 60/min$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

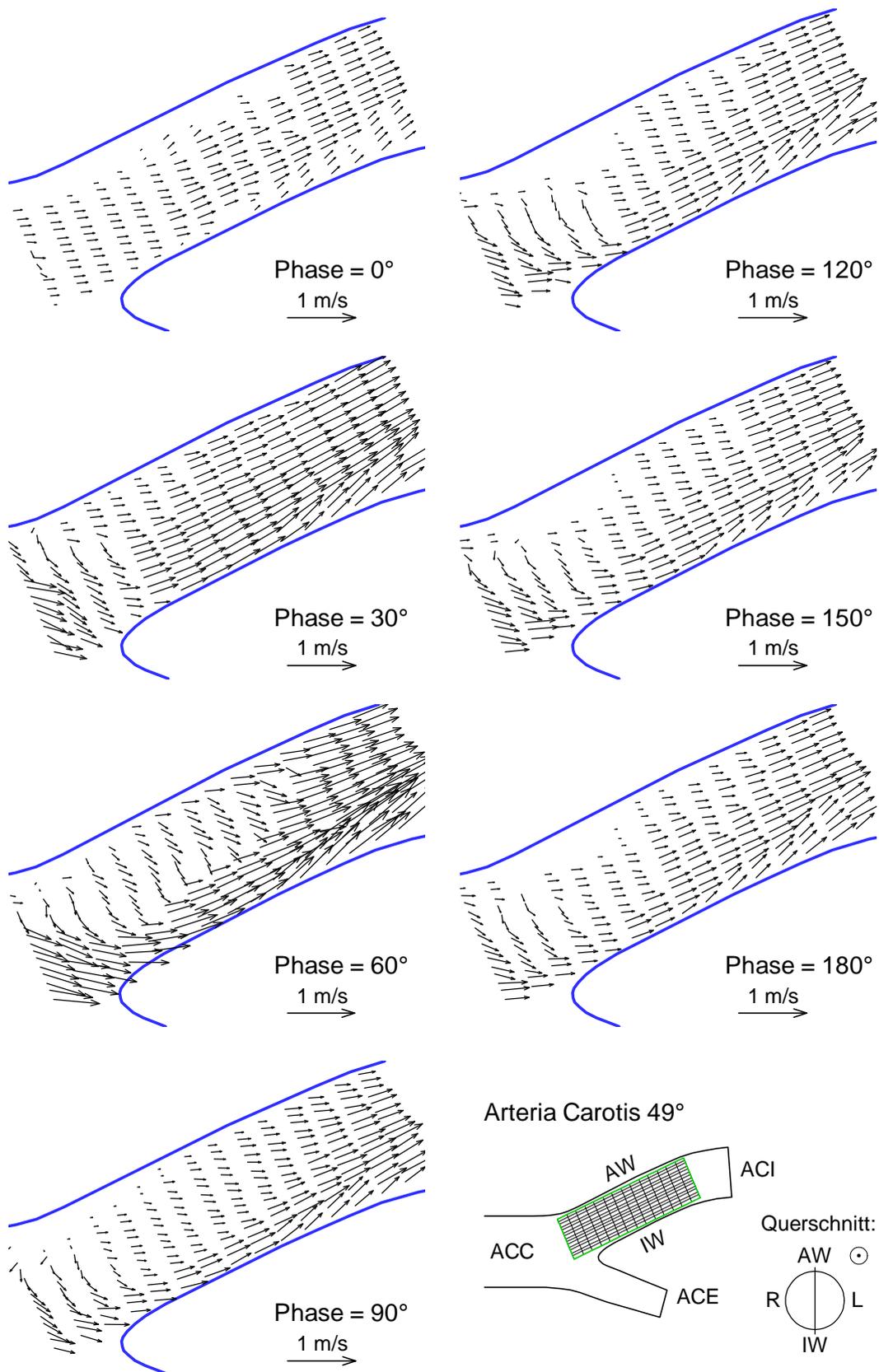


Abb. 8.36: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC49phys, Mittelschnitt) bei pulsierender Strömung ($Re = 250$, $f = 60/min$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

8.3.4 Strömungsfeldrekonstruktion im Karotismodell mit beidseitiger Stenose

Abb. 8.37 zeigt die Farbdopplermessung im Modell der stenotisierten Karotis im Mittelschnitt. Der Geschwindigkeitsmeßbereich wurde im Vergleich zu den Messungen in den physiologischen Modellen deutlich vergrößert (Faktor 4). Die hohen Geschwindigkeiten erforderten ferner eine veränderte Skalierung bei der Vektordarstellung. Der Referenzvektor (Länge entspricht 1 m/s) wurde auf $\frac{1}{4}$ seiner ursprünglichen Länge gekürzt.

In der ersten Vektorspalte in Phase 0° erkennt man zwei lange Vektoren. Dort befindet sich die Stenose bzw. deren Ausgang. Die Stenose wirkt wie eine Düse, aus der die Strömung jetförmig nach unten zur Innenwand hin austritt. Es treten Geschwindigkeiten von fast 2 m/s auf. In den nächsten Vektorspalten erkennt man weiter ähnlich hohe Geschwindigkeiten, die stromabwärts langsam abnehmen. Im oberen Bereich des Querschnittes sind nur geringe Geschwindigkeiten zu erkennen. Der Jet verläuft an der Innenwand. Phase 30° zeigt das gleiche Strömungsbild mit höheren Geschwindigkeiten nach der Stenose. Phase 60° zeigt maximale Geschwindigkeiten über 4 m/s. Der Jet verläuft weiter an der Innenwand. An der Außenwand ist ein ausgedehntes Gebiet mit Rückströmungen zu erkennen. Es treten Geschwindigkeiten bis -90 cm/s auf. Phase 90° zeigt Geschwindigkeitsabnahme im ganzen Geschwindigkeitsfeld, Phase 120° wieder einen leichten Anstieg und Phase 180° wieder Ausbildung von Rückströmungen. Der Verlauf des Jets an der Innenwand ist in allen Phasen zu erkennen. Die Rückströmungen lassen auf ein ausgeprägtes Wirbelgebiet schließen.

Abb. 8.38 zeigt das Strömungsbild am linken Rand. Wie im Mittelschnitt ist der Jet am Internaeintritt zu erkennen. In Phase 0° erkennt man wieder Maximalgeschwindigkeiten um 2 m/s. Ferner treten an der Innenwand sehr hohe Geschwindigkeiten über der ganzen Länge des Ausschnittes auf. An der Außenwand erkennt man niedrige Geschwindigkeiten. Rückströmungen werden nicht angezeigt. Phase 30° zeigt ein ähnliches Strömungsfeld mit steigenden Geschwindigkeiten. Phase 60° zeigt maximale Geschwindigkeiten um 4 m/s. Der Jet verläuft weiter an der Innenwand. In der Mitte ist ein Bereich mit geringen Geschwindigkeiten und Rückströmungen zu erkennen. Phase 90° bis 180° zeigen Geschwindigkeitsabnahme und Wiederanstieg am Anfang der Diastole bei ähnlichem Strömungsbild.

Abb. 8.39 zeigt das Strömungsbild am rechten Rand. Wieder erkennt man in Phase 0° den Jet im Eintritt und längs der Innenwand, wobei die Geschwindigkeiten hier niedriger sind. Es fällt auf, daß am Internaende nur geringere Geschwindigkeiten zu sehen sind. Phase 30° zeigt ein ähnliches Strömungsbild, wobei an der Außenwand und am Internaende große Rückströmungen über dem ganzen Querschnitt zu erkennen sind. Diese erreichen Werte um 1 m/s. In Phase 60° steigen die Geschwindigkeiten noch etwas an. Das Rückströmgebiet wirkt nun

inhomogener. Es treten positive und negative Geschwindigkeiten nebeneinander auf. Das Strömungsfeld ist stark gestört. Ab Phase 90° tritt Beruhigung ein, wobei der Jet weiter erhalten bleibt. Phase 150° zeigt noch einmal deutlich Rückströmungen über dem ganzen Querschnitt.

Fazit: Bei Anpassung des Geschwindigkeitsmeßbereiches erfaßt das Farbdopplersystem hohe Geschwindigkeiten, wie sie in Stenosen und poststenotisch auftreten. Unterschiede im Strömungsfeld sowie Bereiche mit Rückströmungen werden erkannt. Aus den einzelnen Bildreihen der Farbdopplermessung konnte die Rückströmung am Internaausgang an der rechten Wand nicht erkannt werden. Dies zeigt, daß Vektorrekonstruktion unabdingbar für die Analyse dieser Strömungsfelder ist. Nichtsdestotrotz erscheint das poststenotische Strömungsfeld deutlich komplexer zu sein als das in den physiologischen Verzweigungen. Zur vollständigen Erfassung des poststenotischen Wirbelgebietes scheint eine dreidimensionale Messung und Darstellung des Geschwindigkeitsfeldes notwendig.

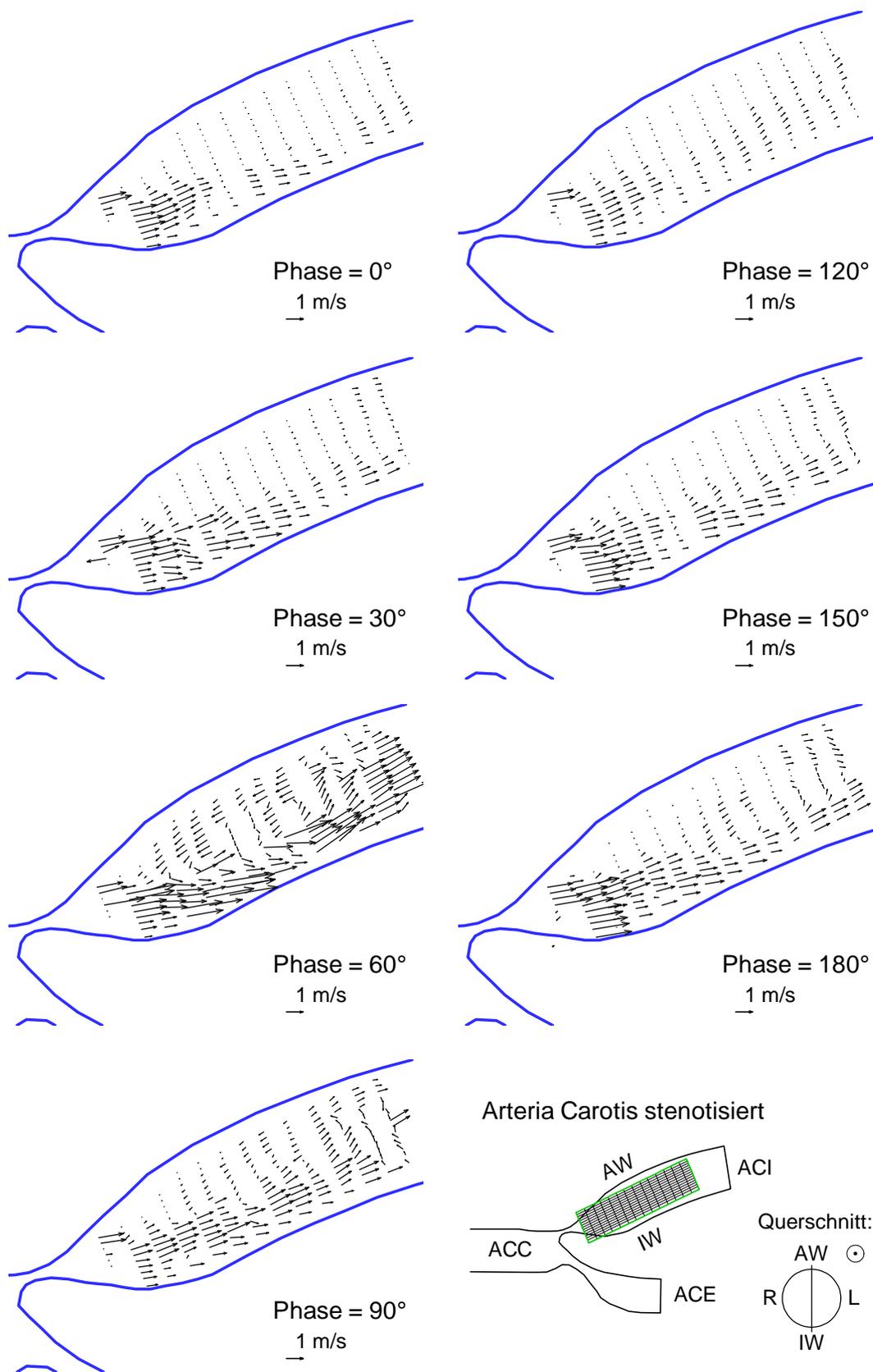


Abb. 8.37: 2D-Geschwindigkeitsfeld im stenotisierten Karotismodell (AC sten., Mittelschnitt) bei pulsierender Strömung ($Re = 213$, $f = 60/min$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

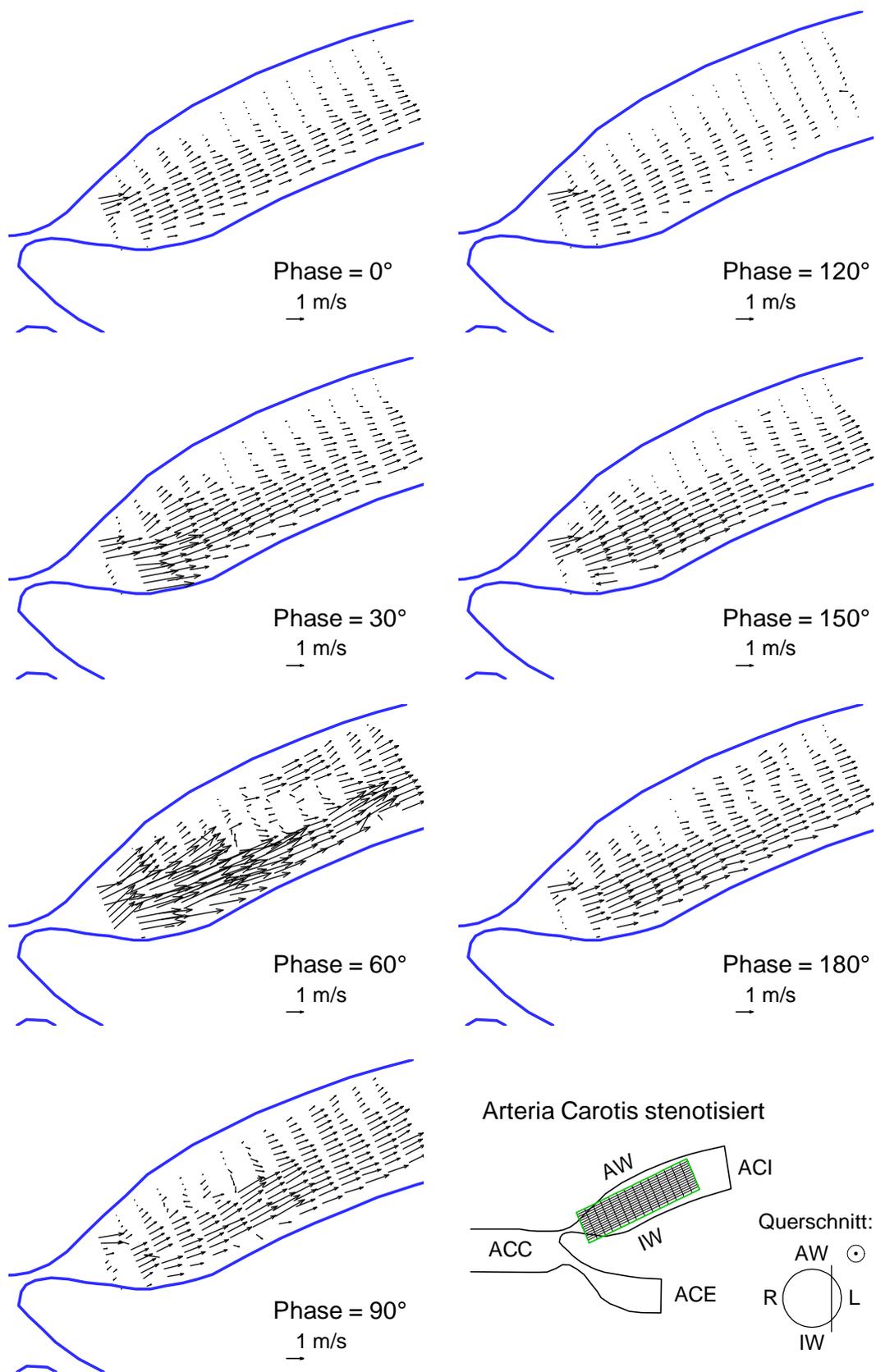


Abb. 8.38: 2D-Geschwindigkeitsfeld im stenotisierten Karotismodell (AC sten., am linken Rand) bei pulsierender Strömung ($Re = 213$, $f = 60/min$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

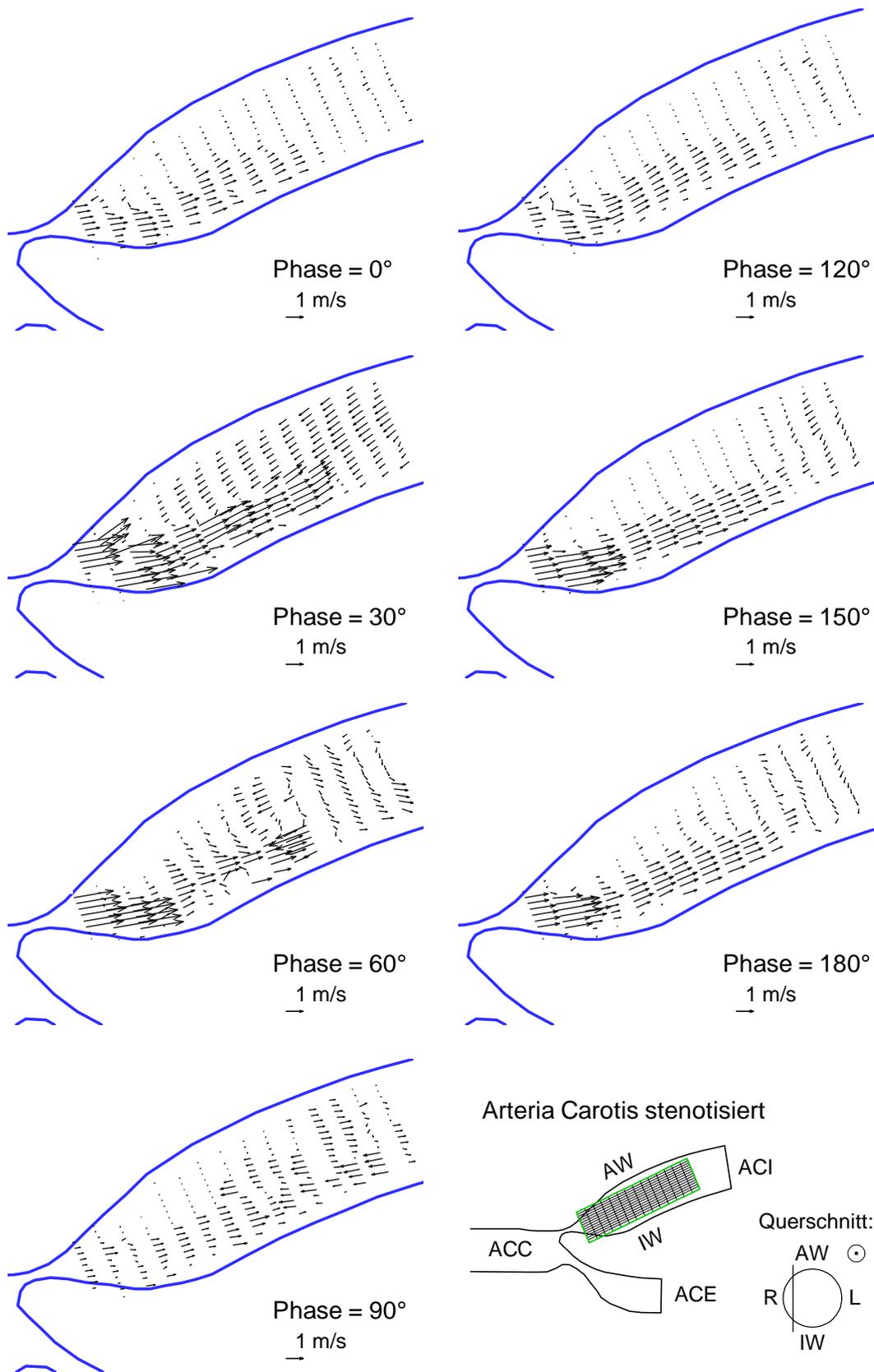


Abb. 8.39: 2D-Geschwindigkeitsfeld im stenotisierten Karotismodell (AC sten., am rechten Rand) bei pulsierender Strömung ($Re = 213$, $f = 60/min$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

9 Diskussion und Schlußfolgerungen

9.1 Strömungsverhältnisse in der Arteria Carotis

Die 3D-LDA-Messungen zeigen im Karotissinus während der Systole stark wachsende Geschwindigkeiten mit deutlicher Ausbildung von Sekundärströmungen. Diese bilden ein Deansches Wirbelpaar, wobei infolge der Unsymmetrie des Modells der stärkere Wirbel an der rechten Seite auftritt. Ähnliche Ergebnisse erhalten Karner et al. [64], die mit den gleichen Geometriedaten numerisch das Geschwindigkeitsfeld berechneten. Die axiale Geschwindigkeitsverteilung zeigt hohe Geschwindigkeiten am Strömungsteiler. An der Außenwand gegenüber des Strömungsteilers sind auch während des systolischen Maximums niedrige Geschwindigkeiten zu erkennen. Hier kommt es zum Ende der Systole zur Ausbildung eines Ablösegebietes (Phasenwinkel 90°), in dem am Anfang des Karotissinus Rückströmungen, also negative axiale Geschwindigkeiten auftreten. Da die Position des Ablösegebietes der Prädilektionsstelle im Karotissinus entspricht, kommt der Geschwindigkeitsverteilung im Ablösegebiet große Bedeutung zu. Im Gegensatz zu den Arbeiten von Ku [71], Reuderink [118] und Palmen [103], die alle die idealisierte Karotisgeometrie nach Bharadvaj [15] verwenden, treten in dem in dieser Arbeit verwendeten realistischen Modell geringere Rückströmungen auf. Karner et al. [64] kommen zu den gleichen Ergebnissen. Sie vergleichen numerische Berechnungen im realistischen mit Berechnungen im idealisierten Modell und stellten fest, daß im realistischen Modell geringere Rückströmungen auftreten. Ferner zeigen sie, daß auch die Wandelastizität zur Reduzierung der Rückströmung beiträgt.

Wesentlicher Faktor für das Ausmaß der Rückströmungen scheint die Aufweitung des Karotissinus zu sein (vergleiche Kapitel 7.1.2). Während das in dieser Arbeit verwendete Modell sich zu Beginn der Interna nicht aufweitet, findet sich bei Bharadvaj [15] eine Aufweitung der Querschnittsfläche um 15 Prozent in Bezug auf die Fläche der ACC. Auch Rindt [121] verwendet ein Modell mit größerer Aufweitung. Da nur etwa 70 Prozent des Volumenstromes durch die Interna fließen, entsteht aber in allen Fällen Druckanstieg, der zu Strömungsablösung und Rückströmungen führt. Würde sich dabei ein stabiles Ablösegebiet ausbilden, könnten Blutplättchen darin lange verweilen und einen Thrombus bilden. Da die Strömung pulsiert, entsteht die Ablösung nur phasenweise. Zu Beginn und zu Ende des Zyklus finden sich im ganzen Querschnitt positive Geschwindigkeiten, so daß Abtransport gewährleistet ist.

Neben der Form und Größe der Rückströmungen sind aber auch die Sekundär- geschwindigkeiten zu berücksichtigen. Wie zu Anfang erwähnt, kann es in Bereichen mit hohen Schergradienten zur Plättchenaktivierung und in denen mit langsamer Strömung zu Plättchenanlagerungen kommen [23, 128]. Somit ist von

zentraler Bedeutung, ob Blutplättchen aus den Bereichen mit hohen Schergradienten in Totwassergebiete transportiert werden.

Die Sekundärströmungen im Karotissinus formen einen Doppelwirbel, der den "Transport" der Plättchen in die Bereiche hoher Geschwindigkeiten und hoher Schergradienten am Strömungsteiler und von dort über die linke und rechte Wand zur Außenwand hin, also ins Ablösegebiet zeigt. Um zu klären, ob Plättchen tatsächlich diese Bewegung ausführen, wurden mit Hilfe der 3D-LDA-Messung Bahnlinien der Strömung im 37°-Verzweigten Modell berechnet. Diese zeigen, daß die Plättchen der schraubenförmigen Strömung folgen und daß sie deutlich länger im Bereich des Ablösegebietes verweilen als diejenigen, die die Interna nahe der Innenwand passieren. Trotzdem werden sie im weiteren Verlauf des Zyklus abtransportiert. Alle betrachteten Plättchen passieren die Interna binnen eines Zyklus.

Da in Karotisgeometrien mit größerer Aufweitung im Karotissinus mehr Rückströmungen entstehen, ist darin mit längeren Verweilzeiten zu rechnen. Auch andere Strömungs- bzw. Druckverhältnisse können die Verweilzeiten beeinflussen. Daher wäre es von großem Interesse, vergleichbare Untersuchungen an anderen Geometrien auszuführen bzw. die Bandbreite der physiologisch auftretenden Strömungsfelder zu untersuchen. Da Modellstudien sehr aufwendig sind, liegt es nahe, ein Meßverfahren zu suchen, das *In-Vivo*-Messungen ermöglicht. Daß bidirektionale Farbdopplermessungen sich dafür eignen, zeigen die Ergebnisse aus Kap. 8.3. Mit der Rekonstruktion des pulsierenden 2D-Geschwindigkeitsfeldes aus bidirektionalen Farbdopplermessungen wurden das Strömungsfeld im Karotissinus bei verschiedenen Strömungseinstellungen und Verzweigungswinkeln untersucht. Es zeigte sich, daß mit Längsschnitten sehr gut die Details des Strömungsfeldes im Karotissinus erfaßt werden: Ab dem systolischen Maximum bildet sich das Ablösegebiet an der Außenwand aus. Es reicht bis über die Mitte des Querschnittes. Zu Ende der Systole dehnt sich das Ablösegebiet noch weiter bis zur Innenwand hin aus. Phasenweise treten Rückströmungen nahe der Außenwand auf, die sich aber nicht weit ins Gefäß ausdehnen. Dies korreliert gut mit den LDA-Ergebnissen und zeigt den Unterschied zu den Studien in den idealisierten Modelle. Die Ergebnisse von Palmen [103] können sehr gut zum Vergleich herangezogen werden, da auch sie 2D-Vektorfelder im Längsschnitt des Karotissinus zeigt. Sie berechnet deutlich größere Rückströmungen, die sich über 2/3 des Querschnittes erstrecken.

Einfluß der Strömungseinstellung

Für die Simulation niedrigen Blutdruckes wurden der Volumenstrom reduziert ($Re = 150$, Pulsfrequenz 60 / min) und die Druck- und Geschwindigkeitsamplitude gesenkt. Dies führt zu erheblich geringeren Unterschieden zwischen den Ge-

schwindigkeiten in der Hauptströmung an der Innenwand und denen an der Außenwand. Rückströmungen sind im Mittelschnitt nicht, aber im Schnitt an der rechten Wand zu erkennen, also im Bereich mit großen Sekundärströmungen. Dort ist deutlich das Ablösegebiet abzugrenzen. Ein Verweilen der Plättchen in diesem Bereich ist denkbar, da während der ganzen Pulswelle sehr geringe Geschwindigkeiten auftreten (Totwasser).

Bei der Einstellung für Bluthochdruck ($Re = 350$, Pulsfrequenz 90 / min) treten im Mittelschnitt keine Rückströmungen an der Außenwand auf, aber es ist eine deutliche Abgrenzung zwischen dem Bereich der Hauptströmung und dem Gebiet mit niedrigen Geschwindigkeiten zu erkennen. Am rechten Rand aber erscheinen deutlich große Rückströmungen, so daß hier Plättchen in eine pendelnde Bewegung geraten können.

Fazit: Bei allen Strömungseinstellungen treten im Bereich des Sekundärströmungswirbels phasenweise Rückströmungen an der Außenwand im Karotissinus auf. Bei Niederdruckverhältnissen entsteht ein kleineres Totwassergebiet, in dem sehr niedrige Geschwindigkeiten vorherrschen. Hier können lange Verweilzeiten der Plättchen auftreten. Bei Hochdruckverhältnissen entstehen phasenweise große Rückströmungen, so daß pendelnde Bewegungen der Plättchen an der Außenwand auftreten. Dies verursacht ferner wechselnde Wandschubspannung, die zu einer losen Ordnung der Endothelzellen führen können [114]. Bei Beschädigung der Gefäßwand wird ein Anhaften der Blutplättchen erleichtert.

Einfluß des Verzweigungswinkels

Die Geschwindigkeitsvektoren im Mittelschnitt zeigen beim 29°-verzweigten Modell ein deutlich schmäleres Ablösegebiet als im 49°-verzweigten Modell. Hier erstreckt es sich endsystolisch über $\frac{3}{4}$ des Querschnittes. Ferner zeigen sich im 49°-verzweigten Modell Rückströmungen in allen drei Längsschnitten, während im 29°-verzweigten Modell diese nur am rechten Rand deutlich auftreten. Erwartungsgemäß führt der größere Verzweigungswinkel zu größeren Rückströmungen und größeren Sekundärströmungen. Dies entspricht den Ergebnissen Perktolds [105, 106], der berichtet, daß Strömungsablösung und Rückströmungen bei größerem Verzweigungswinkel ausgeprägter auftreten und dies die Atherogenese begünstigt.

Strömungsverhältnisse im stenotisierten Modell

Hochprozentige Stenosen gelten als hoher Risikofaktor für Schlaganfälle. Im poststenotischen Strömungsfeld besteht die Gefahr der Thrombosierung infolge dort auftretender großer Schergradienten und starker Verwirbelungen. Dies bestätigt die bidirektionale Farbdopplermessung, bei der deutlich große Zonen mit Rückströmungen zu erkennen sind. Ferner lassen die großen positiven axialen Ge-

schwindigkeiten in unmittelbarer Nähe der Rückströmungen auf sehr hohe Schergradienten schließen, so daß eine Schädigung der Erythrozyten sehr wahrscheinlich ist.

9.2 Bidirektionale Farbdopplermessung - Diagnostik

Farbdopplersysteme werden sehr umfangreich in der Gefäßdiagnostik eingesetzt. Bei der Untersuchung von Karotiden werden häufig blaue Bereichen in den Farbbildern mit Rückströmungen [93, 153] bzw. Strömungsablösung [9] erklärt. Vereinzelt werden sie aber auch mit Sekundärströmungen gedeutet [159]. Die in Kapitel 8.3.1 dargestellten Bildschleifen zeigen deutlich, zu welcher unterschiedlichen Farbverteilungen verschiedene Beschallungswinkel führen. In einer Bildschleife erscheint blaue Einfärbung im Bereich des Ablösegebietes und rote im Bereich der Hauptströmung, in der anderen ist kein wesentlicher Unterschied zu erkennen. Erst die Kombination und Rekonstruktion der Geschwindigkeitsvektoren zeigt die tatsächliche Geschwindigkeitsverteilung. Da oft nur erfahrenen Untersuchern die Problematik der Mehrkomponentenmessung klar ist, tragen die gezeigten Bildschleifen gut zur Erklärung der Farbdopplersystematik bei. Mit ihnen kann Ärzten beispielhaft gezeigt werden, welche Farbverteilungen auftreten und wie diese zu interpretieren sind. Die Zuordnung des Geschwindigkeitsfeldes dürfte darüber hinaus erheblich zum Verständnis der Hämodynamik in der Karotis beitragen.

Die Möglichkeit, mit bidirektionalen Farbdopplermessungen einfach detailliert Strömungsuntersuchungen durchführen zu können, könnte in der Gefäßdiagnostik zu verbreitetem Einsatz der vorgestellten Methode führen. Damit könnte der Einfluß der Hämodynamik auf die Atherogenese am Patienten einfacher und genauer untersucht werden. Voraussetzung dafür wäre, daß die Hersteller von Farbdopplersystemen ihre Geräte entsprechend erweitern würden.

9.3 Meßgenauigkeit der Farbdopplersysteme – Ultraschallkontrastmittel

Gegenüber früheren Untersuchungen [46, 119, 145] zeigt der Vergleich von LDA- und Farbdopplermessung, daß Farbdopplersysteme auch bei pulsierenden Strömungsbedingungen mit hinreichender Genauigkeit Strömungsgeschwindigkeiten quantitativ erfassen. Damit eignen sie sich dafür, mit bidirektionalen Messungen und nachfolgender Rekonstruktion des Geschwindigkeitsvektorfeldes detaillierte Analysen der Hämodynamik durchzuführen.

Bei der Bewertung von Karotisstenosen wird häufig die maximal auftretende Strömungsgeschwindigkeit als Beurteilungskriterium verwendet. Die Entwicklung echoverstärkender Ultraschallkontrastmittel verbesserte die Untersuchungsmöglichkeiten. Insbesondere können damit Restflüsse durch Stenosen besser von Gefäßverschlüssen unterschieden werden [56, 135, 154]. Allerdings wird auch

berichtet, daß durch die Echoverstärkung des Kontrastmittels eine Verfälschung der Geschwindigkeitsmessung verursacht wird [41, 90]. Die Ergebnisse aus Kap. 8.2.4 zeigen, daß dieser Effekt im Modellversuch nicht auftritt. Auch bei hoher Konzentration des Ultraschallkontrastmittels LEVOVIST[®] treten keine wesentlichen Änderungen der quantitativen Geschwindigkeitsmessung mit dem Farbdopplersystem auf. Dies entspricht den Ergebnissen von Petrick [109], der Ähnliches für die PW-Dopplermessung untersuchte. Für die klinische Diagnostik bleibt somit festzuhalten, daß bei Verwendung des o. g. Ultraschallkontrastmittels keine Verfälschung der Geschwindigkeitsmessung auftritt. Da auch andere Kontrastmittel als LEVOVIST[®] die Echoverstärkung an Gasbläschenoberflächen nutzen, ist anzunehmen, daß auch bei diesen die Geschwindigkeitsmessung nicht verfälscht wird.

10 Ausblick

Die Messungen zeigen beispielhaft Unterschiede im Strömungsfeld in der Arteria Carotis bei verschiedenen Strömungseinstellungen (normale Verhältnisse, Bluthoch- und niedriger Druck) und Modellgeometrien. Wesentlich ist, daß im Bereich des Karotissinus an der Außenwand Rückströmungen unterschiedlichen Ausmaßes auftreten. Die Ergebnisse bei Verwendung realistischer Modellgeometrien zeigen weniger Rückströmungen und unsymmetrische Sekundärströmungswirbel wie Ergebnisse in idealisierten Modellen. Die Berechnung der Bahnlinien erlaubt, Verweilzeiten von Blutplättchen im Karotissinus zu bestimmen. Grundsätzlich wären Untersuchungen an weiteren Modellen von großem Interesse, um das Spektrum der auftretenden Strömungsfelder zu zeigen. Da die vollständige Erfassung des Geschwindigkeitsfeldes mit dem verwendeten LDA-Verfahren sehr zeitaufwendig ist, müßten alternative Meßmethoden verwendet werden: Sehr geeignet scheint das Laserlichtschnittverfahren, mit dem sehr schnell flächendeckende 2D- und 3D-Geschwindigkeitsmessungen durchgeführt werden können. Damit könnten beispielsweise deutlich mehr Strömungseinstellungen untersucht werden. Der Einfluß der Gefäßgeometrie auf das Strömungsfeld im Karotissinus wirft die Frage auf, wie groß das Spektrum der *in vivo* auftretenden Verhältnisse ist. Angesichts der zeitaufwendigen Herstellung natürlicher Modelle, die auch bei Einsatz des Laserlichtschnittverfahrens notwendig wären, scheint es auch interessant, Meßverfahren zu entwickeln, die genaue Untersuchungen am Menschen ermöglichen. Das vorgestellte Verfahren der bidirektionalen Farbdopplermessung zeigt, daß damit detaillierte Strömungsuntersuchungen möglich sind. Systembedingt wurden die gezeigten Messungen an den Modellen nacheinander, also nicht gleichzeitig ausgeführt. Für *In-Vivo*-Messungen ist die Entwicklung von Schallköpfen notwendig, die gleichzeitig bzw. in kurzen Abständen Zweikomponentenmessungen ausführen. Erste Ansätze dazu zeigt Phillips [111], die leider bis jetzt nicht fortgeführt wurden. Mit der Entwicklung solcher Systeme und weiteren Untersuchungen der im Arteriensystem auftretenden Strömungsfelder ist als Fernziel denkbar, daß detaillierte Strömungsuntersuchungen in der Diagnostik etabliert werden.

In Verbindung damit scheint eine regelmäßige Überprüfung der in der Klinik verwendeten Ultraschallgeräte sinnvoll. Grundsätzlich existieren bereits Möglichkeiten zur Qualitätsprüfung: Für B-Mode-Systeme sind Gewebephantome erhältlich, für PW-Dopplersysteme Flußphantome, mit denen die Geschwindigkeitsmessung bei stationärer Rohrströmung überprüft werden kann [125]. Vorschläge zur Überprüfung von Farbdopplersystemen existieren, doch scheinen sie angesichts mangelnder standardisierter Datenschnittstellen im Moment nicht realisierbar. Hier scheint der Gesetzgeber gefordert, regelmäßige Überprüfungen zu verlangen. Der Vergleich der Farbdopplermessungen mit den LDA-Messungen zeigt, daß mit LDA die Farbdopplermessungen überprüft werden können. Dies kann bei pulsierenden Strömungen erfolgen.

11 Zusammenfassung

Hochgradige Karotisstenosen als Spätstadium der Atherosklerose in der Karotisverzweigung sind häufig Ursache für Schlaganfälle. Da Stenosen in der Karotis zehnmal häufiger als in den nachfolgenden Arterien auftreten, kommt aus medizinischer Sicht der Untersuchung der Atherogenese in der Karotis große Bedeutung zu. Wie bei anderen Prädilektionsorten ist auch im Karotissinus die Hämodynamik entscheidender Faktor für die Atherosklerose. Die detaillierte Untersuchung der Strömungsverhältnisse in der Karotis ist somit von großem Interesse. In der vorliegenden Arbeit wurde erstmals mit LDA das 3D-Geschwindigkeitsfeld im Karotissinus bei physiologischen, pulsierenden Strömungsbedingungen gemessen. Es gelang ferner, den Verlauf von Bahnlinien zu berechnen und damit Aufenthaltszeiten von Blutplättchen im Karotissinus zu bestimmen. Es wurden maßstabgetreue, elastische Modelle und ein Fluid mit blutähnlichem, viskoelastischem, scherverdünnendem Fließverhalten verwendet.

Um zu zeigen, daß auch mit Farbdopplersystemen das Strömungsfeld im Verzweigungsbereich untersucht werden kann, wurde außerdem aus bidirektionalen Farbdopplerbildschleifen das 2D-Geschwindigkeitsfeld rekonstruiert. Es wurde damit der Einfluß verschiedener Strömungseinstellungen und Gefäßgeometrien (Verzweigungswinkel) untersucht. Damit wurde gezeigt, daß bei entsprechender Erweiterung der Farbdopplersysteme detaillierte Strömungsuntersuchungen *in vivo* möglich sind. Zur Untersuchung der Meßgenauigkeit der verwendeten Farbdopplersysteme wurden ferner Vergleichsmessungen mit LDA durchgeführt. Diese erfolgten mit und ohne Zugabe eines Ultraschallkontrastmittels. Die Ergebnisse lassen sich wie folgt zusammenfassen:

Strömungsbedingungen im Karotissinus

In der Arteria Carotis Communis herrschen laminare pulsierende Strömungsbedingungen. Der Womersleyparameter beträgt ca. 4, es ist kein deutlicher Annulareffekt zu erkennen, d. h. die maximalen Geschwindigkeiten treten während des ganzen Zyklus auf der Gefäßachse auf. Die Stromteilung an der Verzweigung erzeugt stark asymmetrische Geschwindigkeitsverteilungen in den Abzweigen, das heißt im Karotissinus finden sich an der Innenwand hohe axiale Geschwindigkeiten in einem hufeisenförmigen Bereich. An der Außenwand erscheinen niedrige Geschwindigkeiten. Bei starker Verzögerung der Strömung, also zu Ende der Systole, treten hier negative axiale Geschwindigkeiten (Rückströmungen) auf, so daß Strömungsablösung entsteht. Ferner bilden sich Sekundärströmungen in Form eines Deanschen Wirbelpaares aus. Die Bahnlinien zeigen, daß Blutplättchen länger im Bereich des Ablösegebietes verweilen, als in der Nähe des Strömungsteilers. Alle Plättchen werden binnen eines Zyklus abtransportiert.

Im Vergleich zu früheren Arbeiten lassen sich die Unterschiede wie folgt zusammenfassen:

Die Verwendung realistischer Modelle zeigt:

- An der Außenwand im Karotissinus treten weniger Rückströmungen auf.
- Die Sekundärströmungen sind asymmetrisch, an der rechten Seite entsteht ein ausgeprägter Wirbel als an der linken.
- Die Bahnlinien zeigen einen schraubenförmigen Verlauf, der endsystolisch zu längeren Aufenthaltszeiten der Blutplättchen führt. Dies ist insbesondere im Bereich des Ablösegebietes zu sehen.
- Niedrige Volumenströme (Niederdruckverhältnisse) erzeugen nur geringe Rückströmungen, aber ein Totwassergebiet.
- Hohe Volumenströme (Hochdruckverhältnisse) erzeugen ausgeprägte Rückströmungen.
- Ein kleinerer Verzweigungswinkel führt zu geringeren, ein größerer Verzweigungswinkel zu deutlich mehr Rückströmungen.
- Im stenotisierten Modell entstehen im Gebiet nach der Stenose starke Verwirbelungen. Ausgeprägte Rückströmungen treten unmittelbar neben sehr großen positiven Geschwindigkeiten auf.

Bidirektionale Farbdopplermessungen

Die Farbdopplerbildschleifen zeigen im Bereich des Karotissinus Farbverteilungen, die sehr stark vom gewählten Beschallungswinkel abhängen. Anhand einer unidirektionalen Messung kann keine Aussage über das Strömungsfeld getroffen werden. Mit bidirektionalen Messungen kann das 2D-Geschwindigkeitsvektorfeld erfaßt werden. Die Ergebnisse lassen sich wie folgt stichpunktartig festhalten:

- Die Rekonstruktion des Strömungsfeldes aus bidirektionalen Farbdopplermessungen liefert bei pulsierenden Strömungsverhältnissen ähnliche Ergebnisse wie die 3D-LDA-Messung.
- Das Verfahren eignet sich für Messung pulsierender, physiologischer Strömungsfelder.
- Die Umlenkung der laminaren Anströmung am Strömungsteiler mit anschließend wandparallelen Geschwindigkeiten wird erfaßt.
- Im Bereich gestörter Strömungsverhältnisse im Karotissinus ist das Ablösegebiet an der Außenwand mit Rück- und Sekundärströmungen zu erkennen. Die Größe des Ablösegebietes wird deutlich. Am Ausgang der ACI deutet sich ein zweites Ablösegebiet an der Innenwand an.

- Unterschiede bei verschiedenen Durchflüssen und verschiedenen Verzweigungswinkeln werden erfaßt.
- Unterschiede zwischen randnahen und mittigen Längsschnitten werden erkannt.
- Eine genaue Analyse des Strömungsfeldes kann nur durch bi- oder multidirektionale Messungen mit anschließender Rekonstruktion erfolgen.

Die kombinierte Darstellung von Farbdopplerbildern und Geschwindigkeitsvektorfeld kann ferner die Ausbildung der Ärzte unterstützen. Durch Gegenüberstellung der Farbdopplerbildschleifen wird gezeigt, welche extremen Unterschiede auftreten. Die Darstellung des Geschwindigkeitsvektorfeld zeigt beispielhaft, welche Strömungsverhältnisse zu welchen Farbverteilungen führen. Damit wird die Interpretation von Farbdopplermessungen erleichtert.

Quantitative Farbdopplermessung

Die Vergleichsmessungen mit LDA wurden bei laminaren, pulsierenden Strömungsbedingungen durchgeführt. Es wurden Messungen mit zwei Farbdopplersystemen von Hewlett Packard (SONOS1500, SONOS2500) ausgeführt. Die Daten der Farbdopplermessungen konnten digital auf einen PC übertragen werden. Anschließend wurden sie mit den LDA-Daten verglichen. Zuletzt wurden Messungen nach Zugabe des Ultraschallkontrastmittels LEVOVIST[®] wiederholt und der Einfluß der Kontrastmittelkonzentration untersucht.

Der Vergleich von Farbdopplermessungen mit LDA-Messungen zeigte:

- Vergleichende Messungen an Gefäßmodellen sind möglich.
- LDA eignet sich als Referenzmeßverfahren.
- Bei optimalen Geräteeinstellungen der Farbdopplersysteme herrscht gute Übereinstimmung zur LDA-Messung.
- Die verwendeten Farbdopplersysteme eignen sich somit für die quantitative Messung physiologischer Strömungsgeschwindigkeiten.
- Die Zugabe von LEVOVIST[®] verstärkt das Echo deutlich.
- LEVOVIST[®] verändert die quantitative Messung nicht.

Literatur

- 1 Aaslid R., Markwalder T., Nornes H.: Noninvasive transcranial Doppler ultrasound recording of flow velocity in basal cerebral arteries. *J. Neurosurg.* 1982, 57: 769 - 774
- 2 Adler M.: Strömung in gekrümmten Rohren. *Zamm.* 1934, 5, 257 - 275
- 3 Baker D., Watkins D.: A phase coherent pulse Doppler system for cardiovascular measurement. *Proc. 20th Conf. Endg. Men. Biol.* 1967, 27:2
- 4 Baker D.: Pulsed ultrasonic blood-flow sensing. *IEEE Trans Sonics Ultrasonics* 1970, 17:170
- 5 Baldauf W., Wurzinger L. J., Kinder J.: The role of stagnation point flow in the formation of platelet thrombi on glass surfaces in tubes with various geometry. *Pathol. Res. Pract.* 1978 Sep., 163(1): 9 - 33
- 6 Barber F., Baker D., Nation A., Strandness D., Reid J.: Ultrasonic duplex echo-Doppler scanner. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1974, 21:109 - 113
- 7 Barnes H. A., Townsend P., Walters K.: On pulsatile flow of non-Newtonian Liquids. *Rheol. Acta* 1971, 10: 517 - 527
- 8 Barnes R., Bone G., Reinertson J., Slaymaker E., Hokanson D.: Noninvasive ultrasonic angiography: prospective validation by contrast arteriography. *Surgery* 1976, 80: 328 - 335
- 9 Bartels E.: Farbduplexsonographie der hirnversorgenden Gefäße. Schattauer, Stuttgart 1999.
- 10 Barz H., Bauer S., Kaiser E., Riemer H. J., Winkler J.: Der Einfluß der Arteriosklerose auf die Wandelastizität der menschlichen Arteria carotis communis. *Acta Histochem. Suppl.* 1992, 42: 77 - 82
- 11 Bauer R. D., Busse R.: *Kreislaufphysiologie.* Georg Thiem, Stuttgart, 1981.
- 12 Bauer R. F., Metten S., Siekmann J.: Dynamic behaviour of distensible fluid lines carrying a pulsating incompressible liquid. *Zamm* 1980, 5, 221 - 234.
- 13 Baumgart R.: *Laser-Doppler-Anemometrie zur Untersuchung hämodynamischer Störzonen im Arcus aortae.* Dissertation, LMU, 1987.
- 14 Beach K. W., Overbeck J.: The vector principle: Physics and instrumentations. University of Washington, Department of Surgery, Division of Vascular Surgery, Abstract of Second Bad Schauenburg Workshop, Working Group Vascular Ultrasound 1995, Mai, 25 - 27.
- 15 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.* 1982, 15(5): 349 - 362
- 16 Bharadvaj B. K., Mabon R. F., Giddens D. P.: Steady flow in a model of the human carotid bifurcation. Part II - laser-Doppler anemometer measurements. *J. Biomech.* 1982, 15(5): 363 - 378
- 17 Böhme G.: *Strömungsmechanik nicht-newtonscher Fluide.* B.G. Teubner, Stuttgart 1981.

- 18 Bonnefous O. Pesque P.: Time domain formulation of pulse-Doppler ultrasound and blood velocity estimation by cross correlation. *Ultrason-Imaging*. 1986, Apr., 8(2): 73 - 85
- 19 Botnar R., Scheidegger M. B., Boesiger P.: Quantification of blood flow patterns in human vessels by magnetic resonance imaging. *Techn. Health Care* 1996, 4: 91 - 112
- 20 Brandestini M.: Topoflow – A digital full range Doppler velocity meter. *IEEE Trans. Sonics Ultrasonics* 1978, 25: 287
- 21 Burckhardt C. B.: Signalverarbeitung in Ultraschallabbildung, Doppler und Dopplerabbildung. *Ultraschall in der Medizin* 1993, 14: 220 - 224
- 22 Caiati C., Aragona P., Iliceto S., Rizzon P.: Improved Doppler detection of proximal left anterior descending coronary artery stenosis after intravenous injection of a lung-crossing contrast agent: a transesophageal Doppler echocardiographic study. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1996, Mai, 27(6): 1413 - 1421
- 23 Caro C. G., Fitz-Gerald J.M., Schroter R. C.: Atheroma and arterial wall shear. Observation, correlation and proposal of a shear dependent mass transfer mechanism for atherogenesis. *Proc. R. Soc. Lond. B. Biol. Sci.* 1971, Feb. 16, 177(46): 109 - 159
- 24 Chmiel H., Schümmer P.: Eine neue Methode zur Auswertung von Rheometer Daten. *CIT* 1971, 43: 1257 - 1259
- 25 Chmiel H., Wolitzka K.: *On the rheology of blood and synovial Fluids.* Chichester, Research Studies Press, 1980.
- 26 Ciiado F. J., Wellons E., Clark N. S.: Evolving Indications for and Early Results of Carotid Artery Stenting. *Am. J. of Surg.* 1997, 174: 111 - 114
- 27 Cox R. H.: Wave propagation through a Newtonion fluid contained within a thick-wolled, viscoelastic tube. *Biophys. J.* 1968, 8: 691 - 709
- 28 Culmsee C., Ferger B., Ringelstein E. B., Krieglstein J.: Pharmakotherapeutische Maßnahmen beim ischämischen Insult. *Arzneimitteltherapie* 1997, 15: 275 - 289
- 29 Dean W. R.: The stream-line motion of fluid in a curved pipe. *Philosophical Magazine*, S.7, 1928, Vol. 4, No. 20, 208 - 223
- 30 Dean W. R.: The stream-line motion of fluid in a curved pipe. *Philosophical Magazine*, S.7, 1928, Vol. 5, No. 30, 673 - 695
- 31 Deutsch S., Phillips W. M.: The use of the Taylor-Couette stability problem to validate a constitutive equation for blood. *Biorheology* 1977, 14: 253 - 266
- 32 Durst A., Melling J. H., Whitelaw J. H.: *Principles and practise of laser Doppler anemometry.* London, Acad. Press, 1976.
- 33 Edwards M. F., Nellist D. A., Wilkinson W. L.: Pulsating flows of non-Newtonion fluids in pipes. *CHES* 1972, 27: 545 - 553
- 34 Edwards M. F., Nellist D. A., Wilkinson W. L.: Unsteady laminar flows of non-Newtonion fluids in pipes. *CHES* 1972, 27: 295 - 306
- 35 Erickson S. J., Mewissen M. W., Foley W. D., Lawson T. L., Middleton W. D., Quiroz F. A., Macrander S. J., Lipchik E. O.: Stenosis of the internal carotid

- artery: assesment using color Doppler imaging compared with angiography. *Am. J. Roentgenol.* 1989, 152: 1299 - 1305
- 36 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.* 1991, 337: 1235 - 1243
 - 37 Eyer M., Brandestini M., Phillips D., Baker D.: Color digital echo / Doppler image presentation. *Ultrasound Med. Biol.* 1981, 7: 21 - 31
 - 38 Fei D. Y., Fu C. T., Brewer W. H., Kraft K. A.: Angle independent Doppler color imaging: determination of accuracy and a method of display. *Ultrasound Med. Biol.* 1994, 20(2): 147 - 155
 - 39 Fernandez R. C., De Witt K. J., Botwin M. R.: Pulsatile flow through a bifurcation with applications to arterial disease. *J. of Biomech.* 1976; 9(9): 575 - 580
 - 40 Firschke C.: Diagnosis of myocardial vitality using contrast echocardiography - ready for routine clinical use? *Herz* 1998, Dez., 23(8): 483 - 490
 - 41 Forsberg F., Liu J. B., Burns P. N., Merton D. A., Goldberg B.: Artifacts in ultrasonic contrast agent studies. *J. of Ultras. Med.* 1994, Mai, 13(5): 357 - 365
 - 42 Franklin D., Baker D., Ellis R.: A pulsed ultrasonic flow meter. *IRE Trans. Med. Electron.* 1959, 6: 204 - 206
 - 43 Franklin D., Schlegel W., Rushmer R.: Blood flow measured by Doppler frequency shift of backscattered ultrasound. *Science* 1961, 134: 564 - 565
 - 44 Fukada E., Kaibara M.: Viscoelastic study of aggregation of red blood cells. *Biorheology* 1980, 143 - 154
 - 45 Fukada E., Seaman G., Liepsch D., Lee M., Friis-Bastaad L.: Blood modeling using polystyrene microspheres. *Biorheology* 1989, 26: 401 - 413
 - 46 Giarre M., Dousse B., Meister J. J.: Velocity vector reconstruction for color flow Doppler: experimental evaluation of a new geometrical method. *Ultrasound Med. Biol.* 1996, 22(1): 75 - 88
 - 47 Giesekus H., Langer G.: Die Bestimmung der wahren Fließkurven nicht-newtonscher Flüssigkeiten und plastischer Stoffe mit der Methode der repräsentativen Viskosit, *Rheol. Acta* 1977, 16: 1 - 22
 - 48 Goldsmith H. L., Karino T.: Role of fluid dynamic factors in the development and progression of atherosclerosis, thrombosis and aneurysms. *Vasa. Suppl.* 1991, 32: 14 - 17
 - 49 Goldstein A.: Performance tests of Doppler ultrasound equipment with a string phantom. *Journal of Ultrasound Med.* 1991, 10: 125 - 139.
 - 50 Gross Fengels W., Neufang K. F., Siebert C., Lanfermann H., Steinbrich W.: Unerwünschte Kontrastmittelnebenwirkungen bei der i.v. DSA - Vergleich von zwei nicht-ionischen Kontrastmitteln. *Röntgenblätter.* 1990, 4: 133-172
 - 51 Haertem R. , Kim J.: Verfahren der Farbdoppler-Sonographie – Ein Methodenvergleich. *Ultraschall in Med.* 1993, 225 - 230

- 52 Hassler D.: Beitrag zur Systemtheorie der Ultraschall-Puls-Doppler-Technik zur Blutströmungsmessung, 1. Teil. Ultraschall 1987, 8: 102 - 107
- 53 Hassler D.: Beitrag zur Systemtheorie der Ultraschall-Puls-Doppler-Technik zur Blutströmungsmessung, 2. Teil. Ultraschall 1987, 8: 152 - 154
- 54 Hassler D.: Beitrag zur Systemtheorie der Ultraschall-Puls-Doppler-Technik zur Blutströmungsmessung, 3. Teil. Ultraschall 1987, 8: 192 - 196
- 55 Hatsukami T. S., Primozich J., Zierler R. E., Strandness D. E. Jr.: Color Doppler characteristics in normal lower extremity arteries. Ultrasound Med. Biol. 1992, 18(2): 167 - 171
- 56 Hübsch P., Schwaighofer B., Karnel F., Braunsteiner A., Fruhwald F., Pichler W., Trattng S.: Farbkodierte Doppler-Sonographie der Karotiden, ROFO-Fortschr-Geb-Rontgenstr-Nuklearmed. 1988 Aug, 149(2): 189 - 192
- 57 Jones S. A.: Fundamental sources of error and spectral broadening in Doppler Ultrasound Signals. Critical Rev. in Biom. Engineering 1993, 21,5
- 58 Kaluzynski K., Lesniak B., Mikolajczyk K., Liepsch D.: Analysis of ultrasonic Doppler velocity data obtained in models of stenosed carotid bifurcations with irregular lesion surface. Technol. Health Care 1997, Juli, 5(3): 199 - 206
- 59 Kaluzynski K., Liepsch D.: The effect of wall roughness on velocity distribution in a model of the carotid sinus bifurcation – analysis of laser and ultrasound Doppler velocity data. Techn. Health Care 1995, Dec, 3(3): 153 - 159
- 60 Kaneko Z., Kotani H., Komuta K., Satomura S.: Studies on peripheral circulation by ultrasonic blood-reograph. Jpn. Circ. J. 1961, 25: 203 - 213
- 61 Kaneko Z., Shiraishi J., Omizo H., Kato K., Motomiya M.: An analyzing method of ultrasonic blood-rheography with sonograph. Dig. Of the 6th International Conference on Medicine Biology Eng. (Tokyo) 1965, 286 - 287
- 62 Karino T., Kwong H. H., Goldsmith H. L.: Particle flow behaviour in models of branching vessels: I. Vortices in 90 degrees T-junctions. Biorheology 1979, 16(3): 231 - 248
- 63 Karino T., Motomiya M.: Flow visulisation in isolated transparent natural blood vessels. Biorheology 1983, 20: 119 - 127
- 64 Karner G., Perktold K., Hofer M., Liepsch D.: Flow characteristics in an anatomically realistic compliant carotid artery bifurcation model. Computer Methods in Biomech. and Biomed. Eng. 1999, 2: 171 - 185
- 65 Kato K., Izumi T.: A new method that can detect flow direction of ultrasonic Doppler flowmeter. Proc. 10th Meet. Jpn. Soc. Ultras. Med. 1966, 78 - 79
- 66 Keynton R. S., Evancho M. M., Sims R. L., Rittgers S. E.: The effect of graft caliber upon wall shear within *in vivo* distal vascular anastomoses. J. of Biomechanical Engineering 1999, Vol 121: 79 - 87
- 67 Keynton R. S., Nemer R. E., Neifert Q. Y., Fatemi R. S., Rittgers S. E.: Design, fabrication and *in vitro* evaluation of an *in vivo* ultrasonic Doppler wall shear rate measuring device. IEEE Tran. Biomed. Eng. 1995, 113: 458 - 463

- 68 Kirmse R.: Experimentelle Untersuchungen pulsierender turbulenter Wasserströmungen im geraden Kreisrohr unter Verwendung eines Laser-Doppler-Anemometers. Dissertation, TU München, 1976.
- 69 Koller F., Duckert F.: Thrombose und Embolie. F.K. Schauter, Stuttgart, 1983.
- 70 Ku D. N., Liepsch D.: The effects of non-Newtonian viscoelasticity and wall elasticity on flow at a 90° bifurcation. *Biorheology* 1986, 23: 359 - 370
- 71 Ku D. N.: Hemodynamics und atherogenesis at the human carotid bifurcation. PhD Thesis, Georgia Institute of Technology, 1983.
- 72 Lambossy P.: Oscillations forcées d'un liquide incompressible et visqueux dans un tube rigide et horizontal. Calcul de la force de frottement. *Helvetica Phys. Acta* 1952, 25: 371 - 385
- 73 Liepsch D., Pflugbeil G., Matsuo T., Lesniak B.: Flow visualisation and 1- and 3-D laser-Doppler-anemometer measurements in models of human carotid arteries. *Clinical Hemorheology and Microcirculation* 1998, 18, 1 - 30
- 74 Liepsch D., Seemann A., Siekmann J.: Note on wave propagation in a thin elastic tube containing a viscous fluid. *J. Biomechanics* 1985, 18: 685 - 694
- 75 Liepsch D., Thurston G., Lee M.: Studies of fluids simulating blood-like rheological properties and applications in models of arterial branches. *Biorheology* 1991, 28: 39 - 62
- 76 Liepsch D., Thurston G., Lee M.: Viscometer studies simulating blood-like fluids and their applications in models of arterial branches. *Biorheology* 1991, 28: 39 - 52
- 77 Liepsch D., Weigand C.: Comparison of laser Doppler anemometry and pulsed color Doppler velocity measurements in an elastic replica of a carotid artery bifurcation. *J. of Vascular Invest.* 1996, Sept., Vol. 2 No.3: 103 - 113
- 78 Liepsch D.: Berührungsloses Messen von Strömungsgeschwindigkeiten mittels Laser-Doppler-Anemometer. *HLH: VDI* 1978, 341 - 344 und 393 - 387
- 79 Liepsch D.: A new three-dimensional laser-Doppler-anemometer. In *ASMI Winter Annual Meeting, Chicago, Miller, F R (Ed): Advances in Bioengineering.* BED 1988, 8, 308 - 312
- 80 Liepsch D.: Blood Flow in Large Arteries: Applications to Atherogenesis und Clinical Medicine. In *Monographs on Atherosclerosis* 1990, Vol 15. Editors: Beyen A.C., Kritchevsky D., Polloc O. J., Korger B.
- 81 Liepsch D.: Strömungsuntersuchungen an Modellen menschlicher Blutgefäß-Systeme. *VDI-Verlag Düsseldorf, Reihe 7, Strömungstechnik.* 1986, 1, 13.
- 82 Liepsch D.: Untersuchung der Strömungsverhältnisse in Verzweigungen von Röhren kleiner Durchmesser (Coronararterien) bei Stromtrennung. Dissertation, TU München, 1974.
- 83 Lyne W. H.: Unsteady viscous flow in a curved pipe. *Journal of fluid mechanics* 1973, 45, 1, 13 - 31
- 84 Maniatis T. A., Cobbold R. S., Johnston K. W.: Flow imaging in an end-to-side anastomosis model using two-dimensional velocity vectors. *Ultrasound Med. Biol.* 1994, 20(6): 559 - 569

- 85 Maniatis T. A., Cobbold R. S., Johnston K. W.: Two-dimensional velocity reconstruction strategies for color flow Doppler ultrasound images. *Ultrasound Med. Biol.* 1994, 20(2): 137 - 145
- 86 McCarty K., Stewart W.: A simple calibration and evaluation phantom for ultrasound scanners. *Ultrasound Med. Biol.* 1982, 8: 393 - 401.
- 87 McLeod F.: A directional Doppler flowmeter. *Dig. 7th Int. Conf. Med. Biol. Eng.*, Stockholm 1967, 213
- 88 McMillan D. E., Utterback N. G., Baldrige J. B.: Thixotropy of blood and red cell suspensions. *Biorheology* 1980, 17: 445 - 454
- 89 McMillan D. E., Utterback N. G.: Maxwell fluid behavior of blood at low shear rate. *Biorheology* 1980, 17: 343 - 354
- 90 Meents. H, Burkard A.: Contrast-enhanced colour duplex sonography of carotid arteries. *Eur. Radiol.* 1994, 4: 533 - 537
- 91 Mevis J.: Thixotropy - a general review. *J. Non-Newtonian Fluid Mech.* 1979, 6: 1 - 20
- 92 Middleton W. D., Foley W. D., Lawson T. L.: Color-flow Doppler imaging of carotid abnormalities. *Am. J. Roentgenol.* 1988, 150: 419 - 425
- 93 Middleton W. D., Foley W. D., Lawson T. L.: Flow reversal in the normal carotid bifurcation: Color Doppler flow imaging analysis. *Radiology* 1988. 167(1): 207 - 210
- 94 Mitchell D.G.: Color Doppler Imaging, Limitations and Artifacts. *Radiology* 1990, October, 177,1, 1 - 10
- 95 Moravec S.: Strömungsuntersuchungen mit newtonschen und visko-elastischen Flüssigkeiten in Modellen menschlicher Nierenarterien unter Verwendung eines LDA. Dissertation, TU München, 1986.
- 96 Morgan G. W., Kieley J. P.: Wave propagation in a viscous liquid contained in a flexible tube. *J. Acoust. Soc.* 1954, 26: 3, 323 - 329
- 97 Müller-Mohnsen H.: Experimental results to the deposition hypothesis of atherosclerosis. *Thromb. Research* 1976, 8, 535 - 566
- 98 Müller-Mohnsen H.: Pathogenese der Koronarsklerose und Strömungsmechanik. München, *Med. Wochenschr.* 1971, 16: 604 - 616
- 99 Nerem R. M.: Hemodynamics and the vascular endothelium. *J. Biomech. Eng.* 1993, Nov., 115(4B): 510 - 514
- 100 Newhouse V. L., Censor D., Vontz T., Cisneros J. A., Goldberg B. B.: Ultrasound Doppler probing of flows transverse with respect to beam axis. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1987, Oct., 34(10): 779 - 789
- 101 North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators, Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. *N. Engl. J. Med.* 1991, 325: 445 - 453
- 102 Oyre S., Paaske W. P., Ringgaard S., Kozerke S., Erlandsen M., Boesiger P., Pedersen E. M.: Automatic accurate non-invasive quantitation of blood flow, cross-sectional vessel area, and wall shear stress by modelling of

- magnetic resonance velocity data. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 1998, Dez. 16(6): 517 - 524
- 103 Palmen D.: The influence of minor stenoses on carotid artery flow. Dissertation, Technische Universität Eindhoven, 1994.
- 104 Perktold K., Hilbert D., Siekmann J.: Numerische Untersuchung der pulsatilen Strömung eines nicht-newtonschen Fluides in einem elastischen Rohr. *Zamm* 1992, 72, 5: 373 - 377
- 105 Perktold K., Peter R. O., Resch M., Langs G.: Pulsatile non-Newtonian blood flow in three-dimensional carotid bifurcation models: a numerical study of flow phenomena under different bifurcation angles. *J. Biomed. Eng.* 1991, Nov; 13(6): 507 - 515
- 106 Perktold K., Resch M.: Numerical flow studies in human carotid artery bifurcations: basic discussion of the geometric factor in atherogenesis. *J. Biomed. Eng.* 1990, 12(2), 111 - 123
- 107 Peronneau P., Leger F.: Doppler ultrasonic pulsed blood flow-meter. *Proc. 8th Int. Conf. Med. Biol. Eng.* 1969, 10:11
- 108 Peters P. E., Zeitler E.: Röntgenkontrastmittel. Springer 1991.
- 109 Petrick J.: Spektralanalyse von Ultraschall-Doppler-Signalen mit und ohne Ultraschallkontrastmittel an Modellen von Blutgefäßen. Dissertation, TU Berlin, 1995.
- 110 Phillips D. J., Hosack J., Beach K. W., Strandness D. E.: Testing ultrasonic pulsed Doppler instruments with a physiologic string phantom. *J. Ultrasound Med.* 1990, 27: 50 - 59
- 111 Phillips P.J., Kadi A. P., von Ramm O. T.: Feasibility study for a two-dimensional diagnostic ultrasound velocity mapping system. *Ultrasound Med. Biol.* 1995, 21(2): 217 - 229
- 112 Phillips W. M., Deutsch S.: Toward constitutive equation for blood. *Biorheology* 1975, 12: 383 - 389
- 113 Picot P., Rickey D., Mitchell R., Rankin R., Fenster A.: Three-dimensional colour Doppler imaging. *Ultrasound Med. Biol.* 1993, 19(2): 95 - 104
- 114 Poll A.: 2- und 3-dimensionale Laser-Doppler-Anemometermessungen in einem naturgetreuen, elastischen Modell einer Hundeorta mit Stenose. Dissertation, TU München, 1993.
- 115 Powe N. R., Moore R. D., Steinberg E. P.: Adverse reactions to contrast media: factors that determine the cost of treatment. *AJR* 161 1993, 1089 - 1095
- 116 Quemada D.: A non-linear model of biofluids: application to normal blood. *Biorheology* 1993, 30: 253 - 265
- 117 Reid J. M., Spencer M. P.: Ultrasonic Doppler Technique for imaging blood vessels. *Science* 1972, 176: 1235 - 1236
- 118 Reuderink P.: Analysis of the flow in a 3D distensible model of the carotid artery bifurcation. Dissertation, Technische Universität Eindhoven, 1991.

- 119 Rickey D. W., Rankin R., Fenster A.: A velocity evaluation phantom for colour and pulsed Doppler instruments. *Ultrasound Med. Biol.* 1992, 18(5): 479 - 494
- 120 Ricota J., Bryan F., Bond M., Kurtz A., O'Leary D., et al.: Multicenter validation study of real-time (B-Mode) ultrasound, arteriography and pathologic examination. *J. Vasc. Surg.* 1987, 6, 512
- 121 Rindt C.: Analysis of the three-dimensional flow field in the carotid artery bifurcation. Dissertation, Technische Universität Eindhoven, 1989.
- 122 Roubin G. S., Yadav S., Lyer S. S., Vitek J.: Carotid Stent-Supported Angioplasty: A Neurovascular Intervention to Prevent Stroke. *Am. J. Cardiol.* 1996, 78: 8 - 12
- 123 Satomura S., Matsubara S., Yoshioka M. A new method of mechanical vibration measurement and its application. *Memoirs Inst. Sci. Indust. Res. Osaka Univ.* 1956, 13: 125 - 133
- 124 Satomura S.: Study of the flow patterns in peripheral arteries by ultrasonics. *J. acoust. Soc. Jap.* 1959, 15: 151 - 158
- 125 Schaarschmidt U. G.: Simulation of blood flow for validation of international reference values. *Biomed. Tech. Berl.* 1997, 42 Suppl: 257 - 258
- 126 Schlieff R., Schürmann R., Balzer T. et al.: Diagnostic value of contrast enhancement in vascular Doppler ultrasound. In: Nanda N., Schlieff R. (eds) *Advances in Echo Imaging Using Contrast Enhancement.* Kluwer Academic Publishers 1993: 309 - 323
- 127 Schmid-Schönbein H., Grunau G., Bräuer H.: *Das strömende Organ Blut. Exempl. Hämorheologica.* Albert-Roessel-Pharma GmbH, Wiesbaden, 1980
- 128 Schmid-Schönbein H.: Fluid dynamic aspects of atherogenesis and thrombogenesis. *Vasa. Suppl.* 1991, 32: 11 - 13
- 129 Schmiedel E.: Verträglichkeit nichtionischer Kontrastmittel - Ergebnisse einer multizentrischen Doppelblindstudie. *Aktuelle Radiol.* 1992, 2(3): 148 - 152
- 130 Schmolke J.: Realisierung eines Konzeptes zur computertomographischen Abbildung von Bewegtziteln mittels Ultraschall-Puls-Doppler-Technik. Dissertation, Universität Erlangen, 1989.
- 131 Schümmer P.: Zur Darstellung der Durchflußcharakteristik viskoelastischer Flüssigkeiten in Rohrleitungen. *Chem. Ing. Techn.* 1969, 41: 1020 - 1022 und 42: 1239
- 132 Sexl T.: Über den von Richardson entdeckten Annulareffekt. *Zeitschrift für Physik* 1930, 61: 349
- 133 Siegel B.: A brief history of Doppler ultrasound in the diagnosis of peripheral vascular disease. *Ultrasound Med. Biol.* 1998, 24(2): 169 - 176
- 134 Sitzer M., Fürst G., Fischer H., Siebler M., Fehlings T., Kleinschmidt A., Kahn T., Steinmetz H.: Between-method correlation in quantifying internal carotid stenosis. *Stroke* 1993 Okt., 24(10): 1513 - 1518
- 135 Sitzer M., Fürst G., Siebler M., Steinmetz H.: Usefulness of an intravenous contrast medium in the characterisation of high-grade internal carotid

- stenosis with color Doppler-assisted duplex imaging. *Stroke* 1994, Febr., Vol. 25, No. 2
- 136 Späth H.: Eindimensionale Spline-Interpolations-Algorithmen, R. Oldenbourg Verlag, München Wien, 1990.
- 137 Späth H.: Spline-Algorithmen, R. Oldenbourg Verlag München Wien, 1986.
- 138 Steinke W., Hennerici M., Rautenberg W., Mohr J. P.: Symptomatic and asymptomatic high-grade carotid stenoses in Doppler color-flow imaging. *Neurology*. 1992, 42: 131 - 138
- 139 Steinke W., Kloetzsch C., Hennerici M.: Carotid artery disease assessed by color Doppler flow imaging: correlation with standard Doppler sonographie and angiography. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 1990, 11: 259 - 266
- 140 Stoltz J. F., Lucius M.: Viscoelasticity and thixotropy of human blood. *Biorheology* 1981, 18: 453 - 473
- 141 Strandness D., McCutcheon E., Rushmer R.: Application of a transcutaneous Doppler flowmeter in evaluation of occlusive arterial disease. *Surg. Gynecol. Obstet.* 1966, Mai, 122(5): 1039 - 1045
- 142 Strandness D., Schultz R., Sumner D., Rushmer R.: Ultrasonic flow detection. A useful technic in the evaluation of peripheral vascular disease. *Am. J. Surg.* 1967, März, 113(3): 311 - 320
- 143 Strauss A. L., Beller K. D.: Farbduplexsonographie und Angiosonographie mit Kontrastmittel. Firmenschrift Hewlett Packard 1996.
- 144 Talukder N.: Untersuchung über die Strömung in arteriellen Verzweigungen. Dissertation RWTH Aachen, 1974.
- 145 Tamura T., Cobbold R. S., Johnston K. W.: Quantitative study of steady flow using color Doppler ultrasound. *Ultrasound Med. Biol.* 1991, 17(6): 595 - 605
- 146 Teirlinck C. J., Bezemer R. A., Kollmann C., Lubbers J., Hoskins P. R., Fish P., Fredeldt K. E., Schaarschmidt U. G.: Development of an example flow test object and comparison of five of these test objects, constructed in various laboratories. *Ultrasonics* 1998, Febr., 36(1-5): 653 - 660
- 147 Thurston G. B.: Effects of viscoelasticity of blood on wave propagation in the circulation. *J. Biomechanics* 1976, 9: 13 - 20
- 148 Thurston G. B.: Frequency and shear rate dependence of viscoelasticity of human blood. *Biorheology* 1973, 10: 375 - 381
- 149 Thurston G. B.: Rheological parameters for the viscosity, viscoelasticity and thixotropy of blood. *Biorheology* 1979, 16: 149 - 162
- 150 Thurston G. B.: Viscoelasticity of human blood. *Biophys. Journal* 1972, 12: 1205 - 1217
- 151 Thurston G. B.: Theory of oscillation of a viscoelastic fluid in a circular tube. *J. Acoust. Soc. Amer.* 1960, 32: 210 - 213
- 152 Tomm D.: Strömung und Geräusch in verengten und verzweigten Gefäßen. Dissertation, RWTH Aachen, 1978.

- 153 Trattnig S., Braunschweig R., Fleiter T.: Dynamische 3D-Darstellung der peripheren Gefäße mittels farbkodierter Dopplersonographie. *Ultraschall Med.* 1993, April, 14(2): 85 - 89
- 154 Trattnig S., Polzleitner D., Hübsch P., Daha K., Matula C., Magometschnigg H.: Nicht-invasive Verlaufskontrolle mittels farbkodierter Doppler-Sonographie nach operativen Eingriffen an den extrakraniellen hirnversorgenden Arterien. *Röfo, Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen*, 1992, März, 156(3): 224 - 227
- 155 Truckenbrodt E.: *Fluidmechanik 1*. Springer, 1996.
- 156 Truckenbrodt E.: *Fluidmechanik 2*. Springer, 1999.
- 157 Truckenbrodt E.: *Lehrbuch der angewandten Fluidmechanik*. Springer, 1988.
- 158 Uchida S.: The pulsating viscous flow superimposed on the steady laminar motion of incompressible fluid in a circular pipe. *ZAMP* 1956, 7: 403 - 423
- 159 v. Büdingen H. J., v. Reutern G. M.: *Ultraschalldiagnostik der hirnversorgenden Arterien*. Georg Thiem, Stuttgart, 1993.
- 160 Vattiyam H. M., Shu M. C., Rittgers S. E.: Quantification of Doppler color flow images from a stenosed carotid artery model. *Ultrasound Med. Biol.* 1992, 18(2): 195 - 203
- 161 Vera N., Steinman D. A., Ethier C. R., Johnston K. W., Cobbold R. S.: Visualisation of complex flow fields, with application to the interpretation of colour flow doppler images. *Ultrasound Med. Biol.* 1992, 18(1):1 - 9
- 162 Walitzka E., Maisch E., Chmiel H., Anadere I.: Experimental and numerical analysis of oscillatory tube flow of viscoelastic fluids represented as example of blood. *Rheol. Acta* 1979, 18: 116 - 121
- 163 Walker A. R., Phillips D. J. Powers J. E.: Evaluating Doppler devices using a moving string test target. *J. Clin. Ultrasound* 1982, 10: 25 - 30
- 164 Weigand C. Liepsch D.: Color Doppler velocity measurements compared with laser Doppler anemometry under pulsatile flow condotions. *Instrumentation Science and Technology*, 1999, 27(4), 255 - 266
- 165 Weigand C., Liepsch D.: Comparison of velocity measurements with color Doppler flow imaging and laser Doppler anemometry. *Proceedings of the 10th International Conference on Mechanics in Medicine and Biology* 1998, März, Honolulu.
- 166 Weigand C., Liepsch D.: Vergleich von farbkodierender Duplexsonographie mit hochauflösender Laser-Doppler-Anemometrie (LDA) bei Messung instationärer Strömungsfelder. *Abstracts 2. Symposium: Quantitative Sonographie in Klinik und Forschung*, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Halle 1998.
- 167 Weigand C., Liepsch D.: Vergleich von gepulster Duplex-Sonographie und hochauflösender Laser-Doppler-Anemometrie bei Messung instationärer Strömungsfelder. *Biomedizinische Technik* 1997, Bd. 42, Eb. 1, 255 - 256
- 168 Wells P. N. T.: Doppler ultrasound in medical diagnosis. *The Brit. J. of Radiology* 1989, 62: 399 - 420

- 169 Wells P. N. T.: The range-gated Doppler system. *Med. Biol. Engineering* 1969, 7: 641 - 652
- 170 Weskott H., Knuth C.: Ultraschall-Angiographie: Phantommessungen von langsamen Blutflüssen. *Bildgebung* 1995, 62: 189 - 192
- 171 Wetterer E., Kenner T.: Grundlagen der Dynamik des Arterienpulses. Berlin, Springer, 1968.
- 172 Widder B.: Bedeutung technischer Kenngrößen der farbkodierten Duplexsonographie für Gefäßuntersuchungen. *Ultraschall in Med.* 1993, 14: 231 - 239
- 173 Wild J., Reid J.: The application of echo ranging techniques to the detection of structures of biological tissues. *Science* 1952, 115: 226 - 230
- 174 Womersley J. R.: An elastic tube theory of pulse transmission and oscillatory flow in mammalian arteries. WADC technical report TR 1957, 56 - 614
- 175 Womersley J. R.: Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known. *J. Physiol.* 1955, 127: 553 - 563
- 176 Wurzinger L. J.: Hydrodynamisch induzierte Plättchenablagerung an Glasmodellen verzweigter Gefäßabschnitte und Speziesunterschied im Plättchenaggregationsverhalten von Mensch, Rind, Schwein, Schaf, Hund, Kaninchen und Truthahn. Dissertation, RWTH Aachen, 1982.
- 177 Xu S.: Zweidimensionale Abbildungsverfahren zur quantitativen Rekonstruktion der Blutströmungsgeschwindigkeit mittels Ultraschall-Doppler-Technik in der medizinischen Diagnostik. VDI Fortschrittberichte, Reihe 17, 1995, Nr. 122.
- 178 Zimmer R.: Geschwindigkeitsmessungen mit einem Laser-Doppler-Anemometer in Modellen einer menschlichen Beinarterienverzweigung (arteria femoralis) bei stationärer und pulsierender Strömung. Dissertation, TU München, 1982.

Anhang

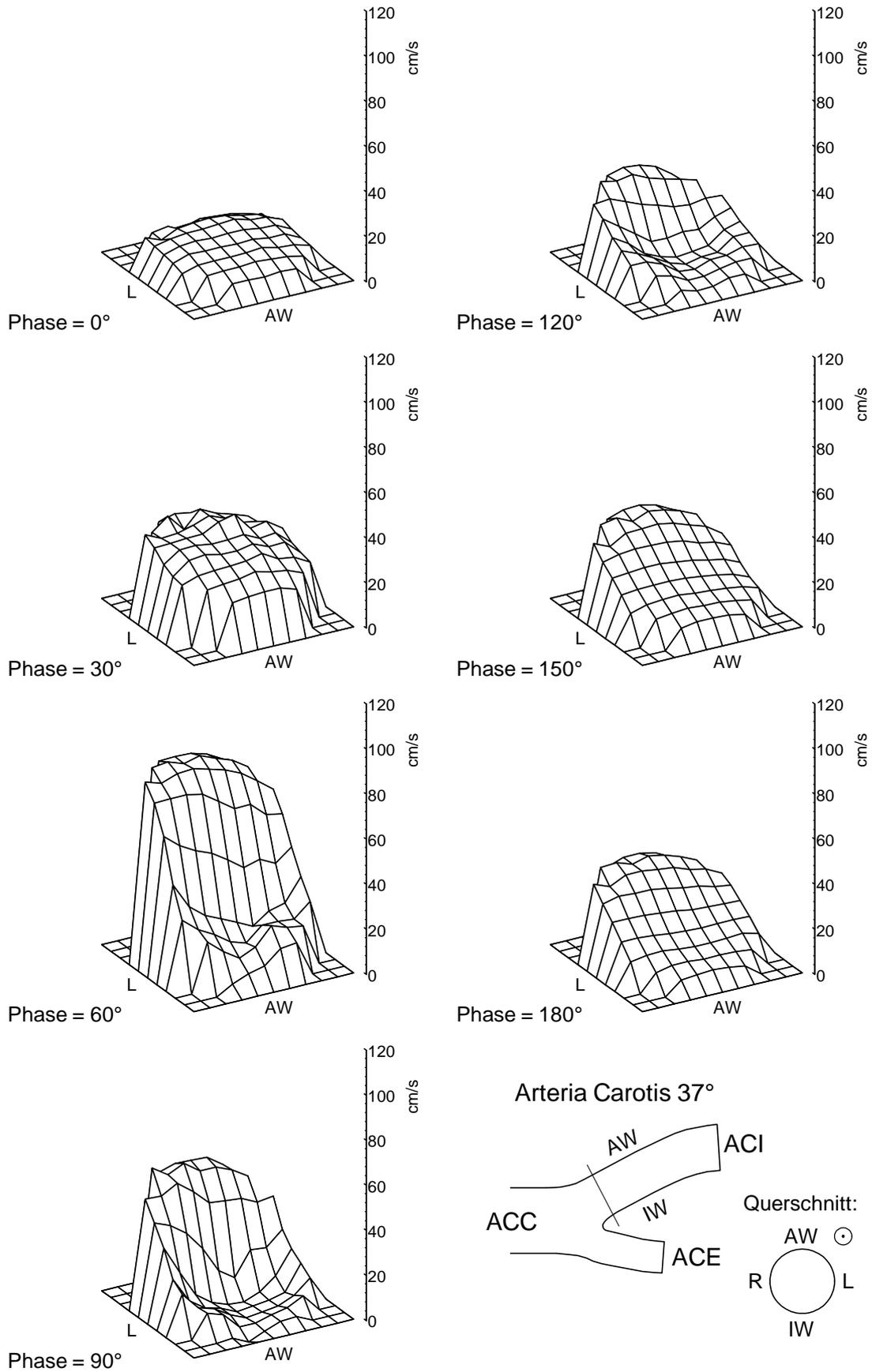


Abb. 1: Strömungsprofil in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, axiale Komponente, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/min$, 2.5 mm nach der Verzweigung)

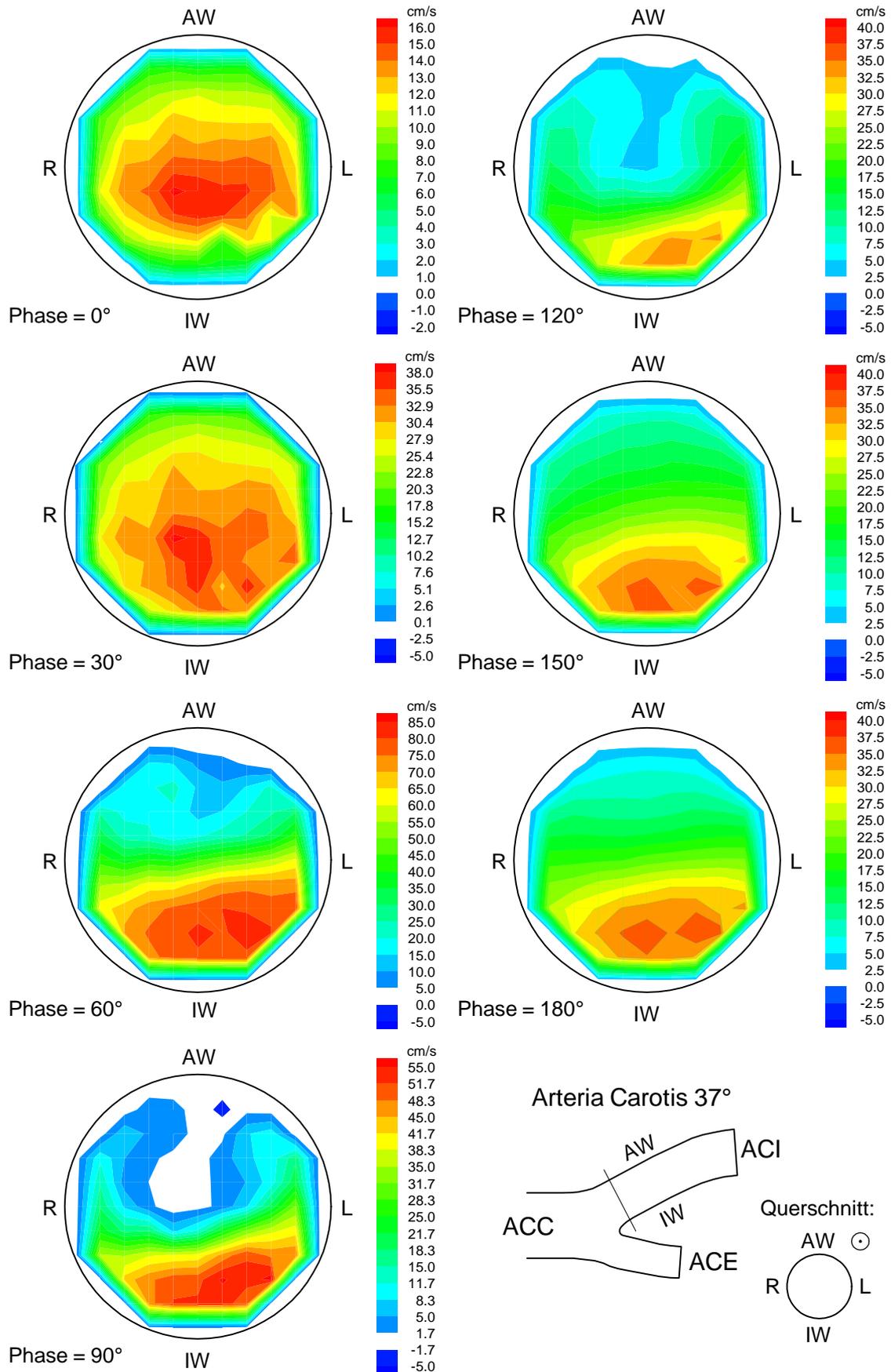


Abb. 2: Axiale Geschwindigkeitskomponente in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, Re = 250, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$, 2.5 mm nach der Verzweigung)

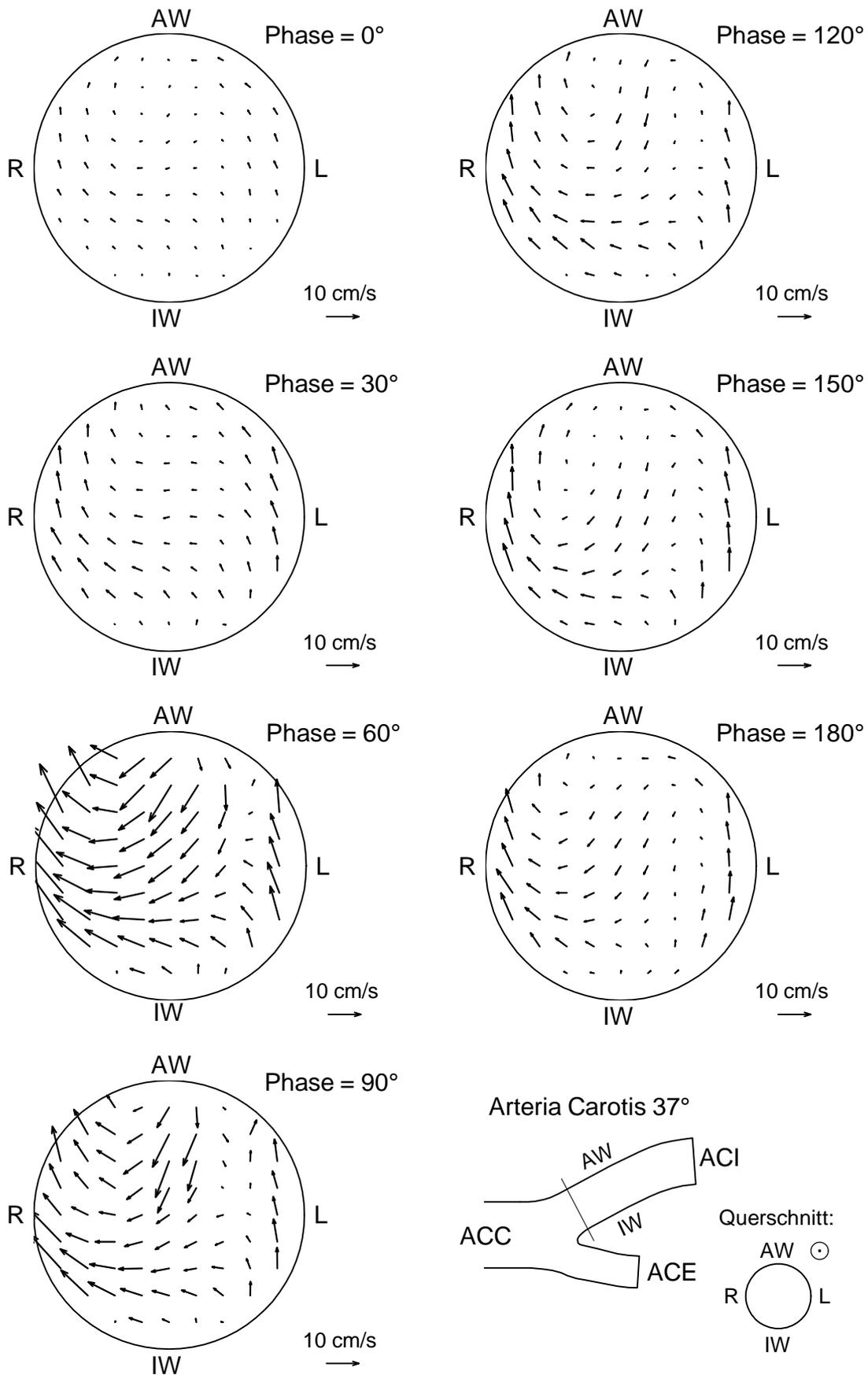


Abb. 3: Sekundärströmung in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$, 2.5 mm nach der Verzweigung)

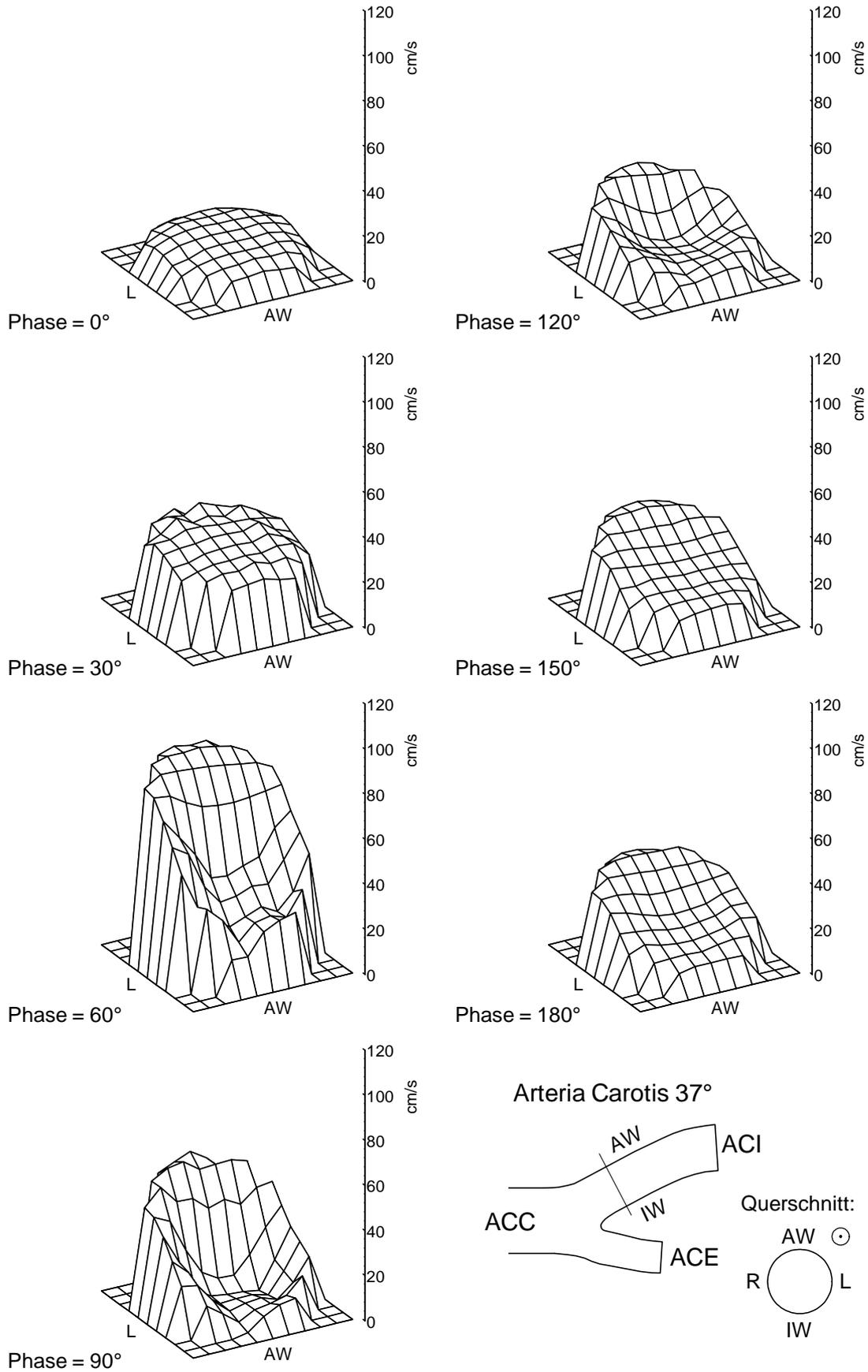


Abb. 4: Strömungsprofil in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, axiale Komponente, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$, 5 mm nach der Verzweigung)

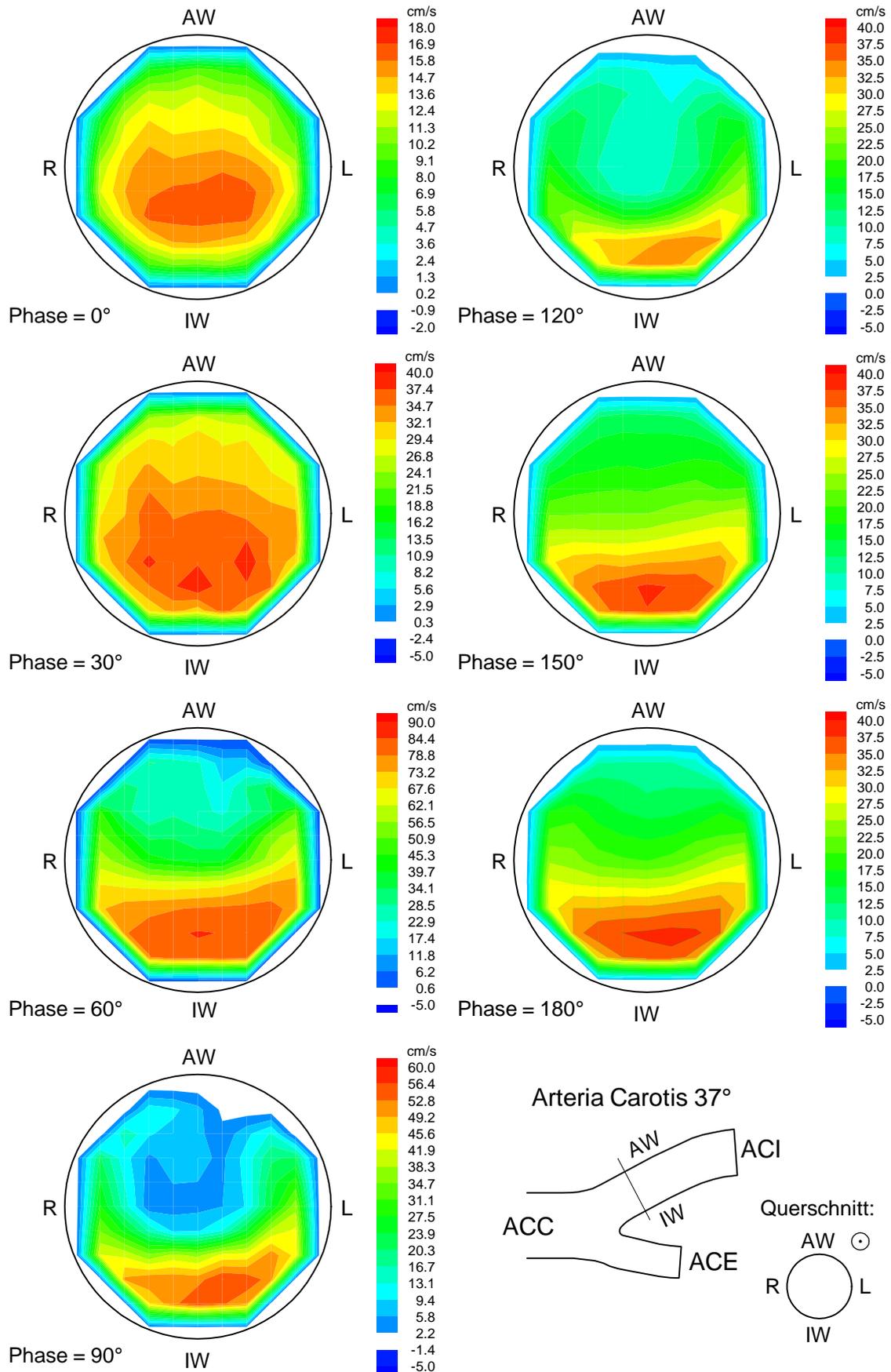


Abb. 5: Axiale Geschwindigkeitskomponente in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, Re = 250, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$, 5 mm nach der Verzweigung)

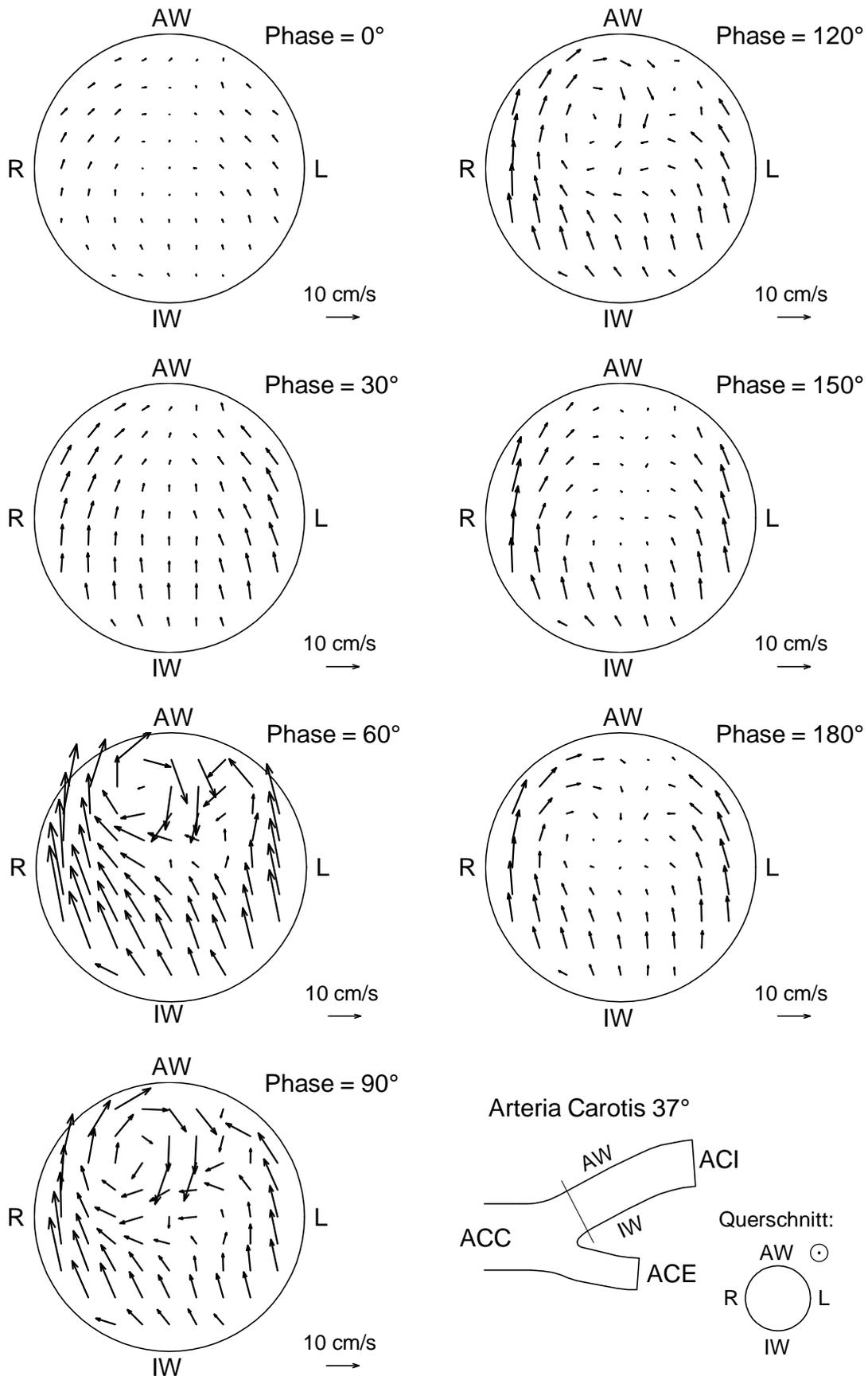


Abb. 6: Sekundärströmung in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$, 5 mm nach der Verzweigung)

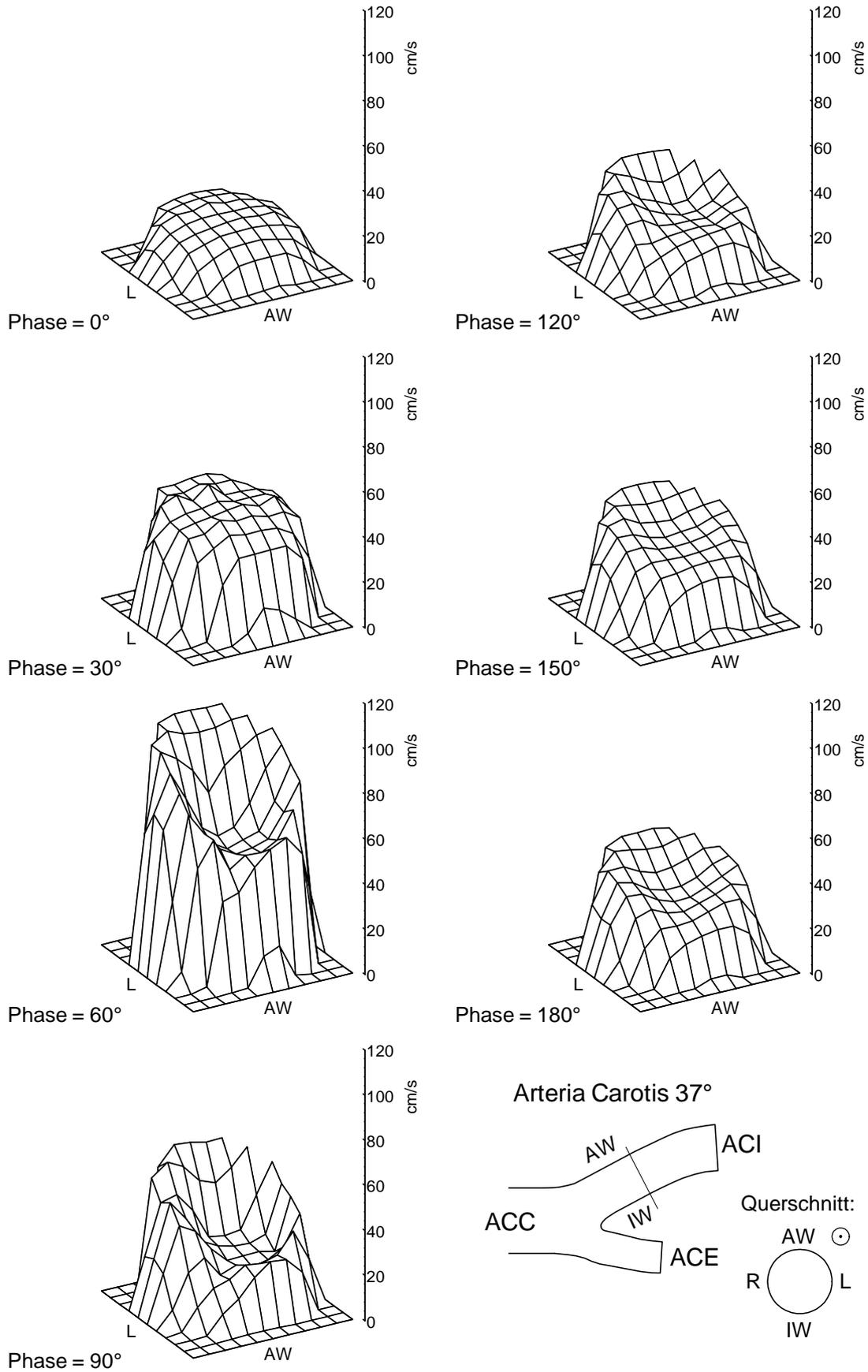


Abb. 7: Strömungsprofil in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, axiale Komponente, $Re = 250$, $f = 60/\text{min}$, pulsierende Strömung, 10 mm nach der Verzweigung)

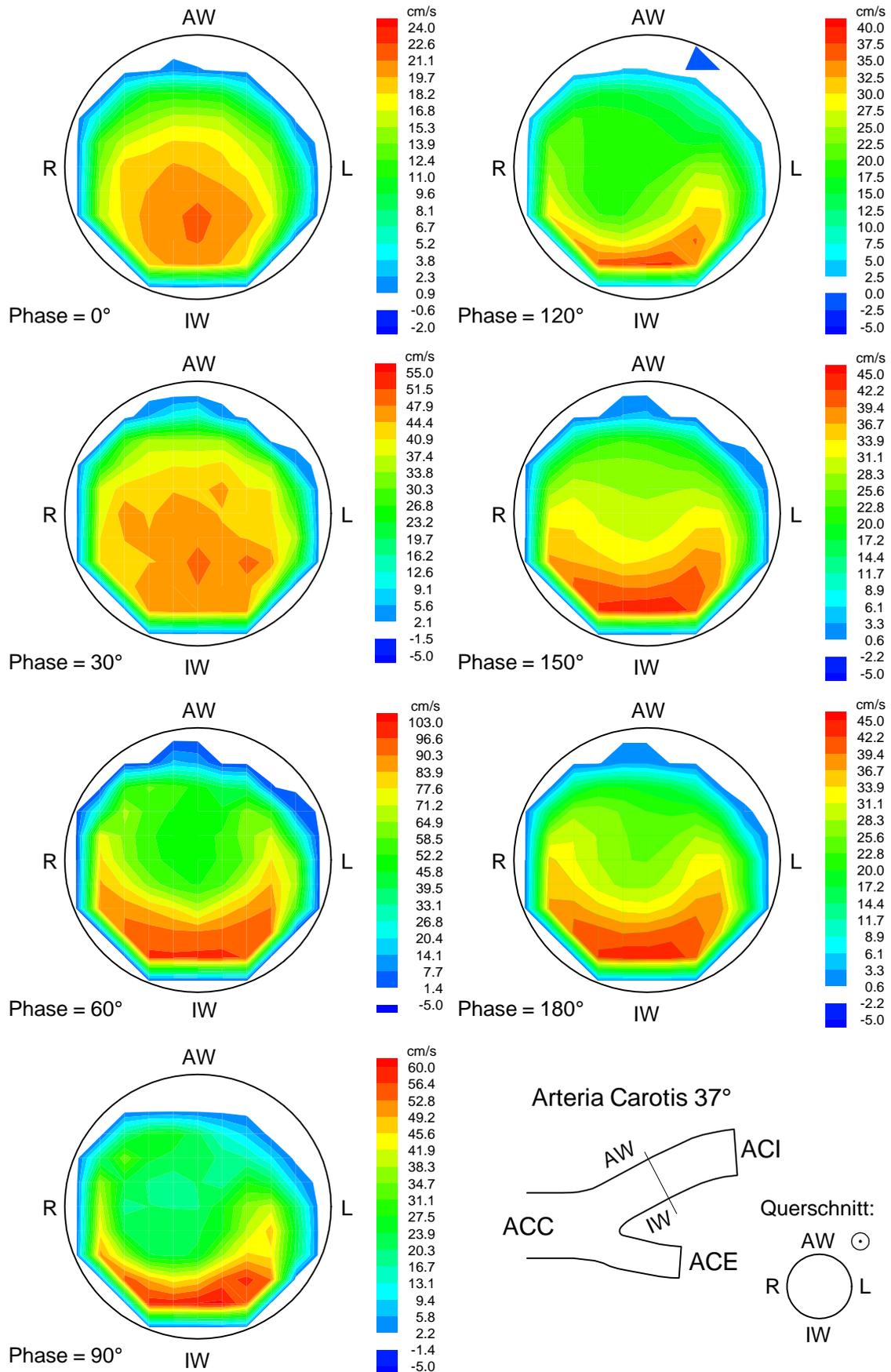


Abb. 8: Axiale Geschwindigkeitskomponente in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, Re = 250, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$, 10 mm nach der Verzweigung)

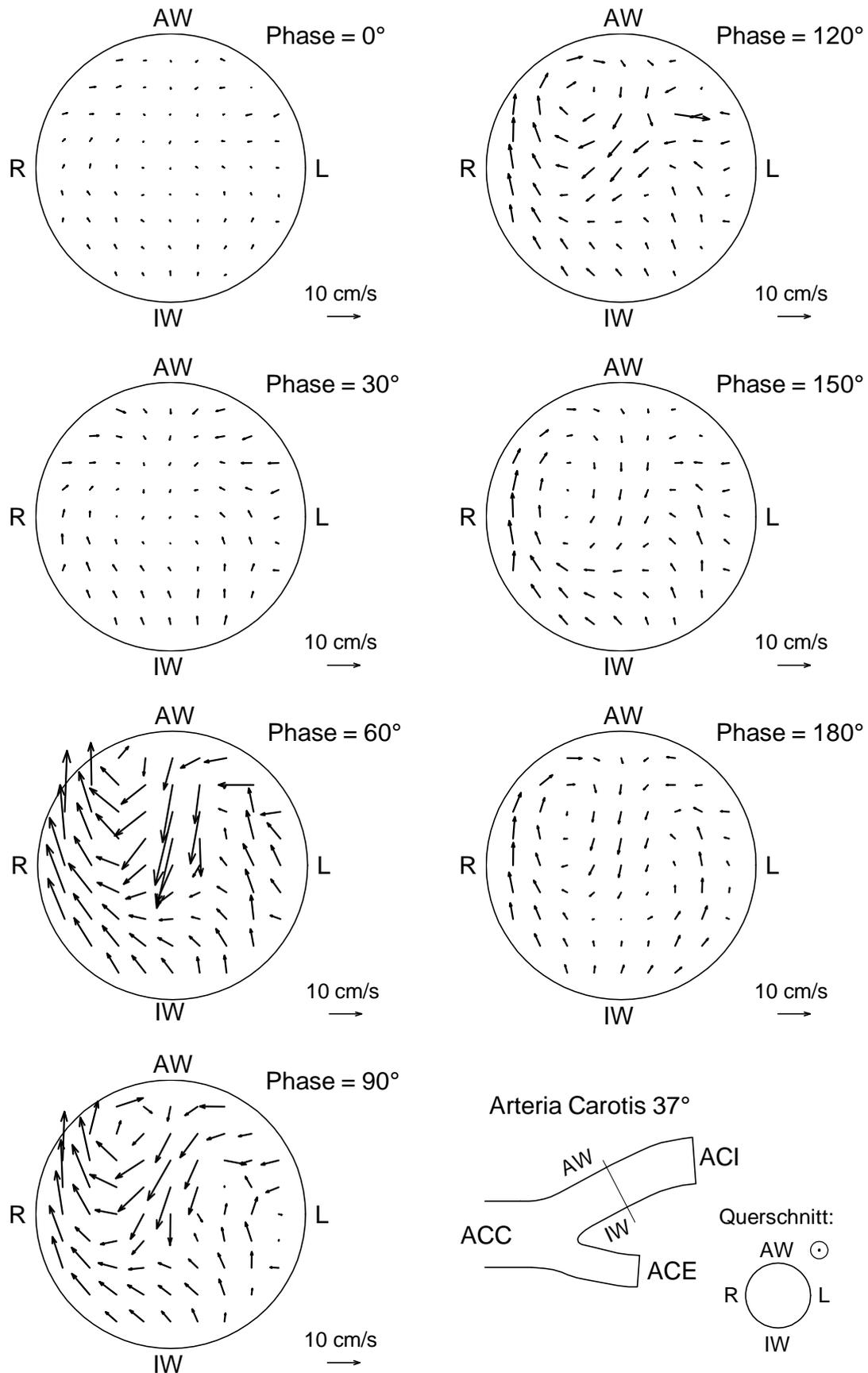


Abb. 9: Sekundärströmung in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$, 10 mm nach der Verzweigung)

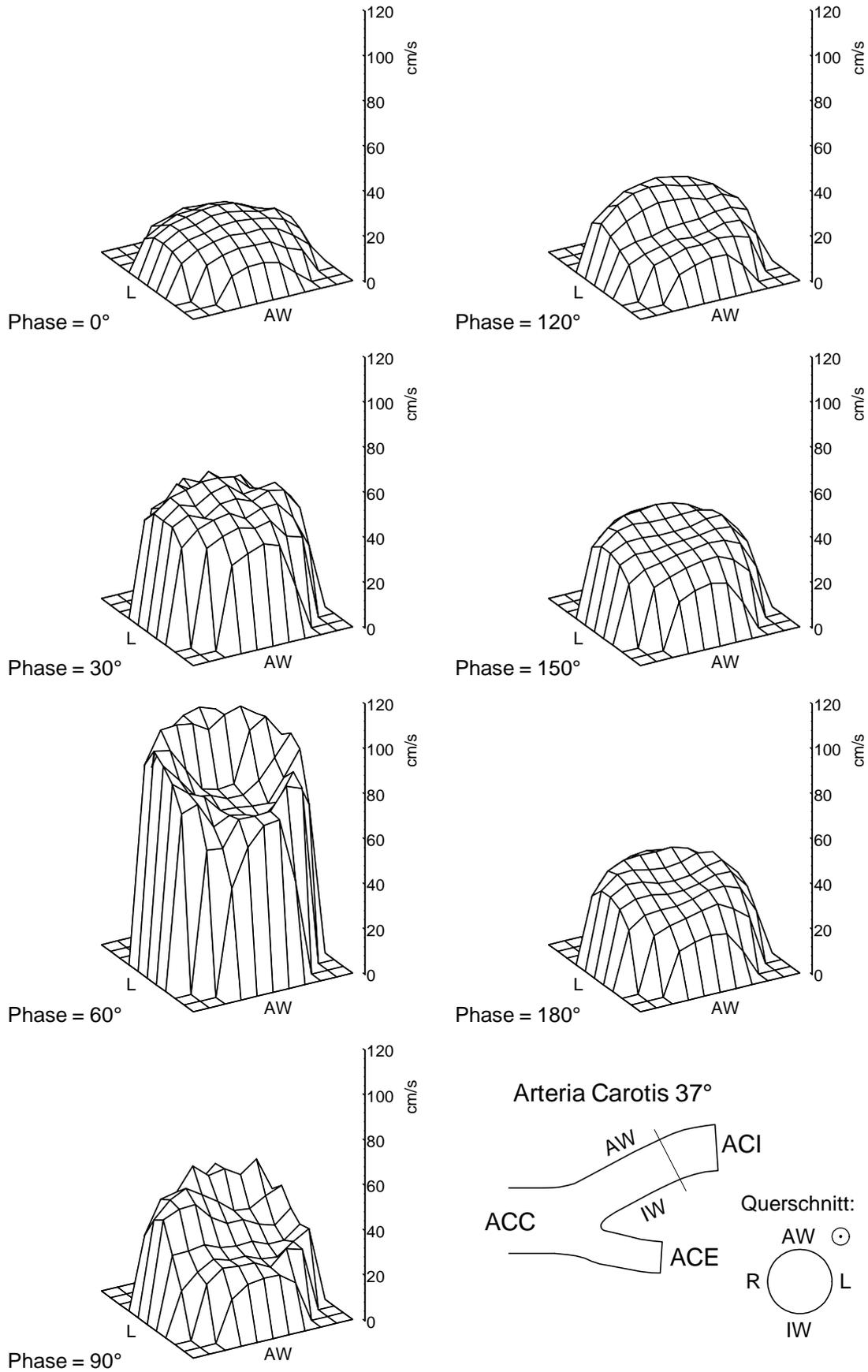


Abb. 10: Strömungsprofil in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, axiale Komponente, $Re = 250$, $f = 60/min$, pulsierende Strömung, 15 mm nach der Verzweigung)

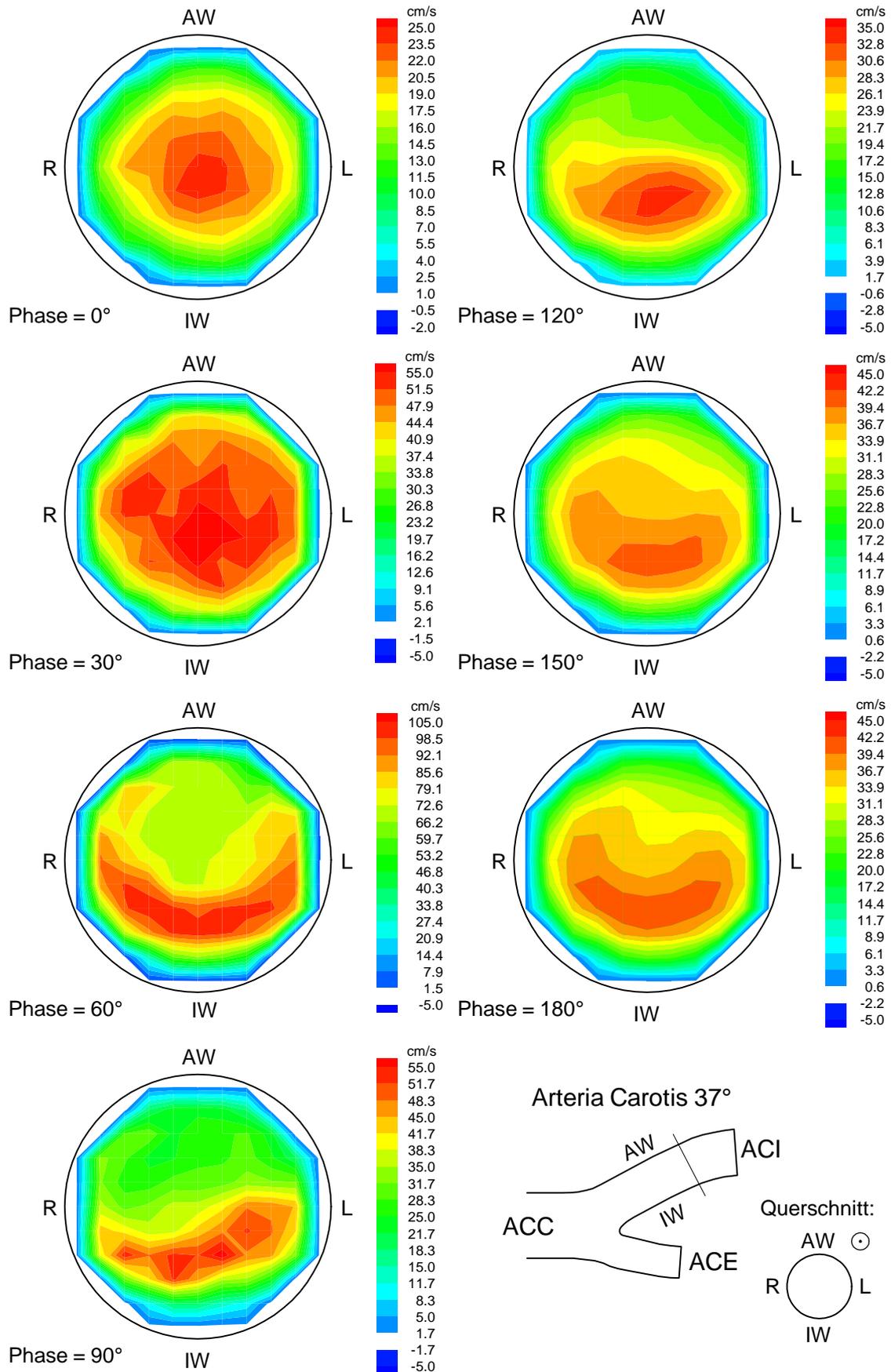


Abb. 11: Axiale Geschwindigkeitskomponente in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$, 15 mm nach der Verzweigung)

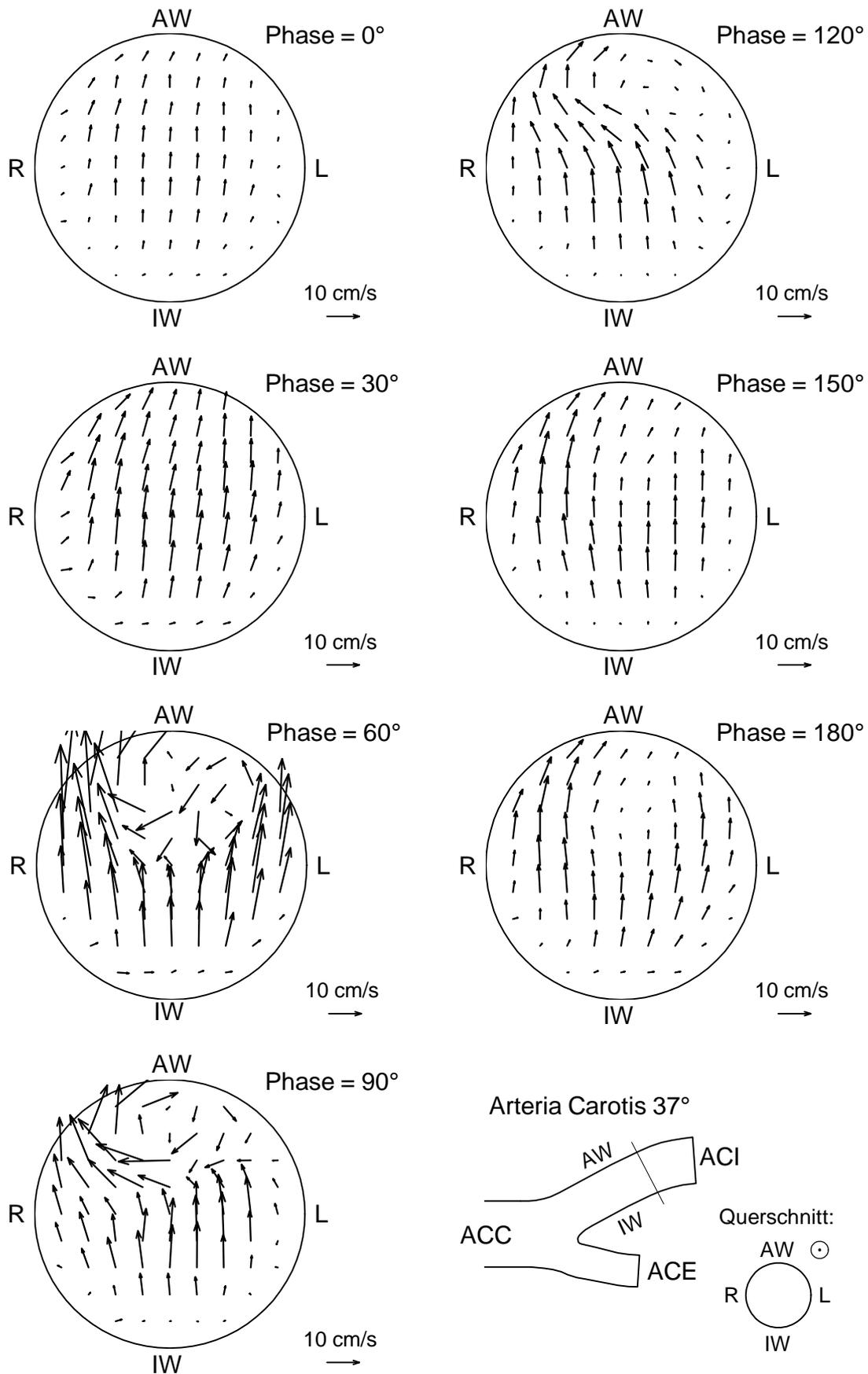


Abb. 12: Sekundärströmung in der ACI gemessen mit LDA (AC37phys, $Re = 250$, pulsierende Strömung, $f = 60/\text{min}$, 15 mm nach der Verzweigung)

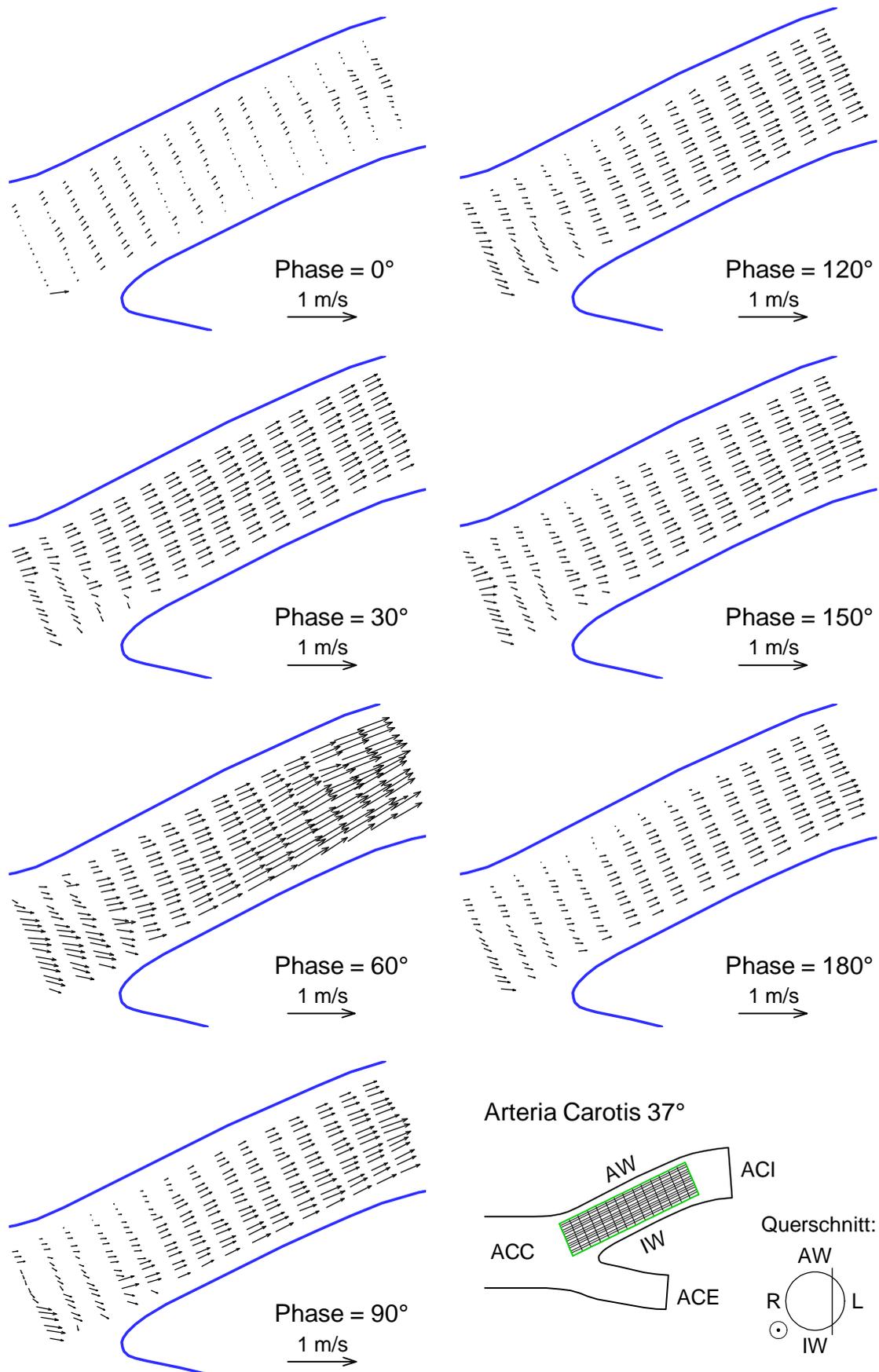


Abb. 13: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC37phys, am linken Rand) bei pulsierender Strömung ($Re = 150$, $f = 60/\text{min}$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

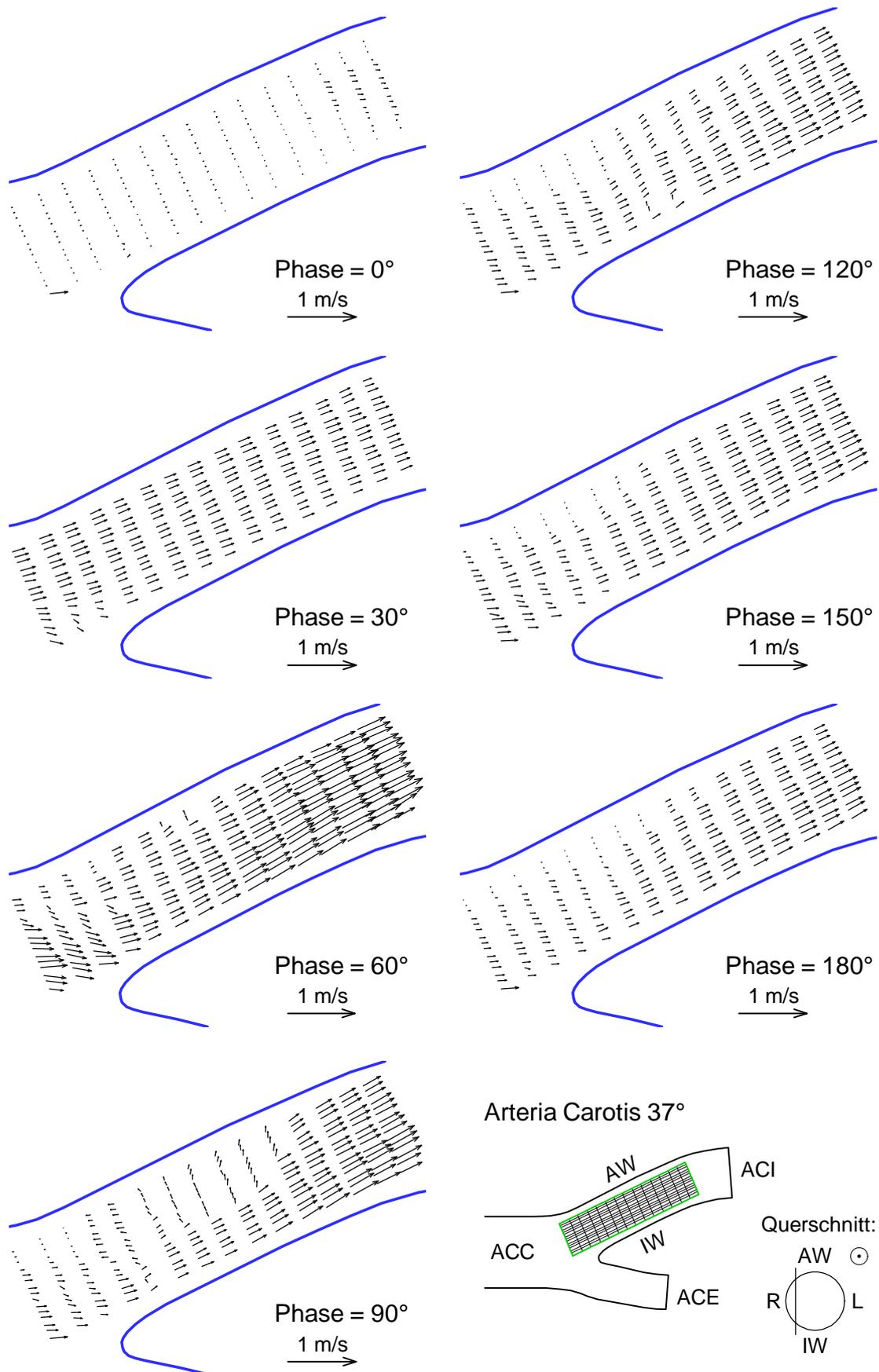


Abb. 14: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC37phys, am rechten Rand) bei pulsierender Strömung ($Re = 150$, $f = 60/\text{min}$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

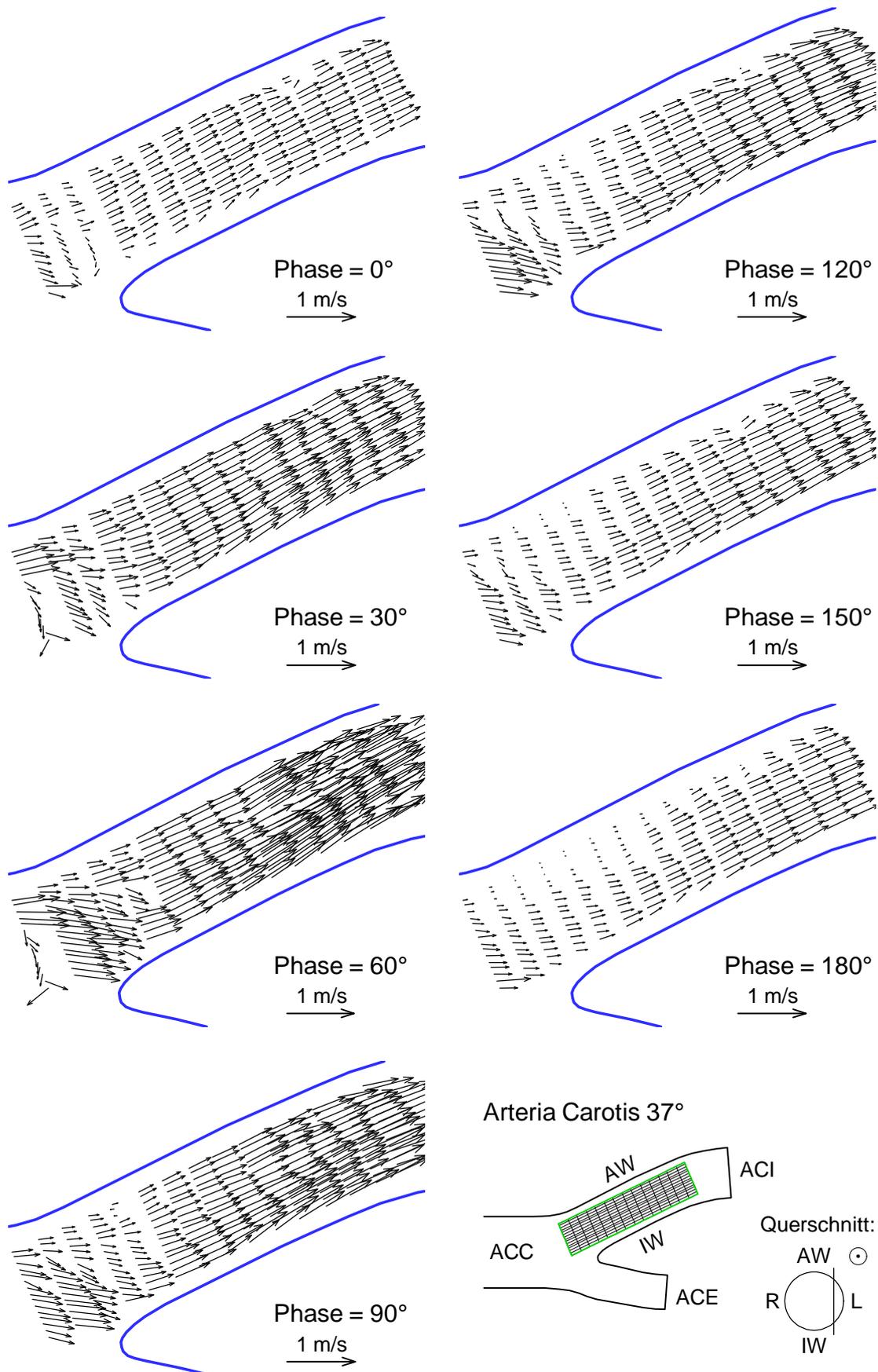


Abb. 15: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC37phys, am linken Rand) bei pulsierender Strömung ($Re = 350$, $f = 90/\text{min}$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

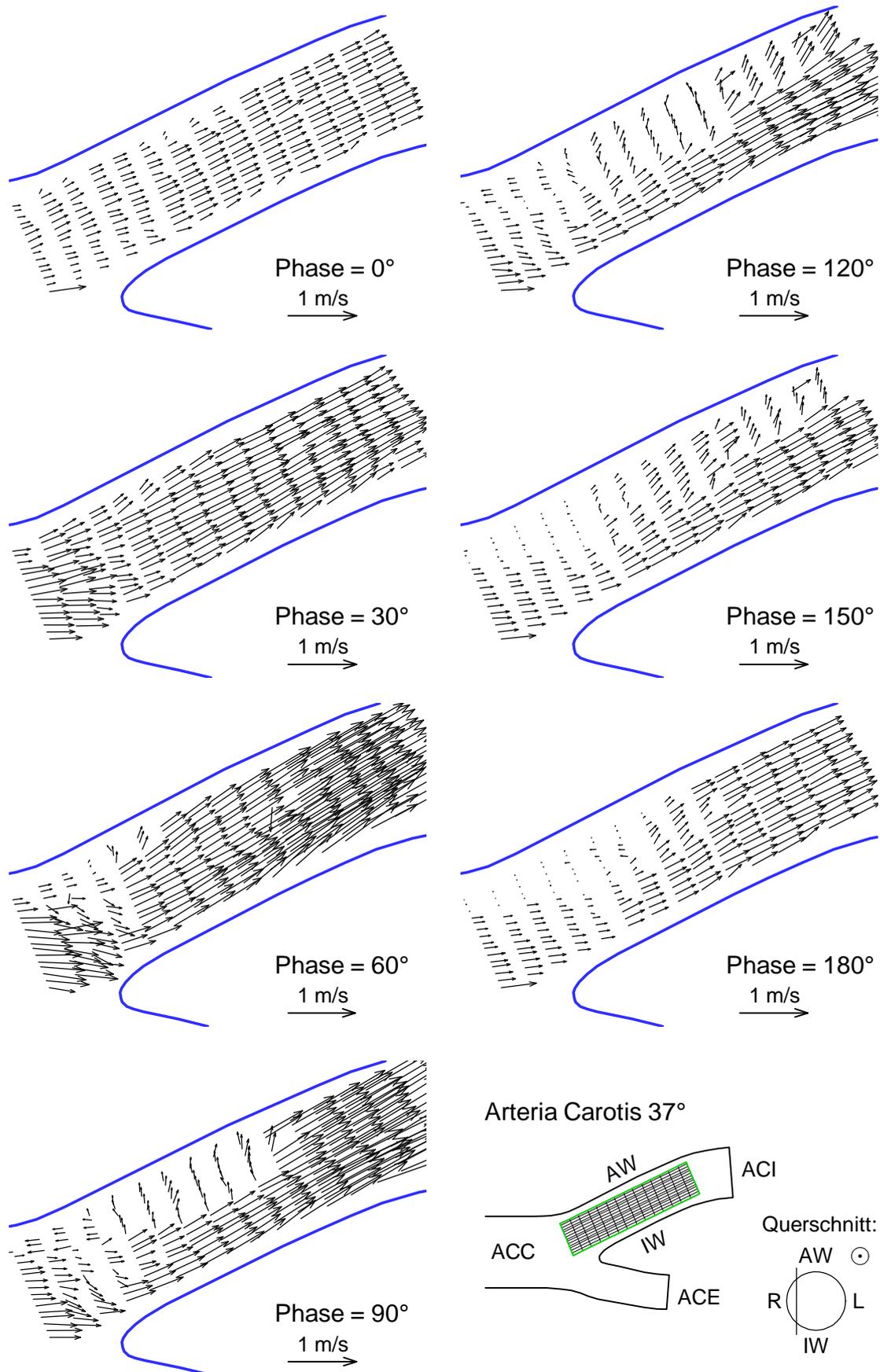


Abb. 16: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC37phys, am rechten Rand) bei pulsierender Strömung ($Re = 350$, $f = 90/\text{min}$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

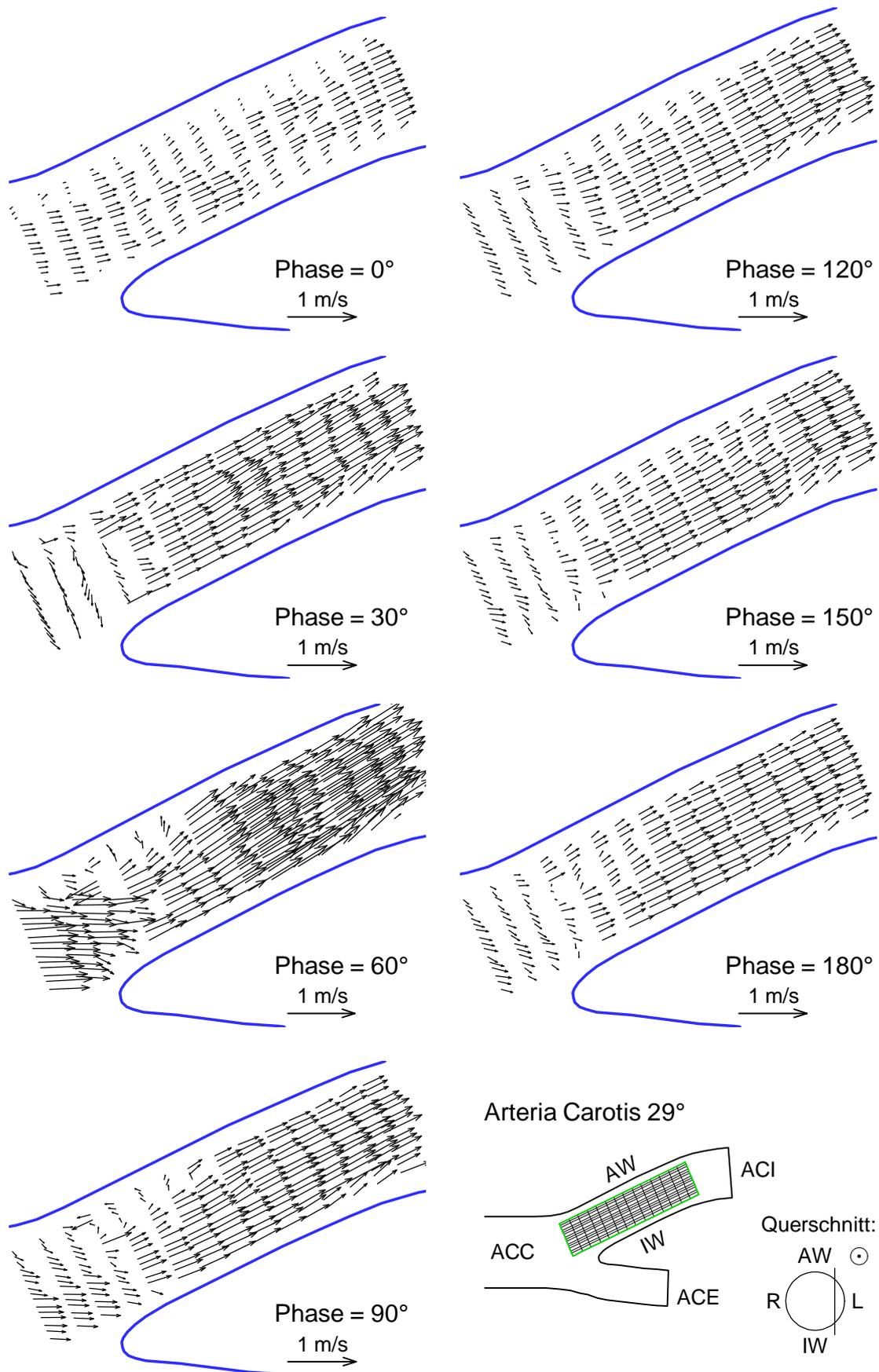


Abb. 17: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC29phys, am linken Rand) bei pulsierender Strömung ($Re = 250$, $f = 60/\text{min}$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

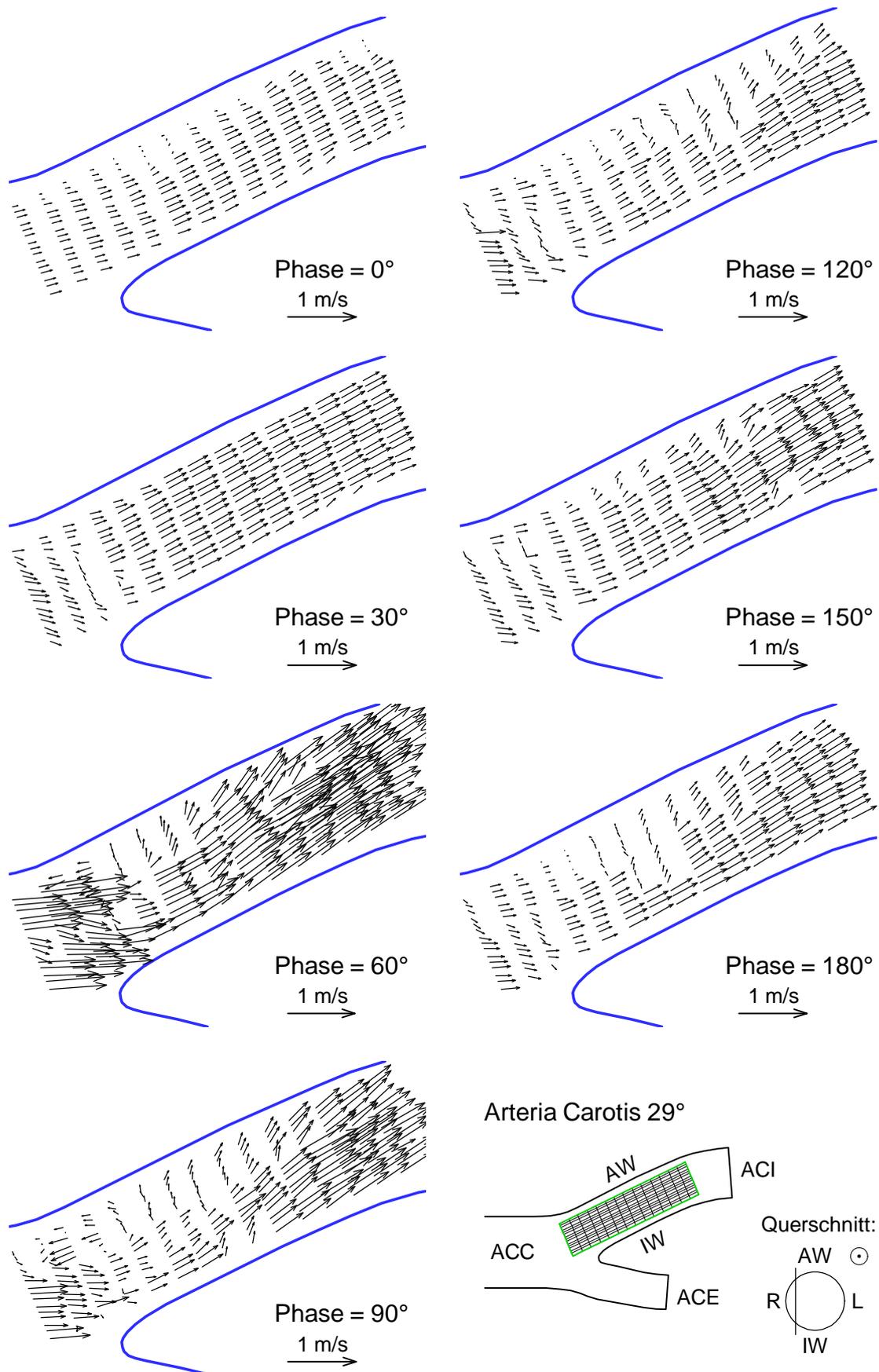


Abb. 18: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC29phys, am rechten Rand) bei pulsierender Strömung ($Re = 250$, $f = 60/\text{min}$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

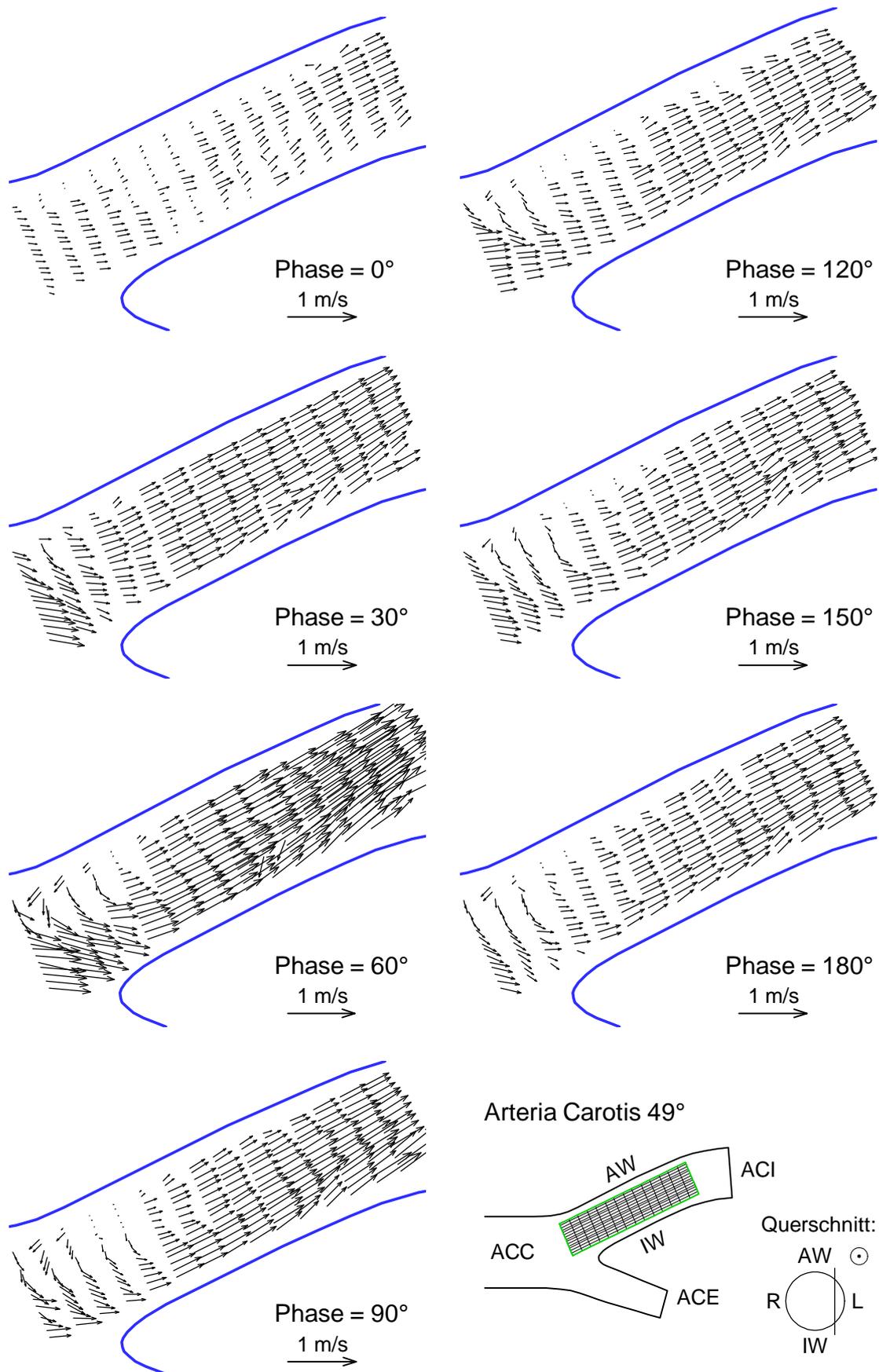


Abb. 19: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC49phys, am linken Rand) bei pulsierender Strömung ($Re = 250$, $f = 60/\text{min}$) gemessen mit dem Farbdopplersystem

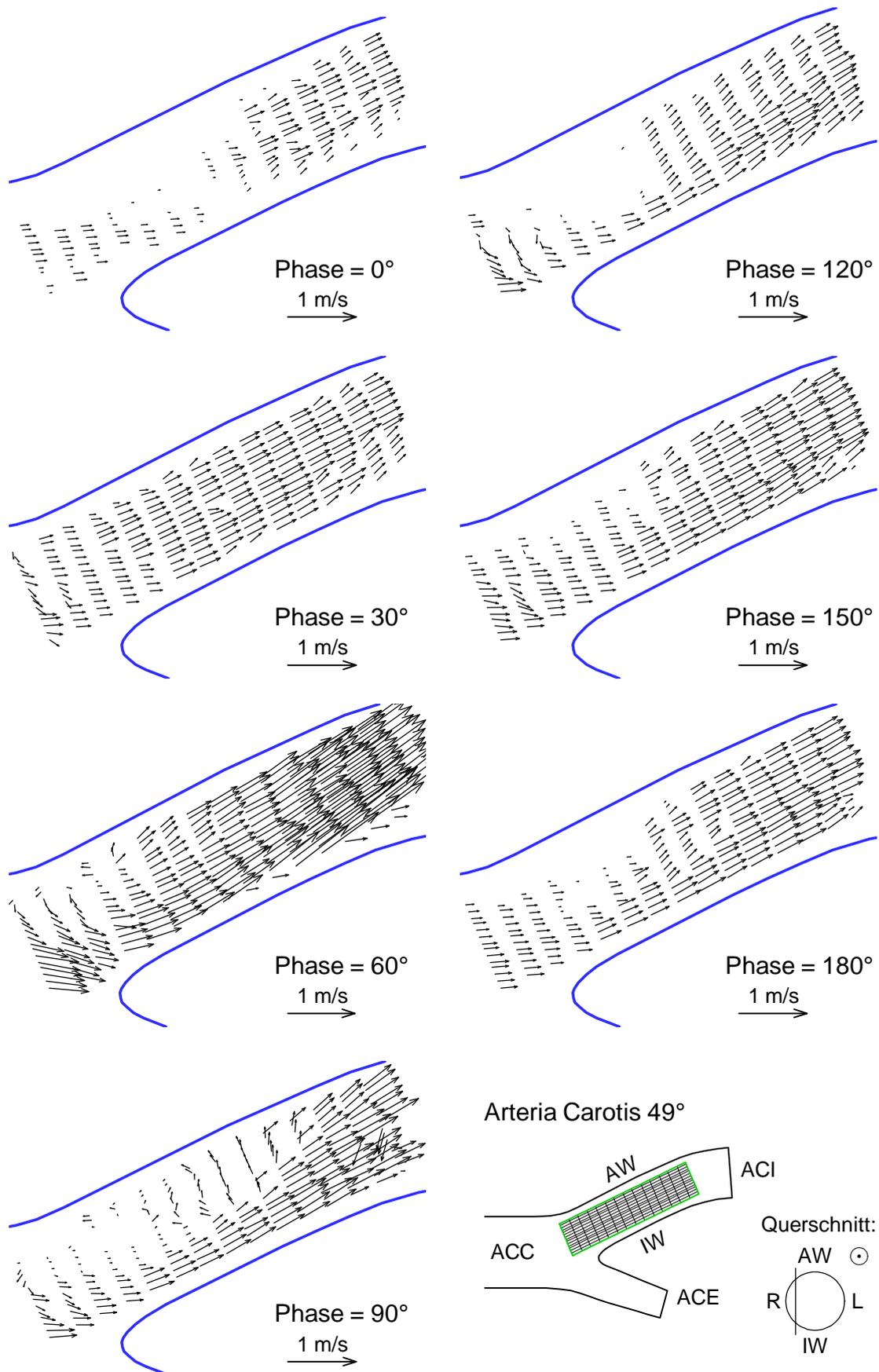


Abb. 20: 2D-Geschwindigkeitsfeld in der ACI (AC49phys, am rechten Rand) bei pulsierender Strömung ($Re = 250$, $f = 60/min$) gemessen mit dem Farbdopplersystem