

Diplomarbeit

Experimentelle Untersuchung der Strömung um Wassertropfen in mit Öl gefüllten Kanälen

zur Erlangung des akademischen Grades
Diplom-Ingenieur (FH)
im Studiengang Verfahrenstechnik

Jens Hettrich

Matr. Nr. 0221466

geboren am 08.06.82

Vefasst im:

Labor für Biofluidmechanik
Klinik für Kardiovaskuläre Chirurgie
Charité – Universitätsmedizin Berlin
Spandauer Damm 130
14050 Berlin

Zeitraum:

01.08.2007 - 30.11.2007

Betreuung:

Dipl.-Ing. Kerstin Schirrmann, Labor für Biofluidmechanik
Prof. Dr. Matthias Rädle, Institut für Betriebsmesstechnik

Vorwort

Diese Arbeit entstand am Labor für Biofluidmechanik der Charité, Klinik für Kardiovaskuläre Chirurgie, in Berlin. Aufgabe des Labors ist es, ingenieurwissenschaftliche Methoden auf Probleme der Medizin anzuwenden. Schwerpunkt ist dabei die Strömungsmechanik in der Medizin. Die Arbeit liefert einen wissenschaftlichen Beitrag zum derzeitigen Forschungsprojekt „Protektive Beatmungskonzepte: Strömungsmechanik und Zellphysiologie in der Alveole und ihren Kapillaren“.

Mein besonderer Dank gilt Frau Dipl.-Ing. Kerstin Schirrmann für die hervorragende Betreuung der Arbeit und für die vielen hilfreichen Denkanstöße in komplizierten Situationen. Mein weiterer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Matthias Rädle, für die freundliche Übernahme der Betreuung seitens der Hochschule Mannheim.

Des Weiteren möchte ich mich bei den Laborleitern Herrn Prof. Dr.-Ing. Klaus Affeld und Herrn Dr.-Ing. Ulrich Kertzsch für das entgegengebrachte Vertrauen und für die Möglichkeit bedanken, meine Diplomarbeit am Labor für Biofluidmechanik anfertigen zu können.

Mein Dank gilt ebenso Herrn Dr.-Ing. Leonid Goubergrits für seine vielen konstruktiven Anregungen. Auch möchte ich mich bei Herrn Dipl.-Ing. André Berthe für die stets hilfreichen Tipps zur Bildbearbeitung sowie Herrn Dipl.-Ing. Jens Pöthke für die Lösung sämtlicher Softwareprobleme bedanken.

Auch danke ich Herrn Peter Scharfschwerdt sowie Herrn Andreas Witte aus der mechanischen Werkstatt für die schnelle und hervorragende Anfertigung der benötigten Bauteile für die Versuchsdurchführungen.

Schließlich möchte ich mich bei allen Mitarbeitern des Biofluidmechaniklabors für ihre kollegiale Mitarbeit und Unterstützung in dieser tollen Zeit bedanken.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit „Experimentelle Untersuchung der Strömung um Wassertropfen in mit Öl gefüllten Kanälen“ selbstständig, unter Zuhilfenahme der angegebenen Hilfsmittel, verfasst habe. Das bearbeitete Thema wurde von mir nicht schon früher im Rahmen einer anderen Arbeit behandelt oder an anderer Stelle als Prüfungsarbeit abgegeben.

Berlin, den 30.11.2007

Jens Hettrich

Abkürzungen und Formelzeichen

Abkürzungen

ASCII	American Standard Code for Information Interchange
CCD	Charge Coupled Device, Ladungsspeicherelement in digitalen Kameras
DIN	Deutsches Institut für Normung
FPS	Frames Per Second, Bildanzahl pro Sekunde
IA	Interrogation Area, Untersuchungsfenster
PC	Personal Computer
PIV	Particle Image Veloimetry, optisches Strömungsmessverfahren
PMMA	Polymethylmethacrylat
PVC	Polyvinylchlorid
RAM	Random Access Memory, Speicher mit wahlfreiem Zugriff
USB	Universal Serial Bus

Formelzeichen

Symbol	Einheit	Bedeutung
A_1	m^2	Querschnittsfläche an der Stelle 1
A_2	m^2	Querschnittsfläche an der Stelle 2
A_K	m^2	Kanalquerschnittsfläche
b	m	Bildweite
d	m	charakteristischer Durchmesser
d_a	mm	Außendurchmesser
d_i	mm	Innendurchmesser
d_{Kap}	μm	Kapillardurchmesser
d_p	μm	Partikeldurchmesser
$d_{p,min}$	μm	minimaler Partikeldurchmesser
\bar{d}_p	μm	mittlerer Partikeldurchmesser
d_K	mm	Kanaldurchmesser
du	m	Änderung der wandparallelen Geschwindigkeit
dy	m	Änderung des Wandabstandes
d_T	mm	Wassertropfendurchmesser
f	cm	Brennweite

g	m	Gegenstandsweite
I	mA	Stromstärke
k_1	mm/px	Umrechnungsfaktor der Hochgeschwindigkeits-CCD-Kamera
k_2	mm/px	Umrechnungsfaktor der USB-Kamera
l	m	charakteristische Länge
l_E	mm	Einlauflänge
l_T	mm	Wassertropfenlänge
m_p	g	Partikelmasse
M	-	Abbildungsmaßstab
n	-	Brechungsindex
n_{Luft}	-	Brechungsindex von Luft
$n_{\text{Öl}}$	-	Brechungsindex von Öl
n_{PVC}	-	Brechungsindex von PVC
n_{Silikon}	-	Brechungsindex von Silikon
n_{Wasser}	-	Brechungsindex von Wasser
p_1	Pa	Druck an der Stelle 1
p_2	Pa	Druck an der Stelle 2
Δp	Pa	Druckdifferenz
P	mW	Ausgangsleistung
r	mm	Kanalradius
R	%	Reflexionsvermögen
R_A	-	Autokorrelation
R_C	-	Korrelationsbeitrag durch den Hintergrund
R_D, R_{D+}, R_{D-}	-	Korrelationsbeitrag durch Abbildungen identischer Partikel
R_F	-	Korrelationsbeitrag durch Abbildungen zufällig verteilter Partikel
R_K	-	Kreuzkorrelation
R_p	-	Korrelationsbeitrag durch Selbstabbildung
Re	-	Reynoldszahl
Re_{Bl}		Reynoldszahl der Blutströmung in den Lungenkapillaren
Re_{krit}	-	kritische Reynoldszahl
s	mm	Wandstärke
t_1	s	Zeitpunkt der ersten Aufnahme
t_2	s	Zeitpunkt der zweiten Aufnahme

Δt	s	Zeit zwischen den beiden Aufnahmen
T	°C	Temperatur
U	V	Spannung
$v_i(t)$	m/s	Geschwindigkeit in Richtung ,i‘ in Abhängigkeit von der Zeit t
\bar{v}	m/s	mittlere Rohrströmungsgeschwindigkeit
\bar{v}_1	m/s	mittlere Rohrströmungsgeschwindigkeit an der Stelle 1
\bar{v}_2	m/s	mittlere Rohrströmungsgeschwindigkeit an der Stelle 2
\bar{v}_{Bl}	$\mu\text{m/s}$	mittlere Strömungsgeschwindigkeit von Blut in einer Kapillare
$\bar{v}_{Öl}$	mm/s	mittlere Rohrströmungsgeschwindigkeit von Öl
v_{\max}	m/s	maximale Rohrströmungsgeschwindigkeit
$v_{Öl,\max}$	mm/s	maximale Rohrströmungsgeschwindigkeit von Öl
\dot{V}	m^3/h	Volumenstrom
\dot{V}_1	m^3/h	Volumenstrom an der Stelle 1
\dot{V}_2	m^3/h	Volumenstrom an der Stelle 2
$V_{Öl}$	m^3	Ölvolumen
$\dot{V}_{Öl}$	ml/h	Ölvolumenstrom
V_T	μl	Wassertropfenvolumen
Δx_i	px	Verschiebung in Richtung ,i‘
β	g/ml	Massenkonzentration
δ	mm	Laserschnittdicke
η	mPas	dynamische Viskosität
$\eta_{Öl}$	mPas	dynamische Viskosität von Sonnenblumenöl
η_{Pl}	mPas	dynamische Viskosität von Blutplasma
λ	μm	Wellenlänge
ρ	g/cm^3	Dichte
ρ_{Bl}	kg/m^3	Dichte von Blut
$\rho_{Öl}$	kg/m^3	Dichte von Sonnenblumenöl
ρ_P	g/cm^3	Dichte der Partikel
τ	N/m^2	Schubspannung
Ψ	Grad	Streuwinkel

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	I
Eidesstattliche Erklärung	II
Abkürzungen und Formelzeichen	III
1 Zusammenfassung	1
2 Einleitung	3
2.1 Zielsetzung der Arbeit	4
2.2 Gliederung der Arbeit.....	4
3 Grundlagen	5
3.1 Physikalische und technische Grundlagen	5
3.1.1 Fluide.....	5
3.1.2 Laminare und turbulente Strömung.....	6
3.1.3 Hagen-Poiseuille-Strömung	7
3.2 Physiologische und medizinische Grundlagen.....	8
3.2.1 Eigenschaften des Blutes.....	8
3.2.2 Blutkreislauf.....	9
3.2.3 Blutströmung in den Lungenkapillaren.....	10
4 Particle Image Velocimetry	11
4.1 Prinzip	11
4.2 Lichtquelle.....	12
4.3 Partikel	13
4.4 Aufnahmesystem.....	14
4.5 Auswertemethoden.....	14
5 Beschreibung des Versuchsstands	17
5.1 Anordnung des Untersuchungskanal.....	17
5.1.1 PVC-Schlauch	18
5.1.2 PVC-Schlauch im Wasserbad	18
5.1.3 Silikonmodell	18
5.2 Pumpe.....	20
5.3 Lichtquelle.....	20
5.4 Partikel	22
5.4.1 AGSL 150-30 Partikel.....	22
5.4.2 Conduct-O-Fil [®] Partikel.....	22
5.5 Aufnahmesystem.....	22
5.5.1 Objektiv	22
5.5.2 CCD-Kamera.....	22
5.5.3 USB-Kamera	23
5.6 Auswertemethode.....	24

6	Charakterisierung und Optimierung des Systems anhand der Ölströmung.....	25
6.1	Theoretische Ölströmung	25
6.2	Experimente mit der Ölströmung.....	26
6.2.1	Vorgehensweise	26
6.2.2	Ölströmung mit AGSL 150-30 Partikel	27
6.2.3	Ölströmung mit Conduct-O-Fil [®] Partikel	28
6.2.4	Ölströmung mit gesiebten Conduct-O-Fil [®] Partikel	31
6.2.5	Preprocessing	36
6.2.6	Fehlerbetrachtung der Ölströmung.....	38
7	Untersuchung von Wassertropfen in der Ölströmung	40
7.1	Untersuchung eines Einzeltropfens	40
7.1.1	Wassertropfenherstellung.....	40
7.1.2	Versuchsdurchführung	41
7.1.3	Preprocessing	42
7.1.4	Auswertung	44
7.1.5	Postprocessing	46
7.2	Untersuchung des vollständigen Blutmodells	48
7.2.1	Wassertropfenherstellung.....	48
7.2.2	Versuchsdurchführung	49
8	Ergebnisse	50
8.1	Einzeltropfen	50
8.2	Vollständiges Blutmodell	56
9	Diskussion	58
9.1	Einzeltropfen	58
9.2	Vollständiges Blutmodell	60
9.3	Allgemeine Diskussion	61
	Literaturverzeichnis.....	63
	Abbildungsverzeichnis	65
	Tabellenverzeichnis	67
	Anhangsverzeichnis.....	68

1 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit strömungstechnischen Untersuchungen von Wassertropfen in mit Öl gefüllten Kanälen. Die Wassertropfen in Öl stellen ein Modell im Maßstab von ca. 360:1 für das menschliche Blut dar. Die Ergebnisse der Wassertropfenuntersuchung lassen Rückschlüsse auf das Fließverhalten der roten Blutkörperchen in den Lungenkapillaren zu.

Ausgangspunkt der Arbeit sind vorangegangene Versuche im Labor mit der Particle Image Velocimetry an größeren Kanälen. Die Particle Image Velocimetry ist ein auf Partikelverfolgung basierendes optisches Messverfahren um Strömungen zu bestimmen. Die Erfahrungen der Messmethode an den größeren Kanälen werden genutzt und auf den vorhandenen kleinen Kanal im Silikonmodell übertragen. Durch Optimierungsversuche werden die benötigten Parameter für die Messung festgestellt. Hierbei werden hauptsächlich die Probleme der Partikelwahl und der Partikelkonzentration gelöst. Die Optimierung geschieht durch die Betrachtung der bekannten einfachen Ölströmung. Anschließend werden der Ölströmung einzelne Wassertropfen hinzu gegeben und die Ölphase untersucht. Untersuchungen einer solchen Mehrphasenströmung zeigen eine hohe Komplexität auf, denn im Vergleich mit z. B. Versuchen an Blasensäulen, bei der sich die Gasblasen in einer ruhenden Umgebung bewegen, sind beide Phasen in Bewegung. Durch einen geeigneten Auswerteprozess, bei dem die einzelnen Bilder der Kameraaufnahmen vor der Auswertung verschoben werden, gelingt es das Strömungsfeld um einen bewegten Wassertropfen darzustellen. Nach der Versuchsdurchführung mit einem konstanten Volumenstrom werden weitere Versuche durchgeführt, bei denen der Volumenstrom variiert wird. Nach der Durchführung der Einzeltropfenversuche, wird das vollständige Blutmodell untersucht, indem der Ölphase kontinuierlich aufeinander folgende Wassertropfen hinzu gegeben werden.

Das Ergebnis der Arbeit ist die Darstellung der Strömungsfelder um bewegte Wassertropfen in einer Ölströmung. Die Darstellung erfolgt mittels Vektorbildern, bei denen die Verschiebungen um den Tropfen aufgezeigt werden. Die Ergebnisse der Umströmung des Einzeltropfens ergeben, dass im Bereich des Tropfens die höchsten Geschwindigkeiten in der Nähe der Kanalwand vorherrschen. Durch diese höheren Geschwindigkeiten verstärken sich auch deren Schubspannungskräfte. Es ist ersichtlich, dass sich in geringer Entfernung vom Tropfen wieder die nahezu ungestörte Ölströmung einstellt, bei der geringe Geschwindigkeiten in Wandnähe auftreten. Bei der Betrachtung vieler Tropfen in der Ölströmung zeigt sich, dass sich die ungestörte Ölströmung zwischen den Tropfen kaum einstellt. Auch hier

treten die maximalen Geschwindigkeiten in der Nähe der Kanalwand im Bereich der Tropfen auf. Durch die gestörte Ölströmung zwischen den Tropfen kommt es jedoch zu höheren Geschwindigkeiten in der Nähe der Kanalwand als bei der ungestörten Ölströmung und damit zu höheren Schubspannungen. Das bedeutet, dass durch die Tropfenfolge ein anderer Einfluss auf die Wand ausgeübt wird, als bei einem Einzeltropfen. Auch beeinflussen nachfolgende Tropfen die relativen Verschiebungen hinter einem Tropfen, denn die Vektordarstellungen der relativen Verschiebungen zeigen beim vollständigen Blutmodell Wirbelstrukturen zwischen den Tropfen. Bei der Einzeltropfenbetrachtung kommt es bei den relativen Vektordarstellungen zu keiner Wirbelbildung. Die Erkenntnisse der Umströmung der Wassertropfen können auf das Blut übertragen werden, bei dem es durch die Strömung der roten Blutkörperchen in den Lungenkapillaren, ebenfalls zu Schubspannungssteigerungen kommt. Jedoch ist das Auflösungsvermögen der benutzten Particle Image Velocimetry Methode begrenzt, so dass die Geschwindigkeiten zwischen Tropfenrand und Kanalwand nicht gemessen werden können. Aussagen über den Rand der Kanalwand können deswegen nicht quantitativ sondern nur qualitativ erfolgen.

2 Einleitung

Die moderne Medizin ermöglicht es Menschen künstlich zu beatmen, die nicht mehr selbstständig atmen können. Die Atemarbeit wird dabei von medizintechnischen Apparaten, den Beatmungsgeräten, verrichtet. Ein grundsätzlicher Unterschied von physiologischer Atmung und maschineller Beatmung zeigt sich unter anderem in der Inspirationsphase. Während bei der Atmung das Innenvolumen des Brustkorbes durch die Kontraktion des Zwerchfells steigt und sich ein Unterdruck aufbaut, erzeugt das Beatmungsgerät einen Überdruck und drückt das Atemgas in die Lunge. Der künstlich aufgebaute Druck kann zu Schädigungen des Lungengewebes führen. Um den Schädigungen der mechanischen Beatmung entgegenzuwirken, beschäftigt sich die medizinische Forschung mit protektiven Beatmungsstrategien. Um einen besseren Heilungsverlauf gewährleisten zu können, werden die Nebenwirkungen des Beatmungsdrucks bei gleichzeitiger Aufrechterhaltung des Stofftransports minimiert. Hierzu ist es notwendig, die physiologischen Vorgänge des Körpers zu kennen und seine Komplexität zu begreifen. Um die mechanischen und strömungstechnischen Vorgänge bei der Atmung genauer zu verstehen, müssen Größen wie Zug-, Druck- und Schubspannung, die an den Zellen im alveolarkapillaren Bereich wirken, untersucht werden. Die roten Blutkörperchen (Erythrozyten) üben eine mechanische Belastung auf die Lungenkapillaren aus. Um die instationären Strömungsvorgänge des Blutplasmas und der Erythrozyten in den Lungenkapillaren zu erforschen, können Versuche an Modellen stattfinden. Durch eine Vergrößerung der Modelle kann die Durchführung der Messungen beträchtlich vereinfacht werden.

Die Mehrphasenströmung ist die am häufigsten auftretende Strömungsform in Natur und Technik [Oer01]. Blut ist ein Fluid, das sich aus zwei Phasen zusammensetzt: dem Blutplasma und den zellulären Bestandteilen. Strömendes Blut entspricht folglich einer Zweiphasenströmung. Das Modell der zu untersuchenden Zweiphasenströmung muss ähnliche Eigenschaften wie das strömende Blut besitzen, damit dessen Messergebnisse auf das Fließverhalten der Erythrozyten im Blutplasma in den Lungenkapillaren übertragen werden kann. Vorhergegangene Versuche im Labor haben gezeigt, dass sich Sonnenblumenöl und Wassertropfen als Blutmodell hervorragend eignen.

2.1 Zielsetzung der Arbeit

Ziel der Arbeit ist es, die Strömung um einen Wassertropfen in einem mit Öl befüllten Kanal zu untersuchen. Mit der Strömungsmessmethode Particle Image Velocimetry soll das Geschwindigkeitsfeld um den Tropfen gemessen und ausgewertet werden. Bisher wurden im Labor für Biofluidmechanik Untersuchungen mit der Particle Image Velocimetry Methode nur an größeren Kanälen durchgeführt, so dass es zu einer Systemanpassung an einen Kanal mit einem kleinen Durchmesser kommen soll. Nach dem Schlüsselexperiment, der Durchführung der Messung an einem Einzeltropfen, können Parameter wie der Volumenstrom verändert werden. Die Untersuchungen dienen dazu, die Schubspannungen, die bei einer solchen Zweiphasenströmung auftreten, besser zu verstehen. Die zu untersuchende Zweiphasenströmung der Wassertropfen in Öl entspricht in ihrer Gesamtheit einem Nicht-Newton'schen Fluid und stellt deshalb in ihrer Betrachtungsweise eine besondere Herausforderung dar.

2.2 Gliederung der Arbeit

Zunächst wird ein kurzer Überblick über die physikalischen und medizinischen Grundlagen gegeben. Anschließend folgt die allgemeine Beschreibung der verwendeten Strömungsmessmethode. Die Particle Image Velocimetry wird kurz in ihrem Prinzip erklärt und die beteiligten Komponenten aufgezeigt.

Im konstruktiven Abschnitt dieser Arbeit wird ein geeigneter Versuchstand aufgebaut, der es ermöglicht, die Strömung um Wassertropfen in Öl zu untersuchen. Die eingesetzten Komponenten, die zur Untersuchung notwendig sind, werden ausführlich beschrieben. Anschließend kommt es zur Optimierung des vorhandenen Systems, indem Messungen mit der Ölströmung durchgeführt werden.

Im Hauptteil der Arbeit wird beschrieben, wie die Messungen der Strömung um Wassertropfen in Öl durchgeführt werden. Hierbei wird der Volumenstrom zuerst konstant eingestellt und später variiert. Nach den Einzeltropfenversuchen werden viele Tropfen hintereinander im Kanal untersucht. Dieser Versuch stellt die Untersuchung des vollständigen Blutmodells dar.

Den Abschluss der Arbeit bilden die Darstellungen der experimentellen Ergebnisse und deren Diskussion.

3 Grundlagen

3.1 Physikalische und technische Grundlagen

Im folgenden Kapitel werden die physikalischen und technischen Grundlagen dargelegt, die für die strömungstechnische Untersuchung von Fluiden relevant sind.

3.1.1 Fluide

Nach DIN 5492 wird unter einem Fluid eine Flüssigkeit, ein Gas oder ein Dampf verstanden, also ein nicht festes Kontinuum, auf das die Gesetze der Fluidmechanik anwendbar sind. Ein Kontinuum ist ein gedehnter Bereich, der keine bzw. wenige ausgezeichnete Punkte hat, z. B. an seinen Rändern, also ein Gebiet mit theoretisch unendlich vielen Freiheitsgraden [Sig05]. Es wird unterschieden in Newtonsche Fluide und Nicht-Newtonsche Fluide (siehe Abbildung 3.1). Bei den Newtonschen Fluiden, zu denen die meisten reinen Flüssigkeiten und Gase gehören, ist die Schubspannung τ proportional zur Schergeschwindigkeit du/dy . Die Schergeschwindigkeit bildet sich aus dem Quotienten der Änderung der wandparallelen Geschwindigkeit und der Änderung des Wandabstands. Die dynamische Viskosität η ist ein stoffbezogener Proportionalitätsfaktor und ein Maß für die Verschiebbarkeit der Fluidteilchen gegeneinander.

$$\tau = \eta \frac{du}{dy} \quad (3.1)$$

Von einem Nicht-Newtonschen Fluid wird gesprochen, wenn die Viskosität abhängig ist von der Schubspannung. Dieses Verhalten wird auch als anomalviskos bezeichnet. Der lineare Zusammenhang von Gleichung (3.1) ist nicht mehr gegeben und es ergibt sich eine nicht-lineare Abhängigkeit, wie sie in Gleichung (3.2) dargestellt ist.

$$\eta = f(\tau) \quad (3.2)$$

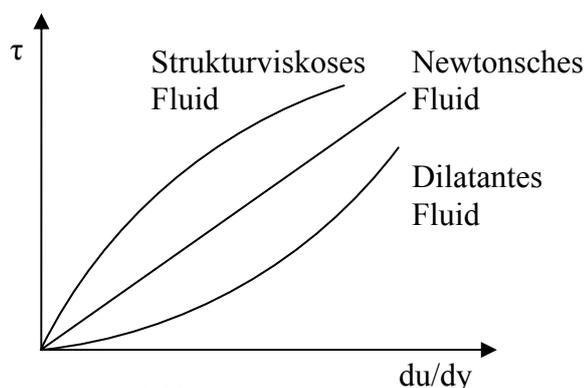


Abb. 3.1 Fluidarten

3.1.2 Laminare und turbulente Strömung

Führen die leicht verschiebbaren Teilchen eines Fluids eine gerichtete Bewegung aus, so wird von einer Strömung gesprochen. Für eine stationäre inkompressible Rohrströmung gilt die Kontinuitätsgleichung (3.3). Diese besagt, dass der Volumenstrom an jeder Stelle des Rohres gleich groß ist. Der jeweilige Volumenstrom errechnet sich aus dem Produkt der Rohrquerschnittsfläche A und der mittleren Rohrströmungsgeschwindigkeit \bar{v} .

$$\dot{V}_1 = \dot{V}_2 = A_1 \cdot \bar{v}_1 = A_2 \cdot \bar{v}_2 \quad (3.3)$$

Das Verhältnis der Trägheitskräfte zu den Zähigkeitskräften in einem Newtonschen Fluid wird Reynolds-Zahl genannt.

$$\text{Re} = \frac{\text{Trägheitskräfte}}{\text{Zähigkeitskräfte}} \quad (3.4)$$

Die Reynoldszahl ist eine wichtige Kenngröße für die Beschreibung und die Ähnlichkeit von Strömungsverhältnissen. Sie charakterisiert die Strömungsform und bestimmt deshalb die Übertragbarkeit von Messergebnissen auf andere Verhältnisse. Hierbei ist zu beachten, dass die Geometrien von Modell und Original ähnlich sind und die Variablen des Modellprozesses in einer festen Beziehung zu den Variablen des Originalprozesses stehen. Es ergibt sich die Reynolds-Gleichung (3.5). Charakteristische Längen und Geschwindigkeiten kennzeichnen die jeweiligen Strömungen.

$$\text{Re} = \frac{\bar{v} \cdot \rho \cdot d}{\eta} \quad (3.5)$$

Bei der laminaren Rohrströmung strömt das Fluid in Schichten, die sich nicht vermischen und das radiale Rohrströmungsprofil entspricht einer Parabel. Bei der turbulenten Rohrströmung kommt es zu einer sehr starken Vermischung der Schichten (siehe Abbildung 3.2).

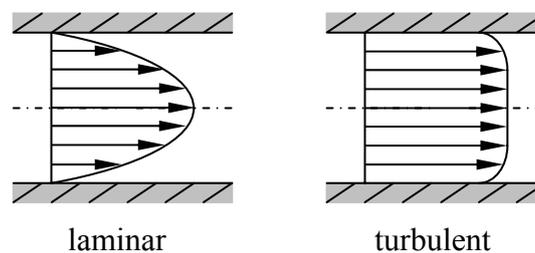


Abb. 3.2 Geschwindigkeitsverteilung der laminaren und turbulenten Rohrströmung

Bei der Rohrströmung liegt der laminar-turbulente Übergang bei der kritischen Reynoldszahl von $\text{Re}_{\text{krit}}=2300$ [Oer01, SG06]. Dieser Wert soll nicht als feste Grenze aufgefasst werden, sondern dient als maßgebende Größe innerhalb des laminar-turbulenten Umschlagbereichs.

3.1.3 Hagen-Poiseuille-Strömung

Die ausgeprägte laminare Rohrströmung wird auch Hagen-Poiseuille-Strömung genannt. Der Volumenstrom einer laminaren und stationären Strömung eines Newtonsches Fluids in einem starren zylindrischen Rohr, mit dem Radius r und der Länge l , lässt sich mit dem Hagen-Poiseuille-Gesetz (3.6) berechnen.

$$\dot{V} = \frac{\Delta p \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot l} \quad (3.6)$$

Das Hagen-Poiseuille-Gesetz zeigt, dass der Volumenstrom proportional zur Druckdifferenz an den Enden und der vierten Potenz des Rohrrinnenradius ist. Die Abbildung 3.3 stellt die Hagen-Poiseuille-Strömung dar.

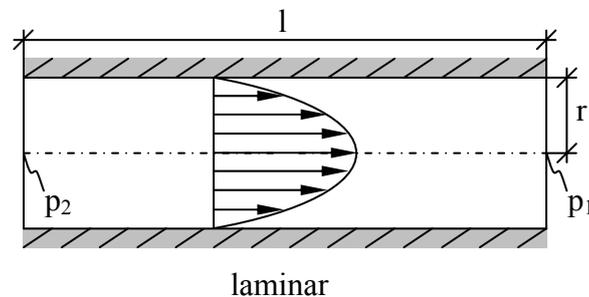


Abb. 3.3 Hagen-Poiseuille-Strömung

Liegt eine Hagen-Poiseuille-Strömung vor, so ergibt sich die maximale Rohrströmungsgeschwindigkeit v_{\max} in der Mitte des Rohres durch Gleichung (3.7).

$$v_{\max} = 2 \cdot \bar{v} \quad (3.7)$$

Abbildung 3.4 zeigt die Geschwindigkeitsverteilungen der Hagen-Poiseuille-Strömung. An den Rändern gilt die Stokes'sche Wandhaftbedingung, bei denen die Geschwindigkeiten der Strömung alle identisch gleich null sind. Die Maximalgeschwindigkeit befindet sich in der Mitte des Rohres.

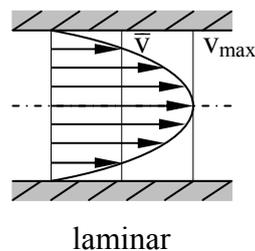


Abb. 3.4 Geschwindigkeitsverteilungen der Hagen-Poiseuille-Strömung

3.2 Physiologische und medizinische Grundlagen

Dieses Kapitel beschäftigt sich mit der Zusammensetzung und mit den Eigenschaften von Blut. Dabei wird speziell der Einfluss der Erythrozyten auf das Fließverhalten des Blutes behandelt. Anschließend wird der Blutkreislauf beschrieben und die Blutströmung in den Lungenkapillaren hinsichtlich ihrer Strömungsform charakterisiert.

3.2.1 Eigenschaften des Blutes

Erwachsene besitzen ca. 5-6 l Blut, das aus Blutplasma und Blutzellen besteht. Das Blutplasma ist eine wässrige Lösung, in der Proteine und Ionen gelöst sind. Der Zellanteil wird mit Hämatokrit bezeichnet, wobei der Normalwert von ca. 45 % je nach Alter, Geschlecht und gesundheitlicher Verfassung variiert. Tabelle 3.1 zeigt die im Blut enthaltenen Zellarten und deren mittlere Konzentration.

Tab. 3.1 Blutzellen und deren mittlere Konzentration

Zellart	Anzahl pro μl Blut
Erythrozyten	$4,5-5 \cdot 10^6$
Thrombozyten	$0,15-0,3 \cdot 10^6$
Leukozyten	$4-10 \cdot 10^3$

Das Blutplasma ist eine Newtonsche Flüssigkeit, deren Viskosität bei 37°C etwa $1,2 \cdot 10^{-3}$ Pas beträgt. Das Blut als Ganzes hingegen ist ein Nicht-Newtonsches Fluid. Es gehört zur Gruppe der strukturviskosen Suspensionen, die bei abnehmender Schubspannung mit zunehmender Zähigkeit gekennzeichnet sind. Blut verhält sich bei hohen Fließgeschwindigkeiten weniger wie eine Zellsuspension sondern vielmehr wie eine Emulsion. Das Blut besitzt in schnellen Strömungen eine Viskosität von ca. $4 \cdot 10^{-3}$ Pas und wirkt dementsprechend dünnflüssig. In langsameren Strömungen mit geringeren Schubspannungen kommt es zu einem deutlichen Viskositätsanstieg. Dies geschieht, weil die Erythrozyten, aneinander haften und Ketten bilden. Die Erythrozytenagglomeration wird auch Geldrollenbildung genannt.

Der Gefäßdurchmesser beeinflusst ebenfalls die Blutviskosität. Das Minimum der Viskosität tritt bei einem Durchmesser von $d=4-10 \mu\text{m}$ auf und ist in etwa nur noch 10-15 % höher als die Viskosität des Blutplasmas bei 37°C . Hier wirkt der Fahraeus-Lindqvist-Effekt, der die scheinbare Abnahme der Viskosität bei abnehmendem Gefäßdurchmesser erklärt: In

englumigen Kapillargefäßen werden die Erythrozyten durch den Geschwindigkeitsgradienten in Wandnähe in Rotation versetzt und strömen in die Gefäßmitte (Axialmigration). Es kommt zu einer Verminderung der Zellkonzentration in den wandnahen Strömungsschichten, was dem Energieverlust durch Reibung an der Wand entgegenwirkt.

Sowohl der flüssige Zellinhalt als auch die leicht verformbare Membran der Erythrozyten sind in der Lage, äußeren Kräften nachzugeben. In den Lungenkapillaren kommt es zu einer pantoffelähnlichen Verformung der sonst bikonkaven Erythrozyten. Diese Anpassung an die Strömung vermeidet Rotationsbewegungen der ganzen Zelle und trägt wiederum dazu bei, Reibungsverluste zu minimieren. Das Verhalten der Erythrozyten, sich an Strömungen anzupassen, ist dem von Flüssigkeitstropfen (z. B. in einer Emulsion) sehr ähnlich [Bus82]. Die Erythrozyten sind für den Sauerstofftransport von der Lunge ins Gewebe verantwortlich. Die Sauerstoffanbindung erfolgt an das Protein Hämoglobin, aus denen die roten Blutkörperchen hauptsächlich bestehen.

3.2.2 Blutkreislauf

Der Wärme- und Stofftransport in Lebewesen erfolgt meist in Kreisläufen. Beim Menschen übernimmt der Blutkreislauf, ein Gefäßsystem aus Arterien und Venen, diese entscheidende Aufgabe. Der Blutkreislauf besteht aus zwei Teilkreisläufen, dem Körperkreislauf und dem Lungenkreislauf. Zwei bedeutende Organe die im Blutkreislauf eingebunden sind, sind das Herz und die Lunge. Das Herz verbindet die beiden Teilkreisläufe miteinander und setzt das Blut durch seine Pumpfunktion in Bewegung. In der Lunge findet durch Diffusion der Gasaustausch zwischen der eingeatmeten Atmosphärenluft und dem Blut statt. Die treibende Kraft dabei ist die Differenz der Partialdrücke von Sauerstoff und Kohlenstoffdioxid zwischen dem Alveolarraum und dem Kapillarblut [Pip07].

Der Körperkreislauf beginnt am Herzen mit der Aorta, die sich in viele Arterien aufspaltet. Am Ende dieser Arterien befinden sich die Arteriolen die in die Körperkapillaren übergehen. Dort gibt das Blut den Sauerstoff an die Körperzellen ab und nimmt von diesen das Kohlenstoffdioxid auf. Nach den Körperkapillaren wird das Blut in den Venen gesammelt und es kommt zum Rückfluss durch das venöse System zum Herzen. Hier beginnt nun der Lungenkreislauf, bei dem das Blut durch die Lungenarterien zu den Lungenkapillaren gelangt. Dort gibt das Blut das Kohlenstoffdioxid ab und nimmt den frischen Sauerstoff der eingeatmeten Luft auf. Durch die Lungenvene fließt das Blut zurück zum Herzen und kann wieder in den Körperkreislauf eintreten.

3.2.3 Blutströmung in den Lungenkapillaren

Um die Blutströmung in den Lungenkapillaren, später in den Ausführungen nur noch als Kapillaren bezeichnet, zu charakterisieren, wird deren Reynoldszahl ermittelt. Aufgrund der in Kapitel 3.2.1 dargestellten Tatsache, dass die Blutviskosität in den Kapillaren fast annähernd der Viskosität des Blutplasmas entspricht, wird mit der Viskosität des Blutplasmas gerechnet. Folgende Werte, für die Kapillaren und das Kapillarblut, werden in die Reynolds-Gleichung (3.5) eingesetzt:

$$d_{\text{Kap}} = 7 \mu\text{m} \quad [\text{Bus82, Oer01}]$$

$$\eta_{\text{Pl}} = 1,2 \text{mPas} \quad [\text{Bus82, KS94}]$$

$$\bar{v}_{\text{Bl}} = 4 \mu\text{m/s} \quad [\text{Bus82}]$$

$$\rho_{\text{Bl}} = 1056,25 \text{kg/m}^3 \quad [\text{Gei62}]$$

Es ergibt sich eine Reynoldszahl von $Re_{\text{Bl}} = 0,025$ für die Blutströmung in den Kapillaren. Diese liegt deutlich unter der kritischen Reynoldszahl im Rohr von $Re_{\text{krit}} = 2300$. Die vorherrschende Strömungsform in den Kapillaren entspricht einer Hagen-Poiseuille-Strömung.

4 Particle Image Velocimetry

Die Particle Image Velocimetry Methode, im Folgenden abgekürzt mit PIV, ist ein Messverfahren zur Untersuchung instationärer Strömungen mittels Lichtschnittverfahren. Mit Hilfe der PIV kann ein gesamtes Strömungsfeld in einer Ebene bestimmt werden, ohne die Strömungseigenschaften wesentlich zu verändern.

Im folgenden Abschnitt wird das Prinzip der PIV kurz erläutert und die an der Messung beteiligten Komponenten beschrieben. Anschließend folgt die ausführliche Beschreibung der Auswertemethoden.

4.1 Prinzip

Das Prinzip der PIV beruht auf der Verfolgung von Partikeln, die einem Fluid beigesetzt werden. Die Strömung wird mit Hilfe einer Lichtquelle in einer dünnen Ebene belichtet und von einer dazu senkrecht positionierten Kamera aufgezeichnet.

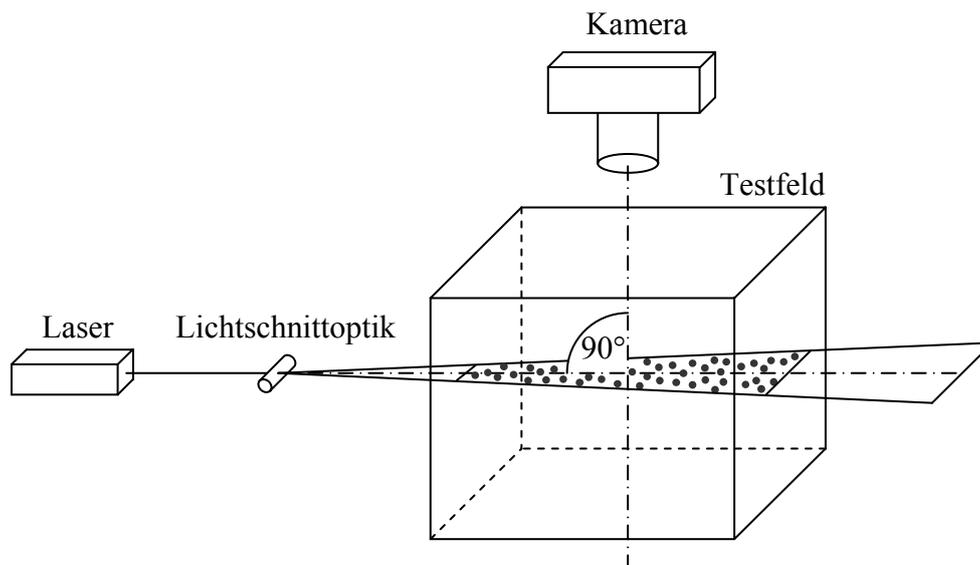


Abb. 4.1 Einfacher Versuchsaufbau einer PIV-Messung

Die eingesetzten Partikel streuen das einfallende Licht und erscheinen als helle Punkte in der Aufnahme. Aus den Partikelkoordinaten zweier aufeinander folgender Kameraaufnahmen zu den Zeiten t_1 und t_2 lässt sich die Verschiebung der einzelnen Partikel durch Korrelationstechnik berechnen. Abbildung 4.2 zeigt schematisch zwei aufeinander folgende Kameraaufnahmen, bei der die Partikel um den Betrag der Verschiebung Δx_i verschoben sind.

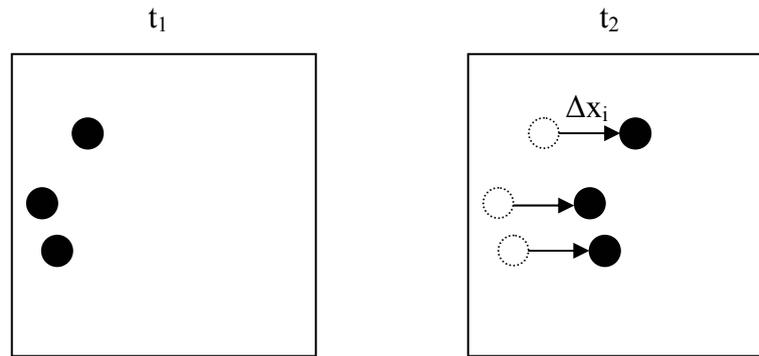


Abb. 4.2 Partikelabbildungen zu zwei verschiedenen Zeiten

Anhand der Partikelverschiebung Δx_i und dem Zeitabstand $\Delta t = t_2 - t_1$ zwischen den aufgezeichneten Bildern lässt sich die Geschwindigkeit $v_i(t)$ der Partikel berechnen. Der zeitliche Abstand Δt zwischen den beiden einzelnen Aufnahmen sollte so gewählt werden, dass die räumlichen Abstände Δx_i zwischen den sich entsprechenden Teilchenbildern einerseits klein genug gegen die aufzulösenden Strömungsstrukturen sind und andererseits groß genug, um eine hinreichend genaue Abstandsbestimmung zu ermöglichen [Sch99]. In die Berechnung fließt außerdem der Abbildungsmaßstab M ein, der das Verhältnis zwischen der Bildweite b zur Gegenstandsweite g angibt und somit dem Verhältnis von Bildgröße zur Objektgröße entspricht.

$$v_i(t) = \frac{1}{M} \cdot \frac{\Delta x_i}{\Delta t} \quad (4.1)$$

4.2 Lichtquelle

Wichtig bei der Wahl einer geeigneten Lichtquelle für die PIV-Messung ist die Intensität der Lichtemission. Diese muss möglichst groß sein, so dass die reflektierenden Partikel in den kurzen Belichtungszeiten der Kamera ein energetisch ausreichendes Lichtsignal zur Verfügung stellen. Meist kommen Laser zum Einsatz, die eine hohe Lichtintensität realisieren können. Der punktförmige Laserstrahl wird mittels Lichtschnittoptik zu einem Lichtschnitt aufgeweitet. Dieser trifft auf das Untersuchungsfeld und beleuchtet die Partikel in der Strömung in einer Ebene. Von Vorteil ist eine geringe Dicke des Lichtschnitts, denn die Dicke ist für die spätere Auswertung von großer Bedeutung.

4.3 Partikel

Da es sich bei der PIV um eine indirekte Messtechnik handelt, bei der nicht die Strömungsgeschwindigkeit des Mediums selbst, sondern die Geschwindigkeit der Partikel im Medium gemessen wird, muss sichergestellt werden, dass diese mit der Strömungsgeschwindigkeit des Mediums übereinstimmt. Die Partikel, auch Tracer genannt, müssen den Strömungslinien des untersuchten Mediums folgen, ohne diese wesentlich zu verändern. Untereinander dürfen die Partikel keine starken Wechselwirkungen besitzen. Die Dichte der Partikel muss in etwa dem des Mediums entsprechen und der Partikeldurchmesser sollte möglichst klein sein. Jedoch müssen die kleinen Partikel eine hinreichende Lichtstreuung erzeugen, damit sie von der Kamera erfasst werden können. Der Mindestpartikeldurchmesser sollte $d_{p,\min} \approx 10 \mu\text{m}$ betragen, damit die Partikel genügend Licht reflektieren [Wes93]. Die größte Genauigkeit bei der Geschwindigkeitsberechnung wird dann erreicht, wenn die Abbildungen der Partikel auf den Bildern Durchmesser von 2-3 px aufweisen und wenn ihre Helligkeitsverteilung einem Gauss-Profil entspricht [Gro02, Hol97]. In dem für die PIV relevanten Bereich von Partikelgrößen von ca. $d_p = 10 \mu\text{m}$, tritt Mie-Streuung auf. Die Streuintensität in diesem Bereich ist abhängig von der Wellenlänge des einfallenden Lichts, dem Brechungsindexunterschied sowie der Partikelgröße. Die Partikel streuen das Licht in alle Raumrichtungen, so dass nicht der Partikel selbst von der Kamera erfasst wird, sondern seine Streukeule. Die größte Streulichtintensität ist charakteristischerweise in Lichtstrahlrichtung gerichtet ($\Psi = 180^\circ$). Jedoch wird bei der PIV die Kamera meist im 90° -Winkel positioniert, was bedeutet, dass die Streulichtausbeute nicht optimal ausgenutzt werden kann.

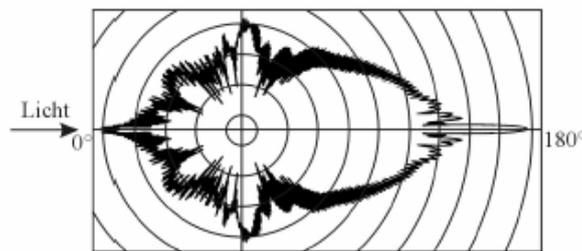


Abb. 4.3 Streukeule durch Mie-Strahlung einer $10 \mu\text{m}$ Glaskugel in Wasser bei einer Lichtwellenlänge von 532 nm [RWK98]

4.4 Aufnahmesystem

Bei PIV-Messungen kommen meist Kameras zur Verwendung, die einen integrierten Charged Coupled Device-Chip (CCD-Chip) besitzen. Der Kamerakopf nimmt schwarz-weiß Bilder auf und speichert diese auf dem CCD-Chip. CCD-Chips sind ladungsgekoppelte Bauelemente und bestehen aus einer Matrix von Fotodioden, die Photonen in elektrische Ladungen umwandeln. Die Elektronen, die durch die Wechselwirkungen der Photonen und den Siliziumatomen entstehen, werden gesammelt und sequenziell über den Ausgang zum Verstärker transportiert.

Der Vorteil von CCD-Kameras gegenüber herkömmlichen Kameras ist deren breite spektrale Empfindlichkeit, d. h. sie verfügen über die Möglichkeit, sowohl lichtschwache Objekte als auch sehr helle Bereiche eines Bildes zu erfassen. Die Kamera arbeitet nach dem Vollbildverfahren (Progressive Scan), bei dem immer ein komplettes Vollbild ausgelesen und an den Prozessor weiter gegeben wird. Jegliche Bildinformationen fallen digital an, was für die anschließende Auswertung mit Hilfe der Korrelationssoftware von Vorteil ist.

4.5 Auswertemethoden

Das Ziel der Auswertung ist es, die Partikelverschiebung zu ermitteln. Für die Bestimmung der Partikelverschiebung bei der PIV stehen je nach vorliegender Bildart verschiedene Korrelationstechniken zur Verfügung. Bei doppelt belichteten Einzelbildern, auf denen idealerweise jeder Partikel als zwei Partikelabbildungen dargestellt ist, wird die Autokorrelation verwendet. Die Kreuzkorrelation findet Anwendung bei einfach belichteten Doppelbildern. Diese beiden Bilder werden mit einem bestimmten Zeitunterschied nacheinander aufgenommen und zeigen jeweils das gleiche, jedoch um ein paar Pixel verschobene Muster von zufällig in der Strömung verteilten Partikel.

Da die Datenmenge der abgebildeten Pixel und deren Verschiebungen sehr groß sind, wird die Korrelation mit einer geeigneten Computersoftware durchgeführt. Das Computerprogramm rastert die Bilder in Untersuchungsfenster, so genannte Interrogation Areas (IAs). An die IAs wird die Anforderung gestellt, dass sie klein genug sind, damit die darin befindlichen Partikel annähernd die gleiche gradlinige Verschiebung aufweisen. Jedoch sollen die IAs auch groß genug sein, dass zahlreiche Partikel doppelt in der gleichen IA abgebildet sind. Deshalb ist eine genügend große Partikelanzahl pro Untersuchungsfenster sicherzustellen. In der Literatur sind unterschiedliche Mindestanzahlen zu finden, die aber grundsätzlich im Bereich von 7–15 [Gro02, RWK98] Partikelabbildungen liegen. Wird die Partikelanzahl unterschritten, sollten höhere Partikelkonzentrationen oder größere

Auswertefenster gewählt werden. Das Programm führt anschließend die Korrelation selbständig durch und es ergibt sich ein Verschiebungsprofil.

Bei der Autokorrelation wird das Abbildungsmuster der Partikel des doppelt belichteten Einzelbildes so auf das Korrelationsdiagramm platziert, dass jede Abbildung einmal im Zentrum des Diagramms zu liegen kommt. Während der Verschiebung der einzelnen Partikel auf den Bildmittelpunkt werden die Lage und die Intensität aller anderen Partikelabbildungen der Aufnahme auf das Diagramm projiziert.

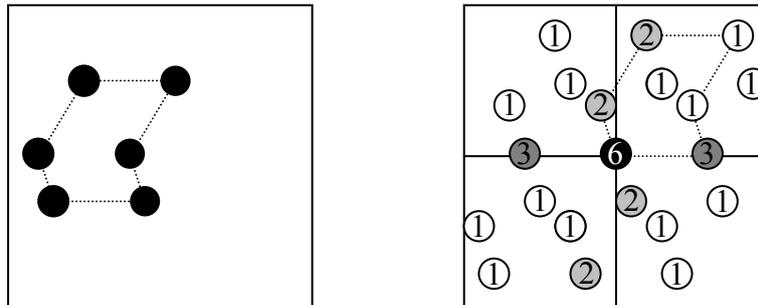


Abb. 4.4 Beispielhaftes Untersuchungsfenster und schematische Darstellung des Korrelationsdiagramms für die Autokorrelation

Die gestrichelten Linien der Abbildung 4.4 zeigen die Form des Partikelabbildungsmusters. Das Beispiel zeigt die Verschiebung der linken unteren Partikelabbildung auf die Mitte des Korrelationsdiagramms. Die Zahlen im Korrelationsdiagramm geben die Häufigkeit an, wie oft eine Partikelabbildung an dieser Stelle zum Liegen kommt. Mit Hilfe des Korrelationsdiagramms wird ein Histogramm erstellt, wie es in nachstehender Abbildung gezeigt wird.

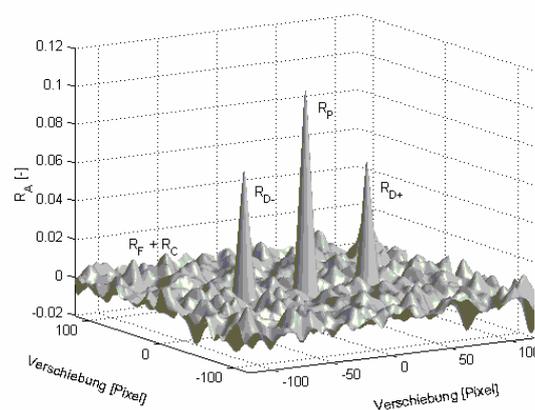


Abb. 4.5 Typisches Histogramm für eine Autokorrelation [Wit05]

Es sind deutlich drei größere Ausschläge im Korrelationsdiagramm zu erkennen. Der Peak R_P im Zentrum, gleichzeitig der Maximalpeak, stellt die Selbstabbildung aller Partikelabbildungen, also die Summe aller Intensitäten der IA, dar. Aus der Lage bzw. dem Abstand

der beiden anderen Peaks R_{D-} und R_{D+} zum Maximalpeak, kann der Betrag der Verschiebung entnommen werden. Jedoch ist die Richtung der Verschiebung nicht eindeutig erkennbar, da das Computerprogramm nicht erkennen kann, welche Partikelabbildungen bei welcher Belichtung entstanden sind. Die restlichen kleinen Ausschläge R_C und R_F sind Störpeaks oder Rauschen. R_C wird durch den Bildhintergrund erzeugt und R_F resultiert aus den zufällig verteilten Abbildungen der Partikel in der IA.

Liegen einfach belichtete Doppelbilder vor, so kann die Kreuzkorrelation angewendet werden. Hierbei werden die Partikelabbildungen der ersten Aufnahme auf das Zentrum des Diagramms verschoben und nur die dazugehörigen Partikelabbildungen der zweiten Abbildung in das Diagramm übertragen. Es kommt zu weniger Störpeaks und das Verhältnis des Maximalpeaks zu den Störpeaks ist wesentlich günstiger.

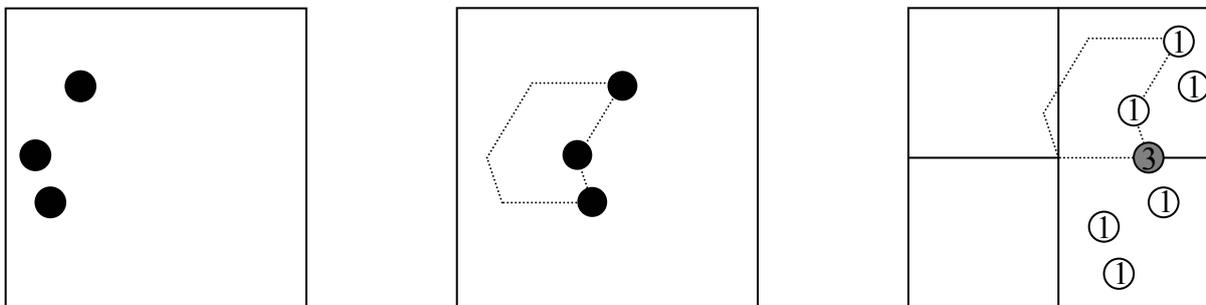


Abb. 4.6 Beispielhafte Untersuchungsfenster und schematische Darstellung des Korrelationsdiagramms für die Kreuzkorrelation

Im dazugehörigen Histogramm kommt es zu einem eindeutigen Maximalpeak R_D , der nicht im Zentrum liegt, sondern um den Betrag und die Richtung der Verschiebung von der Mitte entfernt liegt. Die Störpeaks R_C und R_F aufgrund des Bildhintergrunds und der zufällig verteilten Partikel sind immer noch vorhanden.

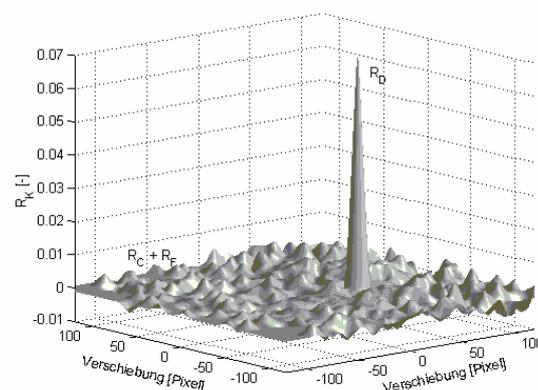


Abb. 4.7 Typisches Histogramm für eine Kreuzkorrelation [Wit05]

5 Beschreibung des Versuchsstands

Blut ist ein biologisches Produkt, das strengen Sicherheitsauflagen unterliegt. Auch erschwert das Verhalten von Blut außerhalb des Körpers die Durchführung von Versuchen. Durch den Kontakt mit körperfremden Oberflächen werden die Thrombozyten im Blut aktiviert und es kommt zur Gerinnung. Durch die Thrombenbildung wird das Strömungsverhalten des Blutes sehr stark verändert. Deshalb wird bei der Durchführung der Versuche auf das Blut verzichtet und wählt ein Modellfluid. Als Plasmamodell wird Sonnenblumenöl eingesetzt. Aufgrund des in Kapitel 3.2.1 dargestellten ähnlichen Verhaltens von Erythrozyten und von Wassertropfen sich an Strömungen anzupassen, repräsentieren Wassertropfen im Öl später die Erythrozyten im Blut. Die Versuche werden wegen der Laserbenutzung aus Sicherheitsgründen in einem optischen Raum durchgeführt. Die Wände in diesem Raum sind mit schwarzen Tüchern abgehängt, damit es zu keinen ungewünschten Laserreflexionen kommt. Bei der Durchführung der Versuche wird stets eine geeignete Laserschutzbrille getragen. Der vom Laser erzeugte Lichtschnitt liegt horizontal und geht durch die Mitte des mit Öl befüllten Kanals. Die Kamera befindet sich über dem Strömungsfeld, so dass der Strahlengang des Lasers und die optische Achse der Kamera senkrecht zueinander stehen. (siehe Abbildung 4.1). Die optische Zugänglichkeit des Untersuchungsfeldes ist Voraussetzung, so dass alle verwendeten Materialien transparent ausgeführt werden.

5.1 Anordnung des Untersuchungskanal

Es ist darauf zu achten, dass das Licht zwischen Lichtquelle und Untersuchungsfeld, sowie zwischen Untersuchungsfeld und Kamera, keine bzw. nur eine geringfügige Richtungsänderung erfährt. Je stärker die Richtungsänderungen bzw. die Brechungen der Lichtwellen ausfallen, desto mehr wird das Untersuchungsfeld optisch verzerrt abgebildet. Es tritt ein direkter Strahlungsdurchgang ohne Brechung auf, wenn das Licht beim Übergang von einem Medium in ein anderes Medium an den Grenzflächen senkrecht auftritt. Treffen die Lichtwellen nicht orthogonal auf die Grenzflächen, so müssen die Brechungsindizes der beiden Medien betrachtet werden. Jedes Medium verfügt über einen speziellen Brechungsindex n . Je näher die Brechungsindizes der beiden Medien beieinander liegen, desto geringer tritt die Lichtbrechung in Erscheinung. Das Untersuchungsfeld muss dementsprechend so aufgebaut sein, dass die Brechungsindizes zweier benachbarter durchleuchteter Materialien ähnlich sind. Es gibt verschiedene Möglichkeiten den Untersuchungskanal zu realisieren. Diese werden im folgenden Abschnitt vorgestellt.

5.1.1 PVC-Schlauch

Es wird ein PVC-Schlauch mit einem Innendurchmesser $d_i=2,4$ mm und einer Wandstärke von $s=0,8$ mm der Firma Nalgene[®] betrachtet. Durch die zylindrische Außengeometrie des Schlauches tritt das Licht nicht in einem rechten Winkel in das zu untersuchende Öl ein. Deshalb sind die Brechungsindizes der einzelnen Materialien von Bedeutung. Die Strahlen des Lichts treten aus dem Laser aus und verlaufen zuerst durch die Luft ($n_{\text{Luft}}=1,0003$), dann durch die PVC-Wand des Schlauches ($n_{\text{PVC}}=1,37$) und gelangen anschließend in das Öl ($n_{\text{Öl}}=1,46$). Von dort aus durchdringt das Licht die gleichen Komponenten nur in umgekehrter Reihenfolge bis hin zur Kamera. Die Unterschiede der Brechungsindizes sind jedoch so gravierend, dass eine andere Modellanordnung gefunden werden muss. Die Brechungsindizes sind dem Handbook of Chemistry and Physics [Lid91] entnommen.

5.1.2 PVC-Schlauch im Wasserbad

Um den großen Unterschied der Brechungsindizes von Luft und PVC zu kompensieren, können Messungen in einem Wasserbad durchgeführt. Hierbei treffen die Lichtstrahlen des Lasers senkrecht auf die Glaswand des Wasserbades und verlaufen durch das Wasser zum PVC-Schlauch. Im Vergleich zu Luft ($n_{\text{Luft}}=1,0003$) hat Wasser ($n_{\text{Wasser}}=1,33$) einen höheren Brechungsindex und liegt somit näher am Brechungsindex von PVC ($n_{\text{PVC}}=1,37$). Die Brechungsindizes sind wiederum dem Handbook of Chemistry and Physics [Lid91] entnommen.

5.1.3 Silikonmodell

Eine noch bessere Strömungsfeldanordnung hinsichtlich der Brechung wird erreicht, wenn anstelle des Wassers eine feste durchsichtige Silikonmasse benutzt wird. Dadurch fällt die Grenzschicht am Außenrand des Schlauches weg. Außerdem besitzt Silikon einen noch höheren Brechungsindex als Wasser und kommt damit dem Brechungsindex von Öl näher: $n_{\text{Silikon}}=1,40$ [Wac01]. Der Strahlengang des Lichts bei der Betrachtung des Silikonmodells verläuft durch die Luft senkrecht in das Silikon und anschließend in das Öl. Von dort aus gelangt das Licht wieder in umgekehrter Reihenfolge zur Kamera. Die beiden nichtrechtwinkligen Übergänge von Silikon zu Öl und von Öl zu Silikon sind letztendlich nicht zu vermeiden. Jedoch ist die Differenz der Brechungsindizes der beiden Materialien sehr gering und damit die Verzerrung des Bildes vernachlässigbar.

Das Silikonmodell wird mit Hilfe der beiden flüssigen Produkten Elastosil[®] RT 601 A und B der Firma Wacker hergestellt. Die beiden Komponenten werden miteinander verrührt und in

die zuvor vorbereitete PMMA-Form gegossen, in der eine 10 cm lange Stahlkanüle ($d_a=2,4$ mm) befestigt ist. An den beiden Enden der Kanüle steckt jeweils ein 1 cm langes Schlauchstück des zuvor in Kapitel 5.1.1 beschriebenen PVC-Schlauches, um später nach der Aushärtung den Anschluss eines Schlauches zu ermöglichen. Mit Hilfe eines Vakuumschranks werden überschüssige Luftblasen innerhalb des Modells entfernt. Abschließend wird das Modell in einem Wärmeschrank bei $T=50^\circ\text{C}$ für sechs Stunden erhitzt. Nachdem das Silikonmodell ausgehärtet ist, werden mit Hilfe einer Zange die Kanüle und die beiden kleinen Schlauchstücke aus dem Modell gezogen. Es entsteht ein Kanal im Silikonblock mit einem Kanaldurchmesser von $d_k=2,4$ mm. Bei der späteren Handhabung mit dem Silikonmodell ist darauf zu achten, dass eine übermäßige bzw. unnötige Lichteinstrahlung auf das Modell verhindert wird, da dieses sonst vergilbt und damit für die PIV-Messungen unbrauchbar wird. Die Abbildung 5.1 zeigt das fertige Silikonmodell.

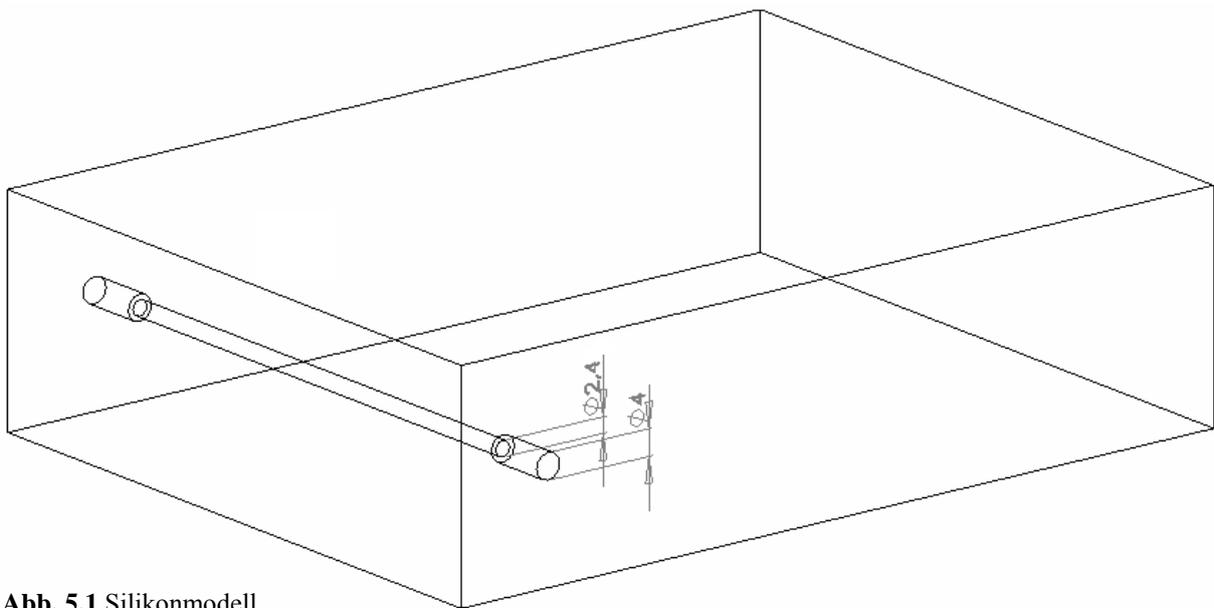


Abb. 5.1 Silikonmodell

5.2 Pumpe

Um das Öl in dem Kanal in Bewegung zu setzen, wird eine Spritzenpumpe eingesetzt. Spritzenpumpen sind spezielle Dosierpumpen, die in der Intensivmedizin verwendet werden, um Patienten kontinuierlich intravenös Medikamente zu verabreichen. Die Dosierung erfolgt über die Einstellung des gewünschten Volumenstroms. Spritzenpumpen sind bestens geeignet kleine Volumenströme zu realisieren.

Benutzt wird die Spritzenpumpe R-100EC der Firma Razel™ Scientific Instruments mit 30 ml Plastipak™-Spritzen der Firma Becton Dickinson GmbH. Diese Spritzenpumpe hat, im Gegensatz zu herkömmlichen Spritzenpumpen, die Fähigkeit vorwärts und rückwärts fördern zu können. Die Spritzen besitzen ein genormtes Luer-Lock™-Schraubgewinde an der Düse, an dem Schlauchsysteme angeschlossen werden können. Außerdem sitzt am unteren Ende des Spritzenkolbens ein Gummistopfen, der die Leichtgängigkeit der Spritzenbewegung erhöht.

5.3 Lichtquelle

Es wird das Laserdiodenmodulsystem Lasiris™ SNF der Firma StockerYale Canada verwendet, um die Partikel zu beleuchten. Im Laser integriert sind die punktförmige Laserquelle und die Lichtschnittoptik, welche den Laserlichtschnitt aufspannt. Der Laser verfügt über eine Ausgangsleistung von $P=75.26$ mW bei einer Stromstärke von $I=248$ mA und wird in den Versuchen mit der Spannung $U=4,8$ V betrieben. Der zu einer Linie aufgeweitete rote Laserstrahl besitzt eine Wellenlänge von $\lambda=682$ nm und beleuchtet die Partikel in der Strömung in einer Ebene.

Der Fokus des Lasers, also der Ort an dem der Lichtschnitt die geringste Dicke aufweist, variiert je nach Ausrichtung der Lichtschnittoptik innerhalb des Lasergehäuses. Deshalb werden Messungen getätigt um die Brennweite f zu ermitteln. Der Fokus bzw. Brennpunkt, befindet sich in 25 cm Entfernung vom Lasergehäuse. Weil die Dicke des Lichtschnitts später bei den PIV-Messungen und bei der Fehlerbetrachtung eine entscheidende Rolle spielt, muss diese bestimmt werden. Um die Lichtschnittdicke im Fokus zu erhalten, wird der Laser auf eine Graukarte der Firma KODAK ausgerichtet. Die Graukarte besitzt eine Oberfläche mit einem definierten Reflexionsvermögen von $R=90$ %. Das bedeutet, dass lediglich 10 % des einfallenden Lichtes von der Graukarte absorbiert werden, die restlichen 90 % werden reflektiert. Beide in Kapitel 5.5 beschriebenen Kameras kommen zur Verwendung, um den Laserstrahl auf der Graukarte aufzunehmen.

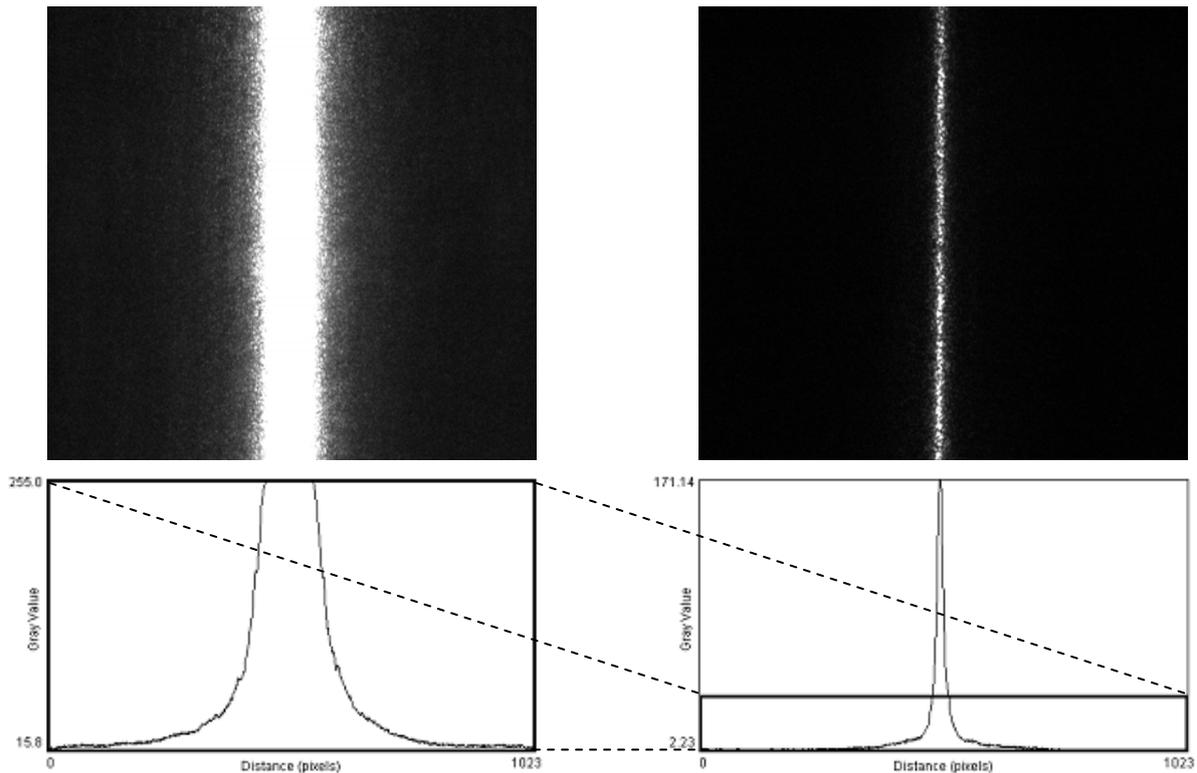


Abb. 5.2 Mit CCD-Kamera aufgenommener Laserstrahl und dazugehöriges Grauwertprofil (links ohne Filter, rechts mit Filter)

Zur Verdeutlichung der Kameraaufnahmen werden die Grauwertprofile mit Hilfe des Bildbearbeitungsprogramm ImageJ erstellt und gemeinsam mit den Kameraaufnahmen in Abbildung 5.2 dargestellt. Die Grauwerttabelle beginnt bei 0 (schwarz) und erstreckt sich bis 255 (weiß). Auf den Grauwertprofilen ist eine Überbelichtung in der Mitte durch die hohe Intensität des Laserstrahls zu erkennen. Wird das Laserlicht gefiltert, so wird das eigentliche Laserprofil sichtbar. Als Filter werden mehrere rote Folien der Firma LEE Filters benutzt. Im Vergleich zum ungefilterten Grauwertprofil, besitzt das gefilterte Grauwertprofil ein eindeutiges Maximum. Des Weiteren ist ersichtlich, dass die Aufnahmen ohne Filter dem Fuß der Aufnahmen mit Filter entsprechen.

Die hellen Pixel der beiden Kameraaufnahmen werden mit Hilfe des Bildbearbeitungsprogramms Adobe Photoshop® 9.0 ausgezählt. Es ergibt sich für die CCD-Kamera eine Laserbreite von 70 px und für die USB-Kamera eine Laserbreite von 110 px. Eine Länge von 70 px entspricht bei der CCD-Kamera 1,06 mm. Bei der USB-Kamera entsprechen 110 px einer Länge von 1,03 mm. Die Umrechnungsfaktoren von Pixel auf Millimeter werden in Kapitel 5.5 behandelt. Der Lichtschnitt des Lasers besitzt somit eine Dicke von $\delta \approx 1$ mm.

5.4 Partikel

Folgende Partikel werden bei den durchgeführten PIV-Messungen verwendet.

5.4.1 AGSL 150-30 Partikel

Es handelt sich hierbei um mit Silber beschichtete Hohlkeramikkkugeln, die mit Luft gefüllt sind. Hersteller ist die der Firma Potters Industries. Die Partikel haben eine Dichte von $\rho_P < 1 \text{ g/cm}^3$ und einen mittleren Partikeldurchmesser von $\bar{d}_p = 75 \text{ }\mu\text{m}$.

5.4.2 Conduct-O-Fil[®] Partikel

Eingesetzt werden auch die Conduct-O-Fil[®] Partikel der Firma Potters Industries. Dabei handelt es sich um hohle, mit Silber beschichtete, Glaskugeln. Sie besitzen eine Dichte von $\rho_P = 0,79-1 \text{ g/cm}^3$ und einen Partikeldurchmesser von $d_p = 9-11 \text{ }\mu\text{m}$. Die Silberbeschichtung hat den Vorteil, dass das vom Laser eingetragene Licht sehr gut von den Partikeln reflektiert wird. Das Element Silber besitzt die höchste Licht-Reflexionseigenschaft aller Metalle. Bei einer Wellenlänge von $\lambda = 700 \text{ nm}$ besitzt Silber ein Reflexionsvermögen von $R = 97 \%$ [Lax67].

5.5 Aufnahmesystem

5.5.1 Objektiv

Beide nachfolgende beschriebene Kameras werden mit dem Nikkor 50 mm Normalobjektiv der Firma Nikon versehen und betrieben. Das Objektiv wird als Umkehrobjektiv verwendet. Dementsprechend verändert sich die Brennweite von 50 mm auf einen anderen Wert. Die Brennweite ist jedoch nicht messbar, da die Linse im Objektivgehäuse fest eingebaut ist. Deshalb wird der Abstand vom Objektivgehäuse zum Fokus gemessen. Dieser beträgt 142 mm.

5.5.2 CCD-Kamera

Das verwendete Aufnahmesystem Motion Corder Analyzer, Model 500 der Firma Roper Scientific, besteht aus einem Kamerakopf sowie einem separaten Prozessor, indem die Aufnahmen gespeichert und verarbeitet werden. Der Prozessor stellt die Hauptkomponente des Aufnahmesystems dar, mit dem alle erfassten Bilder gespeichert und weiterverarbeitet werden. Über den angeschlossenen Monitor werden die eingestellten Parameter der Kamera wie Position, Scharfeinstellung sowie Belichtung exakt wiedergegeben. Werden Aufnahmen aufgezeichnet, so fallen diese genau so aus wie sie zuvor auf dem Monitor angezeigt werden.

Der Motion Corder Analyzer hat einen CCD-Sensor mit einer Fläche von 658 x 496 px. Abhängig von der eingestellten Aufnahmegeschwindigkeit, die über den Parameter Frames Per Second (FPS) eingestellt wird, und den damit verbundenen Datenmengen, sind verschiedene Auflösungen verfügbar. Bei der kleinsten FPS von 30 s^{-1} kann mit der höchsten Auflösung von 512 x 480 px gearbeitet werden. Die Speicherung erfolgt ähnlich einem analogen Schieberegister (siehe Abbildung 5.3). Die Aufnahme wird automatisch vom Prozessor beendet, wenn die Speicherkapazität vollständig erreicht ist. Bei der höchsten Auflösung können 546 Bilder mit dem RAM-Speicher (Random Access Memory) gespeichert werden. Beim Auslesen des RAM-Speicher kann jede Speicherzelle direkt angesprochen werden und der Speicher muss nicht komplett ausgelesen werden.

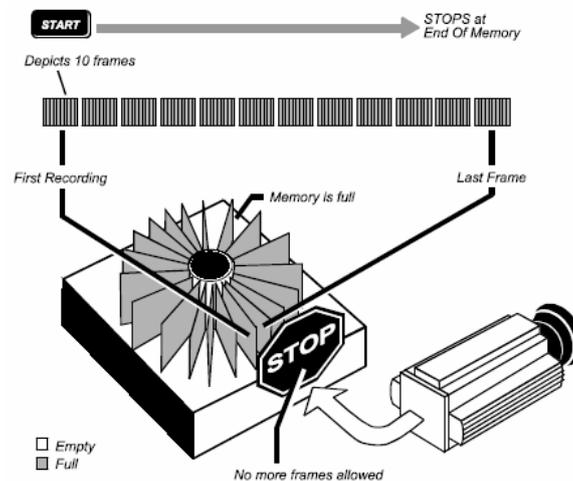


Abb. 5.3 Speichermodus der CCD-Kamera [Rop98]

Um den Bildausschnitt der Kamera zu bestimmen, wird ein Lineal mit Millimeterabständen vor die Kamera gelegt. Anschließend wird die Kamera fokussiert, so dass das Lineal scharf auf dem Monitor zu erkennen ist. Die Fokussierung erfolgt bei einem Abstand von 14,2 cm zum Objektivgehäuse. Nun wird ein Bild aufgenommen und mit Hilfe von Adobe Photoshop[®] werden die Pixel ausgezählt. Für die Hochgeschwindigkeits-CCD-Kamera (512 x 480 px) wird ein Bildausschnitt von 7,73 x 7,23 mm und ein Umrechnungsfaktor von $k_1=0,0151 \text{ mm/px}$ ermittelt.

5.5.3 USB-Kamera

Zu verschiedenen Überprüfungs- und Testzwecken wird eine zweite Kamera benutzt. Diese Kamera kann direkt über ein USB-Kabel an einen PC angeschlossen werden. Die Kamera besitzt eine hohe Auflösung von 1024 x 768 px. Wird wiederum ein Lineal mit Millimeterabständen vor die Kamera gelegt, so stellt sich der Fokus ebenfalls bei einem Abstand von

14,2 cm zum Objektivgehäuse ein. Die Pixelauszählung ergibt einen Bildausschnitt von 9,58 x 7,19 mm und einen Umrechnungsfaktor von $k_2=0,00936$ mm/px.

Jedoch sind die FPS, im Vergleich zur CCD-Kamera, nicht konstant einstellbar. Je nachdem an welchen PC die USB-Kamera angeschlossen wird, schwankt die FPS zwischen 2-14 s⁻¹. Auch erfolgt an dem PC, bei dem die Kamera die höchsten Werte von 14 s⁻¹ FPS erreicht, die Speicherung nicht regelmäßig, sondern schwankt ebenfalls zwischen den Werten 10-14 FPS. Des Weiteren fällt der Partikel-Hintergrund-Kontrast auf den Aufnahmen schwächer aus als bei der CCD-Kamera, so dass die USB-Kamera trotz der höheren Auflösung für die eigentliche Messungen nicht benutzt wird.

5.6 Auswertemethode

Die Auswertung der Kameraaufnahmen erfolgt mit der Computer-Software DaVis von LaVision. Diese führt die in Kapitel 4.5 beschriebene Autokorrelation bzw. Kreuzkorrelation jeweils immer für zwei aufeinander folgende, in das Programm hochgeladene Bilder durch. Da die zu verarbeitenden Aufnahmen als einzelbelichtete Bilder vorliegen, wird die Kreuzkorrelation verwendet um die Vektorbilder zu erstellen. Des Weiteren kann der Algorithmus ausgewählt werden. Hierbei sind folgende Auswahlmöglichkeiten gegeben:

- einzelner Durchgang mit einem konstanten Untersuchungsfenster
- mehrmaliger Durchgang mit zwei konstanten Untersuchungsfenstern
- mehrmaliger Durchgang mit grobem und feinem Untersuchungsfenster

Durch die Einstellungen der Größe und der Überlappung der Untersuchungsfenster bei der Auswertung mit DaVis wird die Gitternetzweite, also der spätere Vektorabstand, vorgegeben. Die Größen der Untersuchungsfenster liegen zwischen 4 x 4 px und 1024 x 1024 px. Die Überlappungen können zu 0 %, zu 50 % und zu 75 % gewählt werden. Werden große Untersuchungsfenster gewählt, so wird die Strömung deutlich harmonischer dargestellt. Kleinere Wirbel und Feinheiten werden aber nicht erkannt. Auch wird die Rechenzeit je nach den gewählten Einstellungen festgelegt. Werden kleine Untersuchungsfenster mit hoher Überlappung gewählt, so ist die Rechenzeit höher, als bei großen Fenster und keiner Überlappung.

Sind mehrere Vektorbilder erstellt, so ist es mit dem Befehl „Batch Processing“ möglich den Mittelwert bzw. das entsprechende Durchschnittsvektorbild zu bilden. Weiterhin besteht die Option das automatische Postprocessing auszuwählen. Das Programm führt dann am Ende eines jeden Durchgangs eine Art Filterung durch, bei der Vektoren eigenständig gelöscht, bzw. den restlichen Vektoren angepasst werden.

6 Charakterisierung und Optimierung des Systems anhand der Ölströmung

Um das Modellsystem und die Auswertemethode zu überprüfen und zu optimieren, werden die PIV-Messungen der Ölströmung im Silikonmodell zuerst ohne Wassertropfen durchgeführt. Da eine Hagen-Poiseuille-Strömung im Silikonmodell vorliegt, wird die gemessene Strömung mit dieser verglichen. Des Weiteren wird der Fehler der Messergebnisse der Ölströmung, im Vergleich zu den theoretisch ermittelten Werten, bestimmt.

6.1 Theoretische Ölströmung

Um die Ölströmung im Silikonmodell der Blutströmung anzupassen wird der Volumenstrom bestimmt, mit dem die Untersuchungen stattfinden werden. Aufgrund der Reynoldsen Ähnlichkeitsbeziehung muss für die Strömung im Silikonmodell die gleiche Reynoldszahl wie bei der Blutströmung in den Kapillaren vorliegen. Nur dann können die Ergebnisse der Modellströmung auf die Blutströmung in den Kapillaren übertragen werden. Hierzu wird die Reynolds-Gleichung (3.5) nach der Geschwindigkeit auflöst, so dass sich Gleichung (6.1) ergibt.

$$\bar{v} = \frac{Re \cdot \eta}{\rho \cdot d} \quad (6.1)$$

Die Reynoldszahl der Blutströmung (siehe Kapitel 3.2.3), die Geometrie des Silikonmodells sowie die Werte für das Sonnenblumenöl bei einer Temperatur von $T=20^{\circ}\text{C}$ sind bekannt, so dass folgende Werte in Gleichung (6.1) eingesetzt werden:

$$Re_{Bl} = 0,025$$

$$d_i = 2,4 \text{ mm}$$

$$\eta_{\text{Öl}} = 60 \text{ mPas} \quad [\text{Hil07}]$$

$$\rho_{\text{Öl}} = 920 \text{ kg/m}^3 \quad [\text{Hil07}]$$

Für die mittlere Rohrgeschwindigkeit der Ölströmung ergibt sich der Wert $\bar{v}_{\text{Öl}} = 0,669 \text{ mm/s}$. Durch das Einsetzen dieser Geschwindigkeit und der bekannten Querschnittsfläche des Silikonmodells in die Kontinuitätsgleichung (3.3), lässt sich der Ölvolumenstrom mit Gleichung (6.2) berechnen.

$$\dot{V}_{\text{Öl}} = A_K \cdot \bar{v}_{\text{Öl}} \quad (6.2)$$

Es ergibt sich ein Volumenstrom von $\dot{V}_{\text{Öl}}=10,895$ ml/h. Die Versuche werden mit einem Ölvolumenstrom von $\dot{V}_{\text{Öl}}=10$ ml/h durchgeführt. Zurückgerechnet bedeutet dies dann eine mittlere Strömungsgeschwindigkeit von $\bar{v}_{\text{Öl}}=0,614$ mm/s. Die Maximalgeschwindigkeit in der Rohrmitte errechnet sich dann mittels Gleichung (3.7) und beträgt $v_{\text{Öl,max}}=1,228$ mm/s.

6.2 Experimente mit der Ölströmung

6.2.1 Vorgehensweise

Um die tatsächlich vorliegende Ölströmung mit der theoretisch errechneten Ölströmung zu vergleichen, werden die in Kapitel 5 beschriebenen Komponenten eingesetzt und der Versuchsstand aufgebaut (siehe Abbildung 6.1 und Abbildung 6.2).

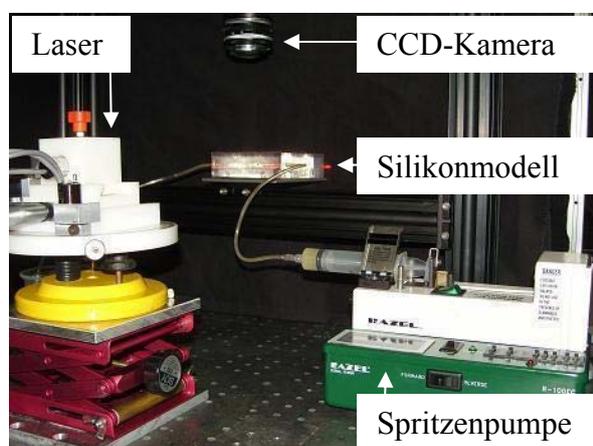


Abb. 6.1 Versuchsaufbau der PIV-Messung

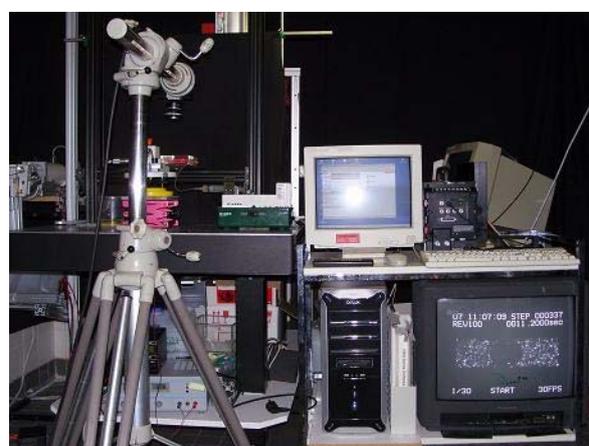


Abb. 6.2 Peripherie des Versuchsaufbaus

Durch die Sichtbarmachung der Ölströmung durch die Partikel kann diese mit der Korrelationssoftware ausgewertet werden. Als Kriterium dienen der Nachweis einer Hagen-Poiseuille-Strömung und der Vergleich der tatsächlichen maximalen Geschwindigkeit zur theoretischen Maximalgeschwindigkeit in der Kanalmitte.

Die vektoriellen Darstellungen des Computerprogramms DaVis können auch als ASCII-Code ausgegeben werden. Bei der ASCII-Kodierung wird das Bild in ein Gitternetz eingeteilt und an jedem Gitterknoten wird die Information der Verschiebung, die an diesem Punkt vorhanden ist, dargestellt. Dies geschieht mittels Vektorzerlegung in die beiden Komponenten in horizontale Richtung (x-Komponente) und in vertikale Richtung (y-Komponente). Mit Hilfe dieser beiden Angaben und der Parallelogramm-Regel kann aus dem ASCII-Code wieder das ursprüngliche Vektorfeld hergestellt werden.

Immer zwei Bilder werden miteinander verglichen und ergeben ein Vektorbild. Auch kann dieser Vorgang öfters durchgeführt werden und die Vektorbilder können zum Schluss zu

einem Vektordurchschnittsbild gemittelt werden. Um den Wert der Maximalverschiebung zu erhalten wird horizontal über alle x-Komponenten gemittelt. Die größte Verschiebung, die sich in der Kanalmitte einstellt, wird mit Hilfe der eingestellten FPS und dem Umrechnungsfaktor k_1 (siehe Kapitel 5.5.2) in eine Geschwindigkeit umgerechnet. Diese kann dann mit der theoretischen Maximalgeschwindigkeit aus Kapitel 6.1 verglichen werden.

6.2.2 Ölströmung mit AGSL 150-30 Partikel

Um eine genaue Anzahl der Partikel in der Ölströmung zu gewährleisten, wird die verwendete Partikelmenge zuvor abgewogen und mit Öl vermischt. Die Gehaltsangabe der Partikel im Öl wird Massenkonzentration β genannt und berechnet sich aus dem Quotienten der Partikelmasse m_p und dem Ölvolumen $V_{\text{Öl}}$.

$$\beta = \frac{m_p}{V_{\text{Öl}}} \quad (6.3)$$

Zu Anfang werden die Versuche mit Massenkonzentrationen im Bereich von 0,001-0,004 g/ml durchgeführt (siehe Abbildung 6.3).

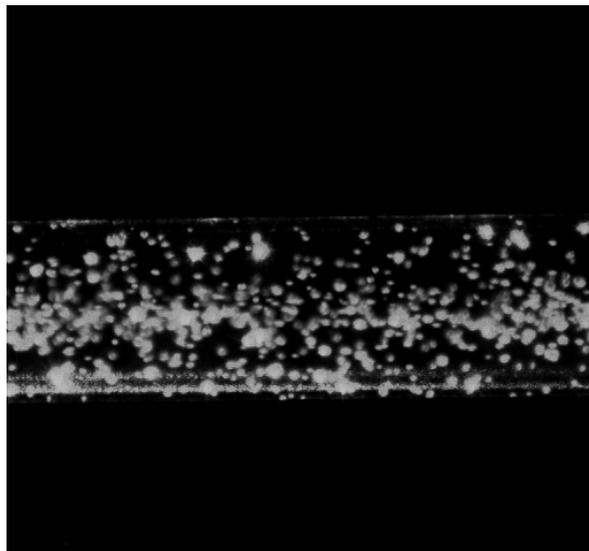


Abb. 6.3 Öl mit AGSL 150-30 Partikel mit $\beta=0,004$ g/ml

Die Auswertung der Bildaufnahmen zeigt, dass einzelne Partikelabbildungen einen Durchmesser von 15 px aufweisen. Mit dem Umrechnungsfaktor k_1 umgerechnet bedeutet dies eine Größe der Partikelabbildung von bis zu 227 μm . Die Partikelagglomerationen aufgrund der Grenzflächenkräfte der einzelnen Partikel zueinander, erscheinen noch größer und sind bis zu 25 px (=378 μm) groß. Die Partikelabbildung von 378 μm entspricht 15,75 % des Kanaldurchmessers. Dieser Wert ist für die Messung mit der PIV für das vorliegende Mikrosystem zu groß, so dass es zum Einsatz kleinerer Partikel kommt.

6.2.3 Ölströmung mit Conduct-O-Fil[®] Partikel

Die Bildanalyse der silberbeschichteten Conduct-O-Fil[®] Partikel ergibt eine Partikelabbildung von bis zu 7 px (=106 μ m). Partikelagglomerationen treten kaum auf, so dass die Partikelabbildungen, im Vergleich zum Kanaldurchmesser, einem Wert von 4,42 % entsprechen. Abbildung 6.4 zeigt eine Aufnahme der Conduct-O-Fil[®] Partikel mit einer Massenkonzentration von $\beta=0,001$ g/ml.

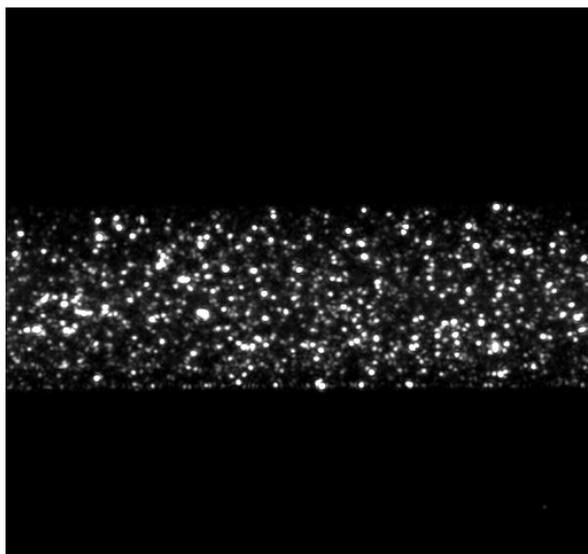


Abb. 6.4 Öl mit Conduct-O-Fil[®] Partikel mit $\beta=0,001$ g/ml

Da der Kanaldurchmesser 2,4 mm (=159 px) beträgt, wird schon vor den Versuchen überlegt, wie die spätere Auflösung der Vektoren für das Geschwindigkeitsprofil ausfallen soll. Um die Strömung gut darstellen zu können, ist ein Vektorabstand von 5-20 px von Vorteil. Dies entspricht einer Einteilung von 8-32 horizontal übereinander liegenden Vektoren, die die Ölströmung im Kanal darstellen. Folgende Untersuchungsfenstergrößen können verwendet werden, um einen Vektorabstand von 5-20 px zu realisieren: 12 x 12 px, 16 x 16 px und 32 x 32 px (siehe Tabelle 6.1).

Tab. 6.1 Vektorabstände bei verschiedenen Größen und Überlappungen der Untersuchungsfenster

	0 % Überlappung	50 % Überlappung	75 % Überlappung
12x12 px	12 px	6 px	3 px
16x16 px	16 px	8 px	4 px
32x32 px	32 px	16 px	8 px

Die ersten Auswertungen mit DaVis zeigen, dass der mehrmalige Durchgang mit einem groben und einem feinen Untersuchungsfenster sowie eine 50 %-ige Überlappung die geeigneten Parametereinstellungen sind. Variabel bleiben jedoch noch die beiden Untersuchungsfenstergrößen.

Um diese zu bestimmen, wird eine Ölströmung mit einem Öl-Volumenstrom von 10 ml/h aufgenommen und mit den unterschiedlichen Untersuchungsfenstergrößen ausgewertet. Hierbei werden jeweils zwei Bilder der Aufnahmeserie der Ölströmung 2007.08.28/S012TM.1 bei Bild 100, bei Bild 200 und bei Bild 300 mit dem Computerprogramm DaVis ausgewertet. Die theoretische Maximalgeschwindigkeit beträgt $v_{\text{Öl,max}}=1,228$ mm/s (siehe Kapitel 6.1). Es wird konstant mit einer Massenkonzentration von $\beta=0,001$ g/ml gearbeitet. Tabelle 6.2 zeigt die durchgeführten Kombinationsmöglichkeiten.

Tab. 6.2 verschiedene Auswertemethoden der Ölströmung 2007.08.28/S012TM.1 mit den Conduct-O-Fil[®] Partikel und deren prozentuale Abweichung zum Theoriewert der Ölströmung

V	Untersuchungsfenster		Geschwindigkeit [mm/s]			Abweichung [%]		
	grob	fein	Bilder 100-101	Bilder 200-201	Bilder 300-301	Bilder 100-101	Bilder 200-201	Bilder 300-301
1	64x64 px	32x32 px	1,07	1,035	1,026	12,87	15,72	16,45
2	64x64 px	16x16 px	1,089	1,044	1,066	11,32	14,98	13,19
3	64x64 px	12x12 px	1,09	1,056	1,07	11,24	14,01	12,87
4	32x32 px	16x16 px	1,065	1,009	1,04	13,27	17,83	15,31
5	32x32 px	12x12 px	1,08	1,041	1,06	12,05	15,23	13,68
6	16x16 px	12x12 px	1,036	0,973	0,994	15,64	20,77	19,06

In Tabelle 6.2 werden Geschwindigkeiten miteinander verglichen. Das Programm DaVis erstellt jedoch Vektorbilder, auf denen Verschiebungen dargestellt werden. Um die Verschiebungen in Geschwindigkeiten umzurechnen wird Gleichung (8.1) verwendet.

Die Abweichungen der experimentell ermittelten Maximalgeschwindigkeiten zur theoretisch berechneten Maximalgeschwindigkeit liegen in dem Bereich von 11,24-20,77 %. Die niedrigsten Abweichungen werden bei den Untersuchungsfenstergrößen 64 x 64 px und 16 x 16 px sowie 64 x 64 px und 12 x 12 px erreicht, so dass die Auswertemethode grobes Untersuchungsfenster 64 x 64 px und feines Untersuchungsfenster 16 x 16 px gewählt wird. Ein abschließendes Untersuchungsfenster von 16 x 16 px entspricht einem Vektorabstand von

8 px (siehe Tabelle 6.1) und zeigt die Ölströmung mit ca. 20 horizontal übereinander liegenden Vektoren. Abbildung 6.5 zeigt das Vektorfeld von Bild 100 zu Bild 101.

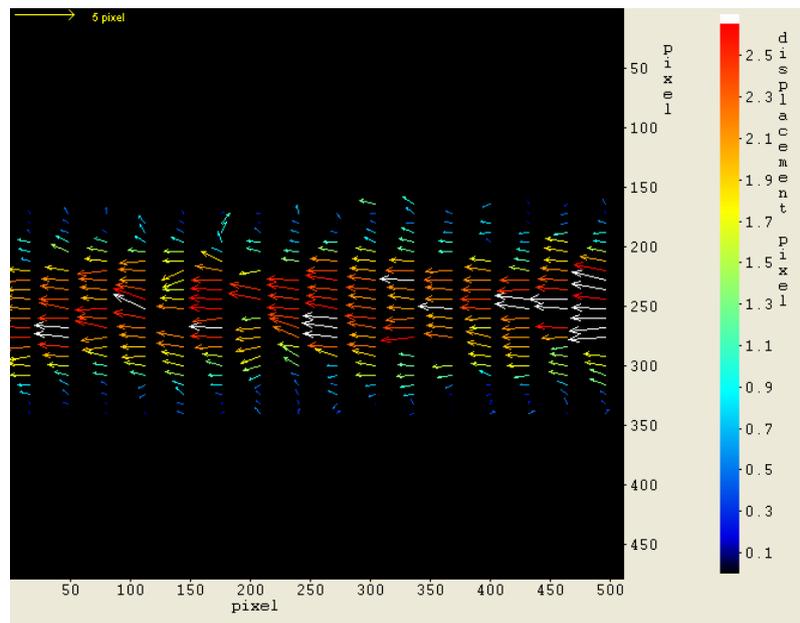


Abb. 6.5 Geschwindigkeitsprofil der Ölströmung 2007.08.28/S012TM.1 von Bild 100-101 bei der 64 x 64 px und 16 x 16 px Auswertemethode

Die Betrachtung von zwei zufällig ausgewählten Bildern ergibt jedoch keine verlässlichen Verschiebungsangaben, weil die Partikel nicht exakt gleich verteilt in der Strömung vorliegen. Die resultierende Vektordarstellung der Strömung ist nur dann repräsentativ, wenn über mehrere Vektordarstellungen gemittelt wird. Deshalb werden 51 nacheinander aufgenommene Bilder ausgewertet und aus den resultierenden 50 Vektorbildern wird ein Durchschnittsvektorbild erstellt. Dessen maximale Geschwindigkeit und dessen prozentuale Abweichung werden in Tabelle 6.3 dargestellt.

Tab. 6.3 64 x 64 px und 16 x 16 px Auswertemethode der Ölströmung 2007.08.28/S012TM.1 mit den Conduct-O-Fil® Partikel und deren prozentuale Abweichung zum Theoriewert der Ölströmung

V	Untersuchungsfenster		Geschwindigkeit [mm/s]			Abweichung [%]		
	grob	fein	Bilder 100-150	Bilder 200-250	Bilder 300-350	Bilder 100-150	Bilder 200-250	Bilder 300-350
1	64x64 px	16x16 px	1,149	1,108	1,096	6,43	9,77	10,75

Durch die Mittelung der 50 Vektorbilder beträgt die prozentuale Abweichung der experimentell ermittelten Maximalgeschwindigkeit zur theoretisch errechneten Maximalgeschwindigkeit noch 6,43-10,75 %. Aufgrund der hohen Abweichung, müssen noch kleinere Partikel für die Messung eingesetzt werden.

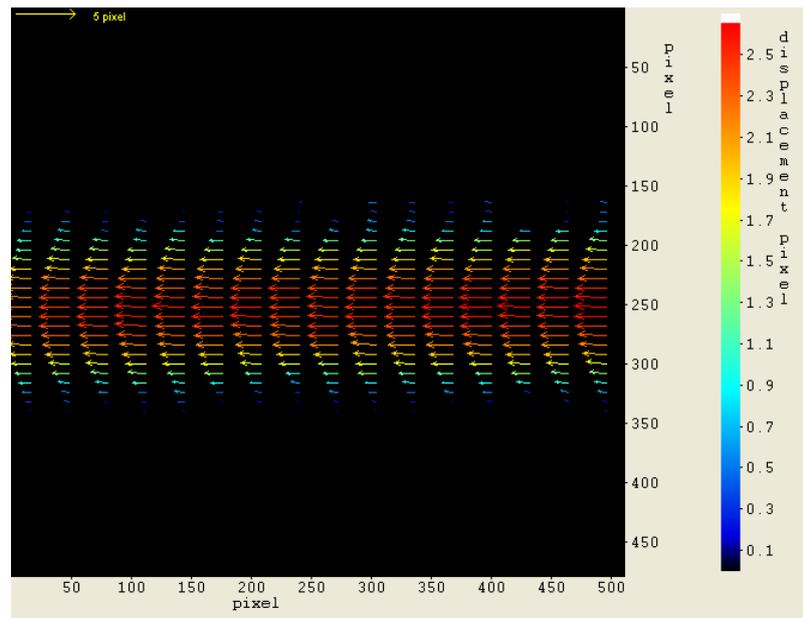


Abb. 6.6 gemittelttes Geschwindigkeitsprofil der Ölströmung 2007.08.28/S012TM.1 von Bild 100-150 bei der 64 x 64 px und 16 x 16 px Auswertemethode

Die Abbildung 6.6 zeigt das über 50 Vektorbilder gemittelte Durchschnittsvektorfeld für die Bilder 100 bis 150. Im Vektorfeld ist deutlich ersichtlich, dass die Verschiebungen, und somit auch die Geschwindigkeiten, in der Mitte größer sind als am Rand. Das Strömungsprofil ist dem der Hagen-Poiseuille-Strömung sehr ähnlich.

6.2.4 Ölströmung mit gesiebten Conduct-O-Fil[®] Partikel

Um den Partikeldurchmesser noch einmal zu verringern, werden die Conduct-O-Fil[®] Partikel mit Hilfe eines Analysensiebes der Firma Linker Industrie-Technik GmbH mit 11 μm Maschenweite gesiebt. Um die Siebleistung zu verbessern wird das Sieb auf einem Rütteltisch der Firma Kottermann befestigt und zusätzlich werden zu den Partikeln auf dem Siebboden sechs kleine Muttern mit Sechskantkopf hinzu gegeben.



Abb. 6.7 Rütteltisch mit befestigtem Analysensieb

Durch die Rüttelbewegung rutschen die Muttern auf dem Siebboden entlang und der aufgebrachte Druck bewirkt ein durchfallen der Partikel mit $d_p \leq 11 \mu\text{m}$ durch den Siebboden. Um die richtige Massenkonzentration der gesiebten Conduct-O-Fil[®] Partikel für die PIV-Messungen zu erhalten, wird eine Verdünnungsreihe angefertigt. Danach werden die verschiedenen Massenkonzentrationen mit der Kamera aufgenommen und ausgewertet. Um die Verdünnungsreihe herzustellen, werden 0,1 g der gesiebten Partikel abgewogen und mit 10 ml Öl vermengt. Dabei ist zu beachten, dass die Partikel und das Öl sehr gut vermischt sind, so dass sich die Partikel gleichmäßig im Öl verteilen. Mit einer 1 ml-Spritze wird 1 ml dieser Suspension entnommen und mit weiteren 9 ml Öl vermischt. Dieser Vorgang wird mehrmals wiederholt und es entsteht eine Verdünnungsreihe, wie sie in Abbildung 6.8 dargestellt ist.

Die einzelnen Suspensionen der Verdünnungsreihe dürfen nicht zu lange stehen, denn sonst sinken die Partikel langsam zu Boden und lagern sich dort als Sediment ab. Der Grund hierfür ist die geringfügig höhere Dichte der Partikel im Vergleich zur Öldichte. Ist eine Sedimentation sichtbar, so können die Partikel durch leichtes Umrühren wieder aufgewirbelt werden.

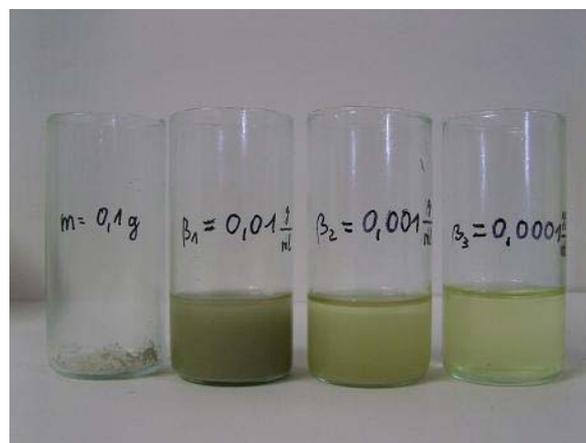


Abb. 6.8 Verdünnungsreihe

Aufgrund der in Kapitel 6.2.3 durchgeführten Versuche mit den ungesiebten Conduct-O-Fil[®] Partikeln mit einer Massenkonzentration von $\beta=0,001 \text{ g/ml}$, werden die gesiebten Conduct-O-Fil[®] Partikel ebenfalls mit einer Massenkonzentration von $\beta=0,001 \text{ g/ml}$ untersucht. Die Abbildungen 6.9 und 6.10 zeigen die gesiebten und ungesiebten Conduct-O-Fil[®] Partikelabbildungen mit der Massenkonzentration von $\beta=0,001 \text{ g/ml}$.

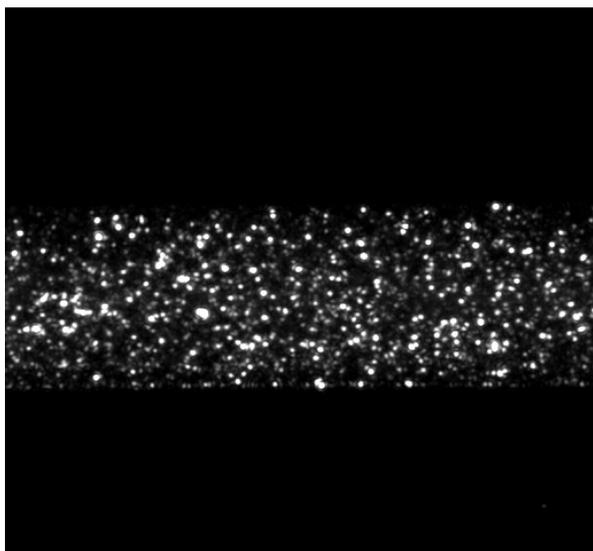


Abb. 6.9 Öl mit ungesiebten Conduct-O-Fil[®] Partikel mit $\beta=0,001$ g/ml

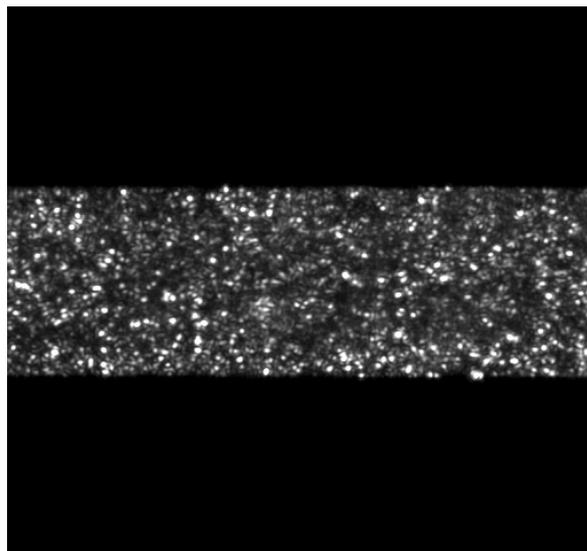


Abb. 6.10 Öl mit gesiebten Conduct-O-Fil[®] Partikel mit $\beta=0,001$ g/ml

Die Auswertung der Kameraaufnahmen zeigt wie erwartet, dass die Teilchendichte der gesiebten Conduct-O-Fil[®] Partikel stärker ausfällt als die Teilchendichte der ungesiebten Conduct-O-Fil[®] Partikel. Es ist deutlich ersichtlich, dass bei gleicher Massenkonzentration von $\beta=0,001$ g/ml bei der Aufnahme mit den gesiebten Conduct-O-Fil[®] Partikeln, mehr Partikelabbildungen zu sehen sind. Die Forderung aus Kapitel 4.5 sieht vor, dass die Anzahl der Partikelabbildungen in einer IA im Bereich von 7–15 Partikelabbildungen liegen soll. Deshalb wird die Massenkonzentration der Partikel von $\beta=0,001$ g/ml auf $\beta=0,0005$ g/ml halbiert. In Abbildung 6.11 ist eine IA von 16 x 16 px in vergrößerter Form dargestellt.

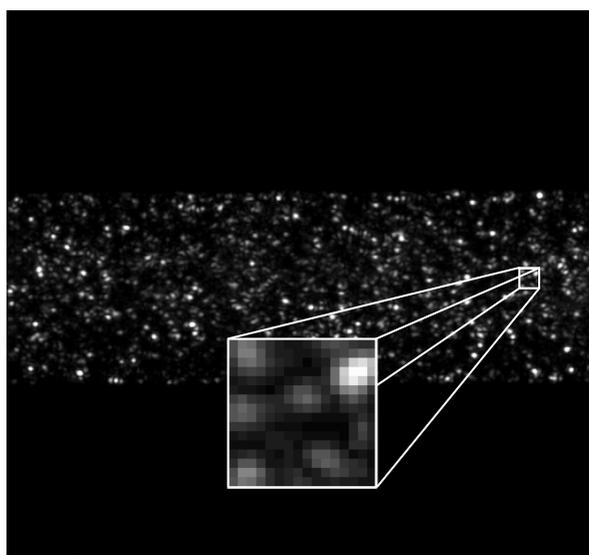


Abb. 6.11 Öl mit gesiebten Conduct-O-Fil[®] Partikel mit $\beta=0,0005$ g/ml

Es werden mehrere PIV-Messungen mit Öl und den gesiebten Conduct-O-Fil[®] Partikel mit einer Massenkonzentration von $\beta=0,0005$ g/ml durchgeführt. Tabelle 6.4 zeigt die Messergebnisse des Versuches mit den geringsten Abweichungen von gemessener Maximalgeschwindigkeit zur theoretischen Maximalgeschwindigkeit im Kanal.

Tab. 6.4 64 x 64 px und 16 x 16 px Auswertemethode der Ölströmung 2007.10.15/S008TM.1 mit den gesiebten Conduct-O-Fil[®] Partikel und deren prozentuale Abweichung zum Theoriewert der Ölströmung

V	Untersuchungsfenster		Geschwindigkeit [mm/s]			Abweichung [%]		
	grob	fein	Bilder 001-051	Bilder 100-150	Bilder 200-250	Bilder 001-051	Bilder 100-150	Bilder 200-250
1	64x64 px	16x16 px	1,125	1,162	1,165	8,39	5,37	5,13

Die ASCII-Werte der gemittelten Vektordarstellung können mit den theoretischen Werten im Kanal verglichen werden. Um die theoretischen Werte zu erhalten, wird die Parabelgleichung für die Ölströmung benutzt. Gleichung (6.4) stellt die die Parabelgleichung für die Ölströmung dar, deren Herleitung dem Anhang A zu entnehmen ist.

$$f(x) = -\frac{v_{\text{Öl,max}}}{r^2} x^2 + v_{\text{Öl,max}} \quad (6.4)$$

Das Einsetzen der spezifischen Werte der vorliegenden Ölströmung in Gleichung (6.4) ergibt Gleichung (6.5).

$$f(x) = -\frac{1,228 \frac{\text{mm}}{\text{s}}}{(1,2\text{mm})^2} x^2 + 1,228 \frac{\text{mm}}{\text{s}} \quad (6.5)$$

Durch das Einsetzen der Radien in die Gleichung (6.5) können die entsprechenden Geschwindigkeiten an dieser Stelle berechnet werden. Um die beiden Graphen miteinander vergleichen zu können, wird als Schrittweite die durch die IAs vorgegebene Schrittweite von 8 px (=0,12 mm) gewählt. Die beiden Graphen der gemessenen Werte und der theoretischen Werte werden in Abbildung 6.12 dargestellt.

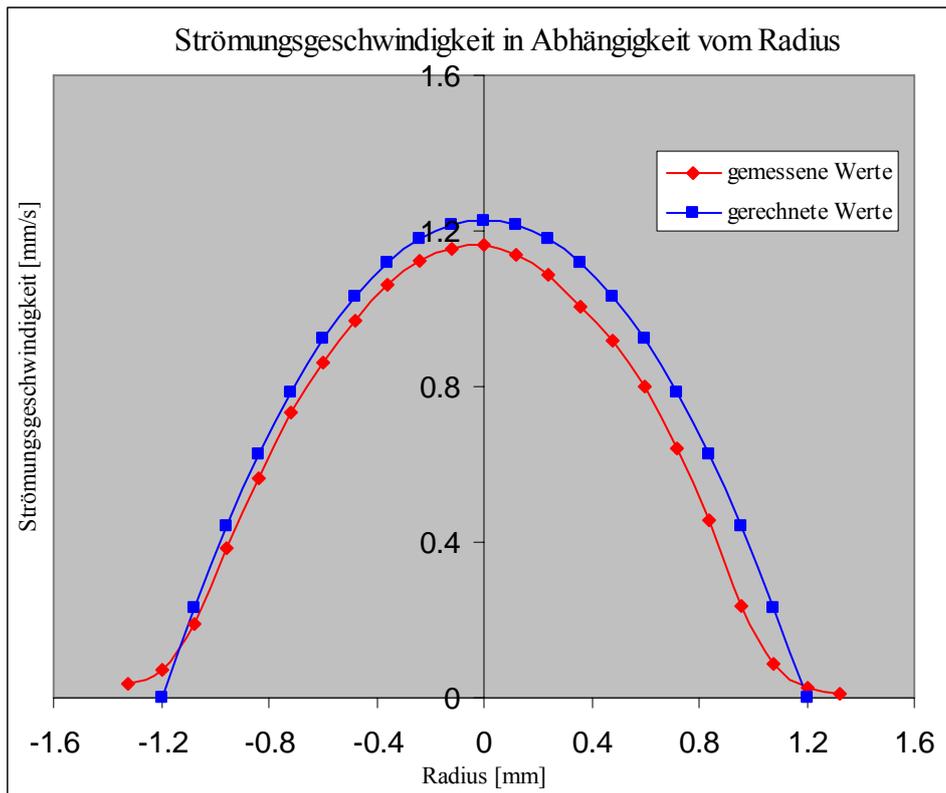


Abb. 6.12 Strömungsgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Radius

Aus Abbildung 6.12 ist deutlich ersichtlich, dass die gemessenen Werte, bis auf den Randbereich, unterhalb der theoretischen Werte liegen. Am Rand kommt es bei den gemessenen Werten zu Geschwindigkeiten, die nach der Stoke'schen Wandhaftbedingung eigentlich Null sein müssten. Des Weiteren werden Geschwindigkeiten gemessen, die außerhalb des Kanals liegen. Der gemessene Graph ist leicht nach links verschoben, was auf eine nicht ebene Einstellung des Lasers deuten könnte.

Insgesamt werden sechs Versuche mit einer Massenkonzentration von $\beta=0,0005$ g/ml durchgeführt. Zu den anderen fünf Versuchen ist zu erwähnen, dass bei diesen der Stick-Slip-Effekt auftritt (siehe Kapitel 6.2.6) oder die Kamera in der Aufnahmephase wackelt. Somit ergeben sich prozentuale Abweichungen von bis zu 22,9%. An dieser Stelle sei erwähnt, dass die Versuche sehr sorgfältig durchgeführt werden müssen, da es durch kleine Messstandabweichungen zu großen Ungenauigkeiten der Messergebnisse kommen kann. Weitere Fehlerquellen werden in Kapitel 6.2.6 aufgeführt und beschrieben.

6.2.5 Preprocessing

Unter Preprocessing wird die vorherige Bildbearbeitung der Messaufnahmen verstanden, bevor sie mit der Korrelationssoftware ausgewertet werden. Es werden 30 Bilder einer aufgenommenen Bildserie in das Bildbearbeitungsprogramm ImageJ geladen und verändert. Beim Schärfen und Invertieren der Bilder wird lediglich ein Befehl ausgeführt. Bei der Grauwertanpassung wird das tatsächlich vorkommende Grauwertmaximum auf das Grauwertmaximum von 255 gespreizt. Die Abbildungen 6.12 bis 6.15 zeigen die Veränderungen der Bilder durch das Bearbeiten.



Abb. 6.13 Originalaufnahme des Bildes



Abb. 6.14 Schärfung des Bildes



Abb. 6.15 Grauwertanpassung des Bildes

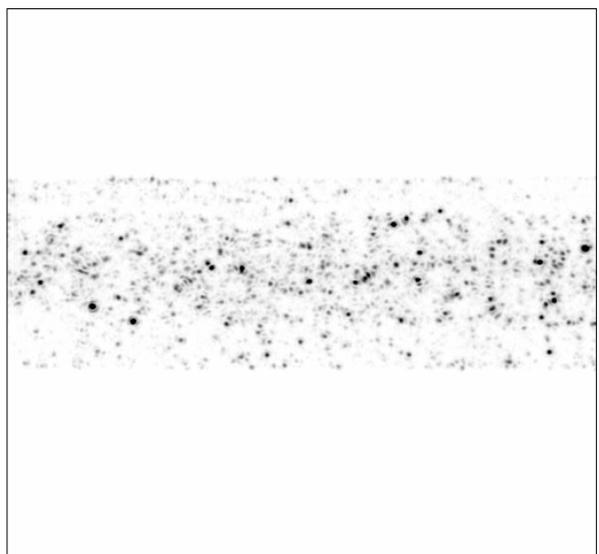


Abb. 6.16 Invertierung des Bildes

Tabelle 6.5 zeigt die Messergebnisse der durchgeführten Preprocessingmethoden anhand der Bildserie 2007.10.24/S002TM.1. Bei dieser ist die Abweichung der Maximalgeschwindigkeit zum Theoriewert höher als bei der zuvor in Tabelle 6.4 dargestellten Bildserie 2007.10.15/S008TM.1.

Tab. 6.5 Verschiedene Preprocessingmethoden der Ölströmung 2007.10.24/S002TM.1 mit den gesiebten Conduct-O-Fil® Partikel und deren prozentuale Abweichung zum Theoriewert der Ölströmung

V	Preprocessingmethode	Geschwindigkeit [mm/s]	Abweichung [%]
		Bilder 510-539	Bilder 510-539
1	keine	0,949	22,72
2	Schärfen	0,930	24,10
3	Grauwertanpassung	0,932	24,27
4	Invertieren	0,949	22,72

Die Abweichungen zum Theoriewert haben sich durch die verschiedenen Preprocessingmethoden nicht verringert. Beim Schärfen der Bilder und bei der Grauwertanpassung ist die Abweichung größer geworden. Bei der Invertierung hat sich die Abweichung nicht verändert. Die durchgeführten Preprocessingmethoden liefern keine Verbesserung der Abweichung, so dass diese Methoden bei der Auswertung nicht eingesetzt werden.

6.2.6 Fehlerbetrachtung der Ölströmung

Wird ein Bild der Ölströmung mit den Conduct-O-Fil[®] Partikel als Hintergrund eines Durchschnittsvektorbildes gelegt, so lässt sich feststellen, dass das Strömungsprofil über den Kanaldurchmesser hinweg verläuft. Abbildung 6.17 zeigt ein solches Durchschnittsvektorbild.

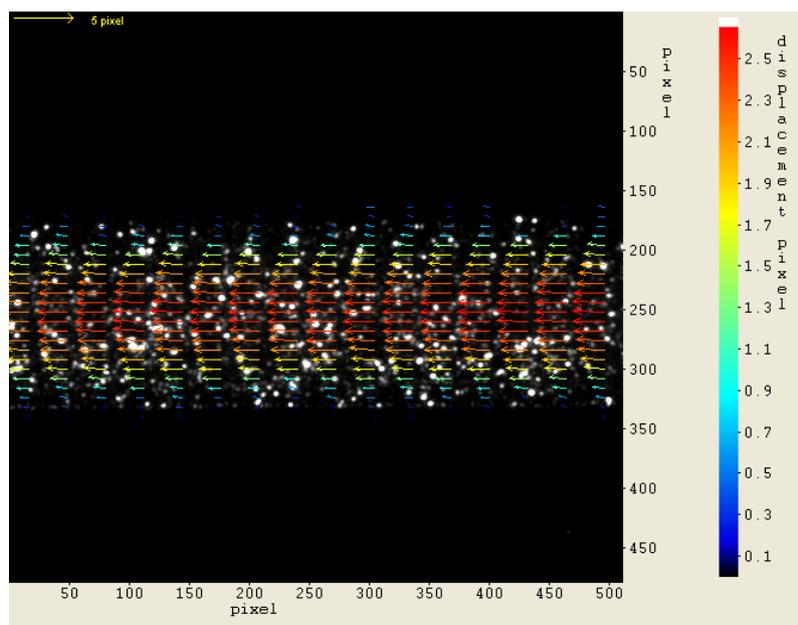


Abb. 6.17 gemittelttes Geschwindigkeitsprofil der Ölströmung mit der Ölströmung und den Conduct-O-Fil[®] Partikeln im Hintergrund

Die Darstellung von Vektoren außerhalb des zu untersuchenden Kanals kann auftreten, weil die Korrelationssoftware möglicherweise IAs mit den in ihrer Nachbarschaft liegenden IAs vergleicht. Aufgrund dieser Tatsache, können mit der herkömmlichen PIV-Methode keine Aussagen über wandnahe Gebiete getroffen werden.

Vernachlässigbare kleine Fehler treten durch die Wiegeungenauigkeit und die Fehler durch die Ölvolumen bei der Herstellung der Verdünnungsreihe auf. Ebenfalls vernachlässigbar klein sind auch die Fehler der eingestellten FPS von 30 s^{-1} der CCD-Kamera und der vorhandenen Lichtbrechung (siehe Kapitel 5.1.3), die zu einer kleinen Verzerrung der Kanalabbildung führt. Größere Ungenauigkeiten treten durch die Spritzenpumpe und die Laserdicke auf.

Die Tabellen 6.2-6.4 zeigen alle, dass es innerhalb einer aufgenommenen Bildserie zu Abweichungen der experimentell ermittelten Maximalgeschwindigkeit kommt. Dieser Effekt tritt wegen der unregelmäßigen Pumpfunktion der Spritzenpumpe auf. Diese besitzt einen auf

eine Stunde geeichten Volumenstrom. Jedoch fördert die Pumpe in den vorliegenden Versuchen jeweils nur für ca. 18 Sekunden das Öl und die Partikel.

Außerdem setzen sich die kleinen Conduct-O-Fil[®] Partikel zwischen den Spritzenzylinder und den am Kolben angebrachten Gummistopfen. Die Folge daraus sind ruckartige Gleitbewegungen des Kolbens (Stick-Slip-Effekt), die zu Druckunterschieden führen welche wiederum auf die Ölströmung wirken. Dieser Effekt verstärkt sich bei den gefilterten Conduct-O-Fil[®] Partikel. Nach jeweils drei Versuchsdurchläufen wird die Kunststoffspritze ausgewechselt, um diesen Fehler zu minimieren.

Der größte Fehler jedoch tritt durch die Dicke des Laserschnitts auf. Die Dicke von 1 mm entspricht ca. 42% des Kanaldurchmessers. Mit Hilfe der Parabelgleichung für die Ölströmung (6.4) kann die Geschwindigkeit der Ölströmung am Laserrand berechnet werden. Die theoretischen Geschwindigkeiten am Laserrand betragen $v_{\text{Öl}}=1,015 \text{ mm/s}$. Die experimentell ermittelten Maximalgeschwindigkeiten dürfen nicht direkt mit der theoretischen Maximalgeschwindigkeit von $v_{\text{Öl,max}}=1,228 \text{ mm/s}$ verglichen werden, sondern mit einer Geschwindigkeit die sich aus den theoretischen Geschwindigkeiten an den Laserrändern und aus der theoretischen Maximalgeschwindigkeit zusammensetzt. Diese Geschwindigkeit liegt zwischen $1,015 \text{ mm/s}$ und $1,228 \text{ mm/s}$ liegt. Es tritt ein systematischer Fehler auf, weil die experimentelle Maximalgeschwindigkeit immer mit der theoretischen Maximalgeschwindigkeit von $v_{\text{Öl,max}}=1,228 \text{ mm/s}$ verglichen wird.

7 Untersuchung von Wassertropfen in der Ölströmung

Um das Fließverhalten der Erythrozyten in den Kapillaren zu modellieren, werden dem Modell mit der Ölströmung Wassertropfen hinzu gegeben und deren Umströmung untersucht. Anfänglich wird das Schlüsselexperiment an einem Tropfen mit einem Volumenstrom von 10 ml/h durchgeführt. Anschließend wird der Versuch variiert, indem der Volumenstrom auf 5 ml/h gesenkt bzw. auf 20 ml/h erhöht wird. Anschließend wird das vollständige Blutmodell betrachtet, bei dem die Umströmungen vieler Tropfen hintereinander untersucht werden.

7.1 Untersuchung eines Einzeltropfens

7.1.1 Wassertropfenherstellung

Ein kugelförmiger Wassertropfen mit dem Durchmesser $d_T=2,4$ mm (=Kanal Durchmesser d_K) besitzt ein Volumen von $V_T=7,2$ μ l. Die Form der strömenden Erythrozyten in den Kapillaren ist jedoch nicht kugelförmig sondern pantoffelförmig, mit einem Verhältnis von Länge zu Durchmesser von 1,5:1 [SGB80]. Übertragen auf einen länglichen Wassertropfen mit $d_T=2,4$ mm bedeutet dies eine Länge von $l_T=3,6$ mm. Aus diesen Maßen ergibt sich ein Tropfenvolumen von $V_T=12,7$ μ l. Der äquivalente Durchmesser dieses Volumens beträgt 2,9 mm. Frühere Versuche mit Wassertropfen im Labor haben gezeigt, dass Wassertropfen bei einer Tropfengröße von $d_T>2,6$ mm instabil werden. Deshalb werden die Versuche mit Wassertropfen mit einer Tropfengröße von $d_T=2,6$ mm durchgeführt, was einem Tropfenvolumen von 9,2 μ l entspricht.

Es wird eine 25 μ l-Glasspritze der Firma Innovative Labor Systeme GmbH mit einer Microlance 20G Kanüle (0,9 x 40 mm) der Firma Becton Dickinson GmbH verwendet, um destilliertes Wasser aufzuziehen. Um die Wassertropfen zu erhalten, wird die gewünschte Menge Wasser in eine zuvor mit Öl und Partikel befüllte Spritze gegeben. Der Wassertropfen sinkt aufgrund seiner höheren Dichte auf den Boden der Spritze.

7.1.2 Versuchsdurchführung

An den Spritzenkopf der Spritze mit dem Wassertropfen, dem Öl und den Partikeln wird die Schlauchverlängerung Heidelberger Extension der Firma Fresenius Kabi AG angeschlossen. Diese besitzt ebenfalls wie die Spritze Luer-Lock™-Schraubgewinde an den Enden. Die Schlauchverlängerung wird in der Mitte mit einer Schere durchgeschnitten und in das Silikonmodell gesteckt. Nun wird das Schlauchsystem mit Öl und den Partikeln befüllt, indem der Spritzenkolben in den Spritzenzylinder gedrückt wird. Jetzt wird die Spritze auf den Kopf gestellt, so dass der Wassertropfen absinken kann. Dieser wird jetzt ebenfalls in das Schlauchsystem gedrückt, so dass er vom Öl und den Partikeln umgeben ist. Die Spritze wird abschließend in die Spritzenpumpe eingespannt. Der Messaufbau ist angeordnet wie bei der Untersuchung der Ölströmung (siehe Abbildung 6.1 und 6.2). Ebenfalls wie bei der Ölströmung, wird die Dosierung der Spritzenpumpe auf einen Volumenstromwert von 10 ml/h eingestellt. Durch das Starten der Spritzenpumpe, bewegt sich der Wassertropfen im Schlauch vorwärts und tritt in das Silikonmodell ein. Wenn sich der Tropfen im Untersuchungsfeld befindet, wird die Kameraaufnahme gestartet. Dieser Schritt stellt sich als schwierig heraus, da der Zeitpunkt der Aufnahme und das Durchlaufen des Tropfens durch den Aufnahmebereich aufeinander abgestimmt sein müssen. Nach dem Durchlaufen des Tropfens wird die Spritzenpumpe gestoppt und umgestellt. Diese fördert jetzt rückwärts und der Tropfen wird wieder vor das Untersuchungsfeld gezogen.

Nach erfolgreicher Durchführung der Messungen mit einem Volumenstrom von 10 ml/h werden weitere Versuche mit anderen Volumenströmen realisiert. Hierbei werden Volumenströme von 5 ml/h und 20 ml/h gewählt.

7.1.3 Preprocessing

Im ersten Schritt des Preprocessings, bei den Aufnahmen mit den Wassertropfen, wird die Fläche im Tropfen mit Adobe Photoshop[®] geschwärzt, so dass es beim Erstellen des Vektorbildes zu weniger Fehlervektoren kommt.

Durch die eingestellte FPS von 30 s^{-1} wird eine Mittelung über 30 Bilder angestrebt, um die Verschiebung der Partikel in dem Zeitintervall von $\Delta t=1 \text{ s}$ zu erhalten. Die Verschiebungen von Bild 1 bis 30 können dann in Geschwindigkeiten umgerechnet werden. Werden die aufgenommenen Bilder mit dem Tropfen in DaVis eingelesen und ausgewertet, kann nicht mehr gemittelt werden, da sich der Tropfen auf jedem Bild an einer anderen Stelle befindet. Deshalb ist es notwendig, die 30 Bilder so zu verschieben, dass der Wassertropfen an einer Stelle im Kanal fest positioniert ist. Danach kann die Auswertung mit Hilfe der Mittelung stattfinden, wobei das entstehende Vektorfeld die relativen Verschiebungen um den Wassertropfen herum angibt. Es werden 30 aufeinander folgende Bilder ausgewählt, bei denen sich der Tropfen ca. in der Mitte des Bildes befindet. Die Verschiebung der Bilder wird mit Adobe Photoshop[®] durchgeführt. Dabei wird anfänglich die Gesamtverschiebung des Tropfens vom ersten Bild bis zum letzten Bild anhand einer Pixelauszählung festgestellt. Der Wert der gesamten Verschiebung wird durch die Anzahl der Bilder geteilt und es ergibt sich ein Verschiebungswert, um den jedes Bild zu seinem Vorgängerbild verschoben ist. Damit der Tropfen fest in der Mitte der Bilder zum Liegen kommt, werden die Bilder um jeweils ein Vielfaches des Verschiebungswertes verschoben (das erste Bild bleibt unbearbeitet, das zweite Bild wird um den Verschiebungswert verschoben, das dritte Bild wird um das doppelte des Verschiebungswertes verschoben, usw.). Die Verschiebungen werden so für die gesamten 30 Bilder durchgeführt. Bei der Bildverschiebung muss berücksichtigt werden, dass je nachdem in welche Richtung verschoben wird, Informationsverluste an den Bildrändern auftreten.

Um die aufwändige manuelle Verschiebung jeder Bilderserie zu vermeiden, wird dieser Prozess automatisiert. Dabei wird auf das bestehende Plugin Registration [TRU98] für das Bildbearbeitungsprogramm ImageJ zurückgegriffen. Bei der Bearbeitung wird der Modus StackReg mit der Verschiebungsart Translation gewählt. Außerdem kann die Wahl getroffen werden, auf welcher Seite die Bildinformationsverluste zustande kommen sollen. Das Programm arbeitet jedoch nicht ganz so exakt, wie die manuelle Verschiebung und so kommt es bei der Bearbeitung eines Bilderstapels von 30 Bildern, zu einem kleinen Versatz.

Abbildung 7.1 und 7.2 zeigen jeweils Bild 190 und Bild 209 der Bildserie 2007.10.24/S002TM.1 bei der manuellen und bei der automatischen Verschiebung des Tropfens. Bei der Beispielverschiebung beträgt der Versatz der automatischen Verschiebung 8 px.

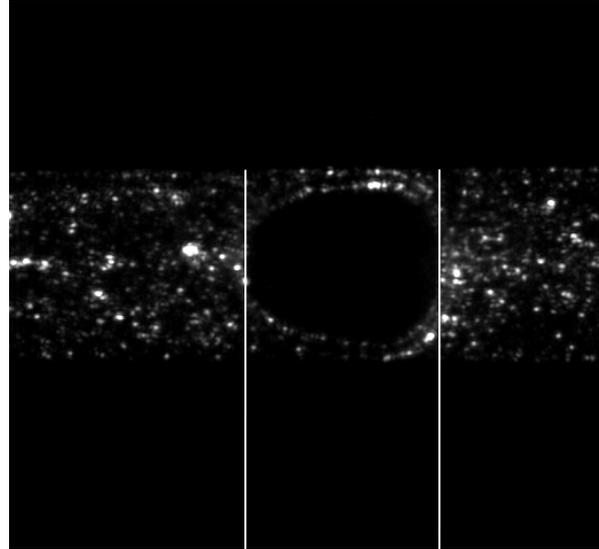
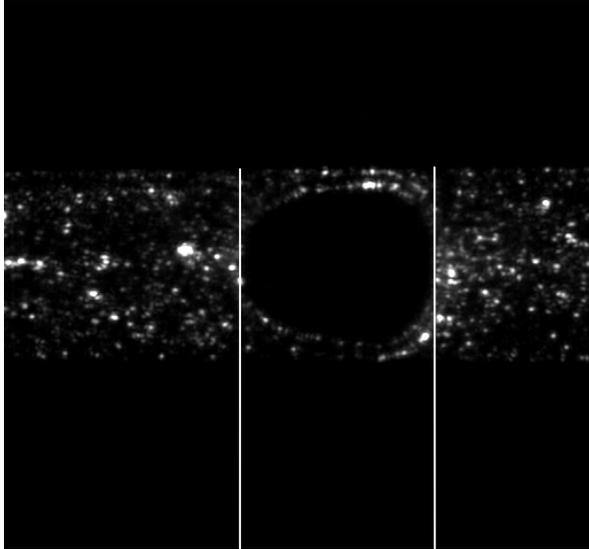


Abb. 7.1 Manuelle Tropfenverschiebung mit Adobe Photoshop®

Abb. 7.2 Automatische Tropfenverschiebung mit ImageJ Plugin Registration [TRU98]

7.1.4 Auswertung

Der Tropfen befindet sich ca. in der Mitte des Bildes, so dass auf dem Vektorbild die Partikelverschiebungen vor und nach dem Tropfen sichtbar sind. Der Informationsverlust tritt, wie in Abbildung 7.1 und 7.2 dargestellt auf der linken Bildseite auf. Da die Mittelung der 30 Vektorbilder über den gesamten Bildbereich vollzogen wird, dürfen auf den Durchschnittsvektorbildern (siehe Abbildung 7.3 und 7.4) die Vektoren auf der linken Seite im Bereich von 0-44 px bzw. von 0-52 px nicht betrachtet werden.

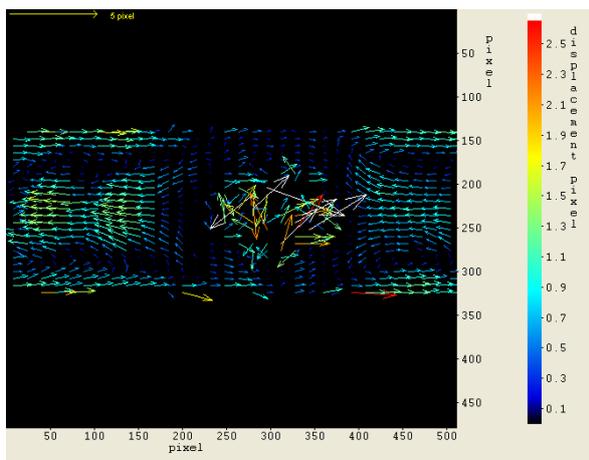


Abb. 7.3 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes Bildes (manuelle Tropfenverschiebung)

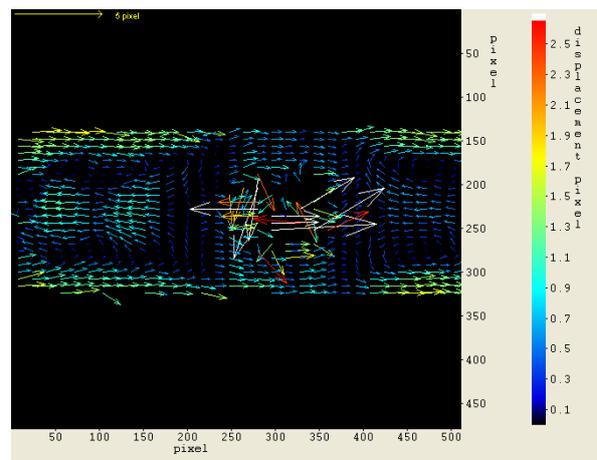


Abb. 7.4 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes Bildes (automatische Tropfenverschiebung)

Bei der Betrachtung der beiden Durchschnittsvektorbilder Abbildung 7.3 und 7.4 ist ersichtlich, dass die Vektoren am Rand der automatisch verschobenen Bilder vom Betrag größer sind als die Vektoren der manuell verschobenen Bilder. In diesen Vektoren spiegelt sich der zuvor schon beschriebene Versatz der manuellen Verschiebung von 8 px. Aufgrund der enormen Zeitersparnis wird die automatische Verschiebungsvariante, trotz des Versatzes, für die Auswertungen für die Tropfenströmungen verwendet.

Die Gesamtverschiebung des Tropfens von Bild 180 bis Bild 209 beträgt 42 px. Da 30 Bilder betrachtet werden, beträgt die Verschiebung von einem Bild zum nächsten Bild somit 1,4 px. Da die Verschiebung sehr klein ist, leidet die Genauigkeit des Verfahrens. Die Verschiebung soll auf ca. 5 px vergrößert werden. Die einfachsten Varianten sind, den Volumenstrom zu steigern oder die FPS herabzusetzen. Da die Einstellung des Volumenstroms ein fester Parameter für das System darstellt und die FPS von 30 s^{-1} die geringste Einstellung der CCD-Kamera ist, werden die Verschiebungen über jeweils vier Bilder betrachtet. (Bild 0 wird mit Bild 4 verglichen, Bild 1 wird mit Bild 5 verglichen, Bild 2 wird mit Bild 6 verglichen, etc.) und es entsteht eine Verschiebung in der Größenordnung von ca. 5 px pro Bildpaar. Die

automatische Tropfenverschiebung wird so abgeändert, dass nicht auf der linken Seite ein Informationsverlust in einem Bereich von bis zu 52 px auftritt, sondern dass jeweils rechts und links ein Informationsverlust von bis zu 26 px auftritt. Die Durchschnittsvektorbilder bei der automatischen Tropfenverschiebung besitzen somit rechts und links am Rand einen Bereich von 26 px, die nicht betrachtet werden dürfen. Die Abbildungen 7.5 und 7.6 zeigen die Durchschnittsvektorbilder der manuellen und der automatischen Tropfenverschiebung, bei der nur jedes vierte Bild betrachtet wird.

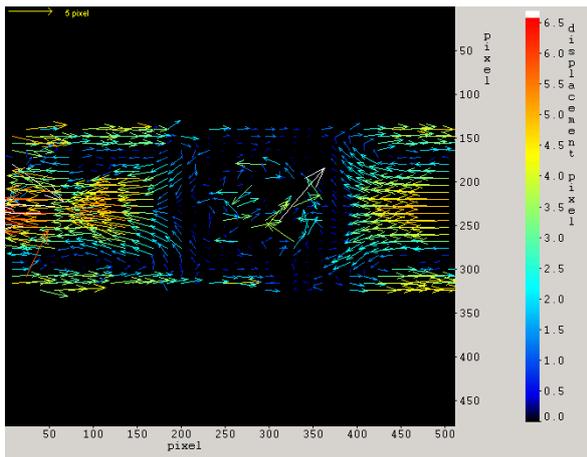


Abb. 7.5 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes (manuelle Tropfenverschiebung)

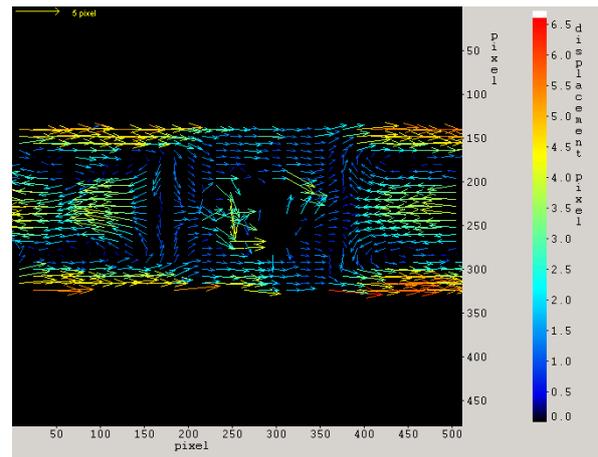


Abb. 7.6 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes (automatische Tropfenverschiebung)

Die Abbildungen 7.5 bis 7.6 zeigen relative Verschiebungen um den Wassertropfen, d. h. die Strömung wird von einem bewegten Koordinatensystem aus betrachtet, welches sich mit der Geschwindigkeit des Wassertropfens bewegt. Um die tatsächliche Umströmung des strömenden Wassertropfens in einem ortsfesten Koordinatensystem zu erhalten, wird die Wassertropfenverschiebung, in dem vorliegenden Fall von $4 \times 1,4$ px, auf alle Verschiebungen der relativen Umströmung hinzu addiert (siehe Abbildung 7.7 und 7.8).

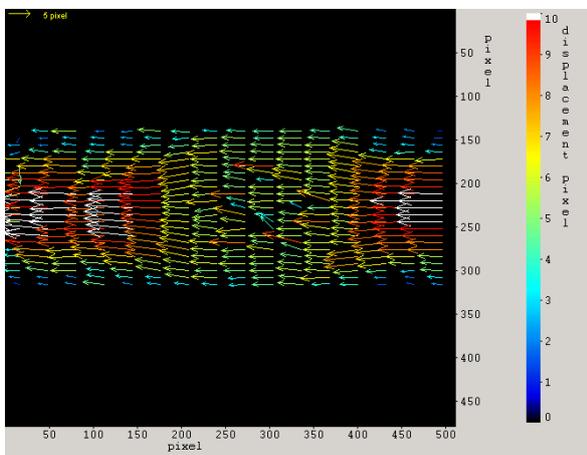


Abb. 7.7 Vektordarstellung der tatsächlichen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes (manuelle Tropfenverschiebung)

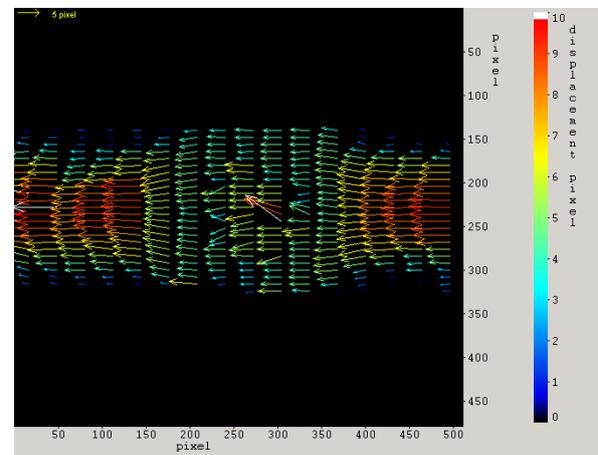


Abb. 7.8 Vektordarstellung der tatsächlichen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes (automatische Tropfenverschiebung)

Der ausführlich beschriebene Versuch und seine Auswertung für einen Volumenstrom von 10 ml/h, werden ebenfalls mit einem Volumenstrom von 5 ml/h und 20 ml/h durchgeführt. Hierbei wird aufgrund der Geschwindigkeitsänderung der Strömung im Kanal die Bildauswertung angepasst. Bei der Strömung mit dem Volumenstrom von 5 ml/h wird die Verschiebung über acht Bilder betrachtet (Bild 0 wird mit Bild 8 verglichen, Bild 1 wird mit Bild 9 verglichen, Bild 2 wird mit Bild 10 verglichen, etc.) und bei der Strömung mit dem Volumenstrom von 20 ml/h wird die Verschiebung über zwei Bilder betrachtet (Bild 0 wird mit Bild 2 verglichen, Bild 1 wird mit Bild 3 verglichen, Bild 2 wird mit Bild 4 verglichen, etc.). Diese Änderung in der Bildbetrachtungsweise wird durchgeführt, damit die resultierenden Vektorbilder ähnliche Verschiebungen aufzeigen und miteinander verglichen werden können. Die Durchschnittsvektorbilder und der Vergleich der verschiedenen Volumenströme werden in Kapitel 8.1 ausführlich dargestellt.

7.1.5 Postprocessing

Das Postprocessing entspricht einer Nachbearbeitung der Vektorbilder für eine deutlich bessere Übersichtlichkeit der Darstellung. Hierbei kann die Vektoranzeige verändert werden und eine Vektorbearbeitung einzelner Vektoren stattfinden. Die Anzahl der Vektoren kann horizontal und vertikal gewählt werden und die Länge der Vektoren ist über einen Faktor einstellbar. Auch können verschiedene Farb- und Skaleneinstellungen vorgenommen werden. Die Abbildung 7.9 und 7.10 zeigen die gleichen Durchschnittsvektorbilder wie Abbildung 7.5 und 7.6, jedoch sind hier zusätzlich durch die andere Farbwahl, die Richtungen der Verschiebungen eindeutiger ersichtlich.

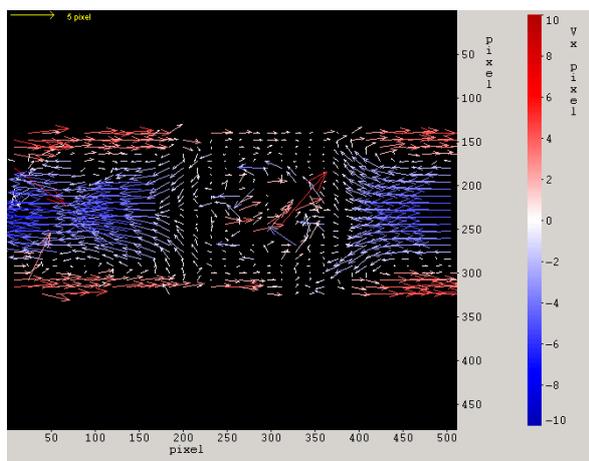


Abb. 7.9 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes mit anderer Skalierung und Farbgebung (manuelle Tropfenverschiebung)

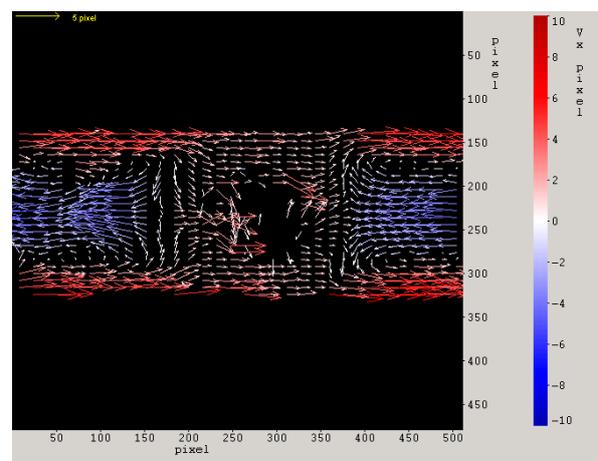


Abb. 7.10 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes mit anderer Skalierung und Farbgebung (automatische Tropfenverschiebung)

Anstatt der Verschiebungsvektoren können auch die Stromlinien angezeigt werden, auf denen die Verschiebungsvektoren zu liegen kommen (Abbildung 7.11 und 7.12).

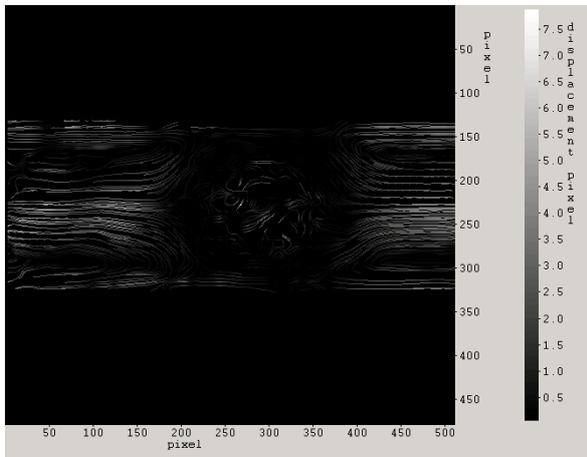


Abb. 7.11 Stromliniendarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes (manuelle Tropfenverschiebung)

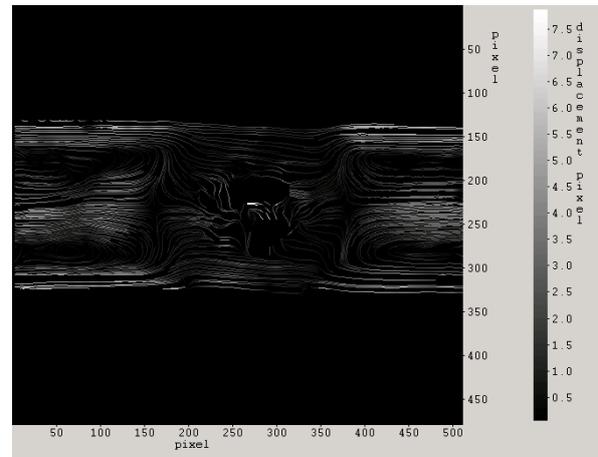


Abb. 7.12 Stromliniendarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes (automatische Tropfenverschiebung)

Durch das Auftreten von Vektoren außerhalb des Kanals und von Fehlervektoren im Kanal, ist eine Vektorbearbeitung notwendig. Vektoren außerhalb des Kanals werden gelöscht und Fehlervektoren innerhalb des Kanals, meist durch den Tropfen hervorgerufen, bearbeitet. Die Vektorbearbeitung erfolgt durch das Auswählen eines Vektors mit Hilfe der Option Vector editing. Es öffnet sich ein Auswahlfenster, bei dem eine zweite bis vierte Wahlmöglichkeit gegeben wird, den Vektor zu verändern. Passt sich der Vektor harmonisch an das Strömungsbild an, so wird der Vektor erster Wahl damit ersetzt, ansonsten wird der Vektor gelöscht. Vektoren direkt in der Tropfenmitte, bei der keine Angleichung an die Strömung vorgenommen werden muss, werden mit Hilfe eines Bildbearbeitungsprogramms geschwärzt (siehe Abbildung 7.13 und 7.14).

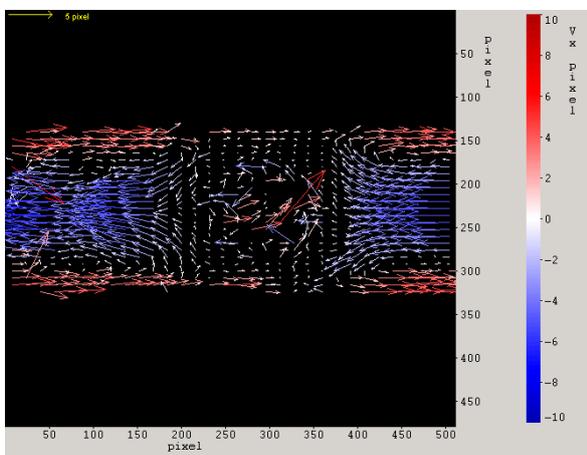


Abb. 7.13 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen ohne Postprocessing

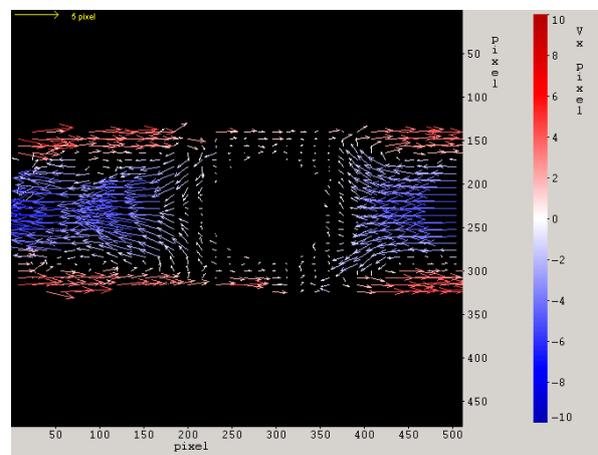


Abb. 7.14 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen mit Postprocessing

7.2 Untersuchung des vollständigen Blutmodells

7.2.1 Wassertropfenherstellung

Um viele Wassertropfen mit einem äquivalenten Durchmesser von $d_T=2,6$ mm in einer Ölströmung zu erhalten, wird die doppelte Spritzenpumpe Perfusor[®] Secura der Firma B. Braun eingesetzt. In die Spritzenpumpe werden je eine Spritze mit destilliertem Wasser und eine Spritze mit Öl und Partikel gespannt. Beide Spritzen werden mit der Schlauchverlängerung Heidelberger Extension angeschlossen, an deren Enden sich eine Microlance 22G Kanüle (0,7 x 30 mm) der Firma Becton Dickinson befindet. Die Kanülen werden in einen zuvor vorbereiteten PVC-Schlauch der Firma Nalgene[®] eingeführt, dessen Innendurchmesser $d_i=1,6$ mm beträgt. Die Wandstärke des Schlauches besitzt eine Dicke von $s=0,8$ mm. Das Schlauchende, an dem die Kanülen hineingesteckt werden, ist verschlossen. Die andere Seite des Schlauches wird über einen Adapter mit der Schlauchverlängerung Heidelberger Extension verbunden, die zum Silikonmodell führt. Der Volumenstrom des Perfusors[®] wird auf 5 ml/h eingestellt, da sich dieser jeweils auf eine Spritze bezieht. Beide Spritzen ergeben zusammen einen Volumenstrom von 10 ml/h. Der Perfusor[®] wird gestartet und es bilden sich kontinuierlich Wassertropfen in der Ölströmung. Die Tropfengröße wird durch die Verschiebung der beiden Kanülen eingestellt. Eine Lichtschranke, die über eine Messkarte mit einem PC verbunden ist, registriert die durchlaufenden Wassertropfen. Mit Hilfe des Computerprogramms MatLab ist es möglich die Tropfenanzahl in einer vorgegebenen Zeit zu bestimmen. Durch die Volumenstromeingabe in das PC-Programm, errechnet dieses den äquivalenten Tropfendurchmesser. Dieser Vorgang wird so oft wiederholt, bis sich ein Tropfendurchmesser von $d_T=2,6$ mm eingestellt hat.

7.2.2 Versuchsdurchführung

Der Versuch wird ähnlich wie in Kapitel 7.1.2 beschrieben durchgeführt, nur mit dem Vorteil, dass die Aufzeichnung mit der der CCD-Kamera zu jeder beliebigen Zeit gestartet werden kann, da die Tropfen kontinuierlich produziert werden. Auch ist bei der Durchführung mehrerer Versuche hintereinander das Zurückfahren des Einzeltropfens nicht nötig. Abbildung 7.15 zeigt eine Aufnahme der Bildserie 2007.11.01\S019TM.1.



Abb. 7.15 Aufnahme des vollständigen Blutmodells

Das Preprocessing, die Auswertung sowie das Postprocessing werden genau wie beim Einzeltropfenversuch mit einem Volumenstrom von 10 ml/h durchgeführt (siehe Kapitel 7.1.3 bis 7.1.5).

8 Ergebnisse

Die Vektorbilder als Ergebnis der PIV-Messungen, zeigen Verschiebungen auf. Diese können mit Hilfe von Faktoren in Geschwindigkeiten umgerechnet werden. Gleichung (8.1) zeigt die Umrechnung, wobei sich die Faktoren je nach Untersuchungsart verschieden zusammensetzen. In die Umrechnung fließen der Umrechnungsfaktor $k_1=0,0151 \text{ mm/px}$ und die eingestellte FPS von 30 s^{-1} der CCD-Kamera ein. Des Weiteren muss die Schrittfolge jeder Bildbetrachtung mit einbezogen werden. Ein Beispiel soll die Umrechnung der Verschiebung von $\Delta x_i=10 \text{ px}$ in die Geschwindigkeit v_i beim Einzeltropfenversuch mit einem Volumenstrom von 10 ml/h geben. Bei der Auswertung wird jedes vierte Bild miteinander verglichen, so dass die Schrittfolge der Bildbetrachtung $j=4$ ist.

$$\frac{\Delta x_i}{j} \cdot k_1 \cdot \text{FPS} = v_i \quad (8.1)$$

$$\frac{10 \text{ px}}{4} \cdot 0,0151 \frac{\text{mm}}{\text{px}} \cdot 30 \frac{1}{\text{s}} = 1,133 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$$

Ein Verschiebungsvektor von $\Delta x_i=10 \text{ px}$ entspricht einer Geschwindigkeit von $v_i=1,133 \text{ mm/s}$ an dieser Stelle. Die Verschiebungen die in den Vektorbildern ersichtlich sind, können somit alle in Geschwindigkeiten umgerechnet werden. Für die qualitative Darstellung der Umströmung reichen die Verschiebungsfelder jedoch aus.

8.1 Einzeltropfen

Zunächst wird das Ergebnis des Einzeltropfenversuchs bei einem Volumenstrom von 10 ml/h dargestellt. Die Stromlinien der manuellen Tropfenverschiebung sind wesentlich harmonischer als die der automatischen Verschiebung (siehe Abbildung 7.9 und 7.10), so dass die Vektorbilder der manuellen Verschiebung ausführlicher dargelegt werden. Die Auswertung der in Kapitel 7.1.4 beschriebenen Bildserie 2007.10.24/S002TM.1 ergibt das Vektorbild Abbildung 7.7 mit den relativen Verschiebungen. Zur Verdeutlichung wird das Vektorbild vergrößert in Abbildung 8.1 ein weiteres Mal dargestellt, jedoch wird als Hintergrund der Wassertropfen in der Ölströmung mit den Partikeln hinzugefügt.

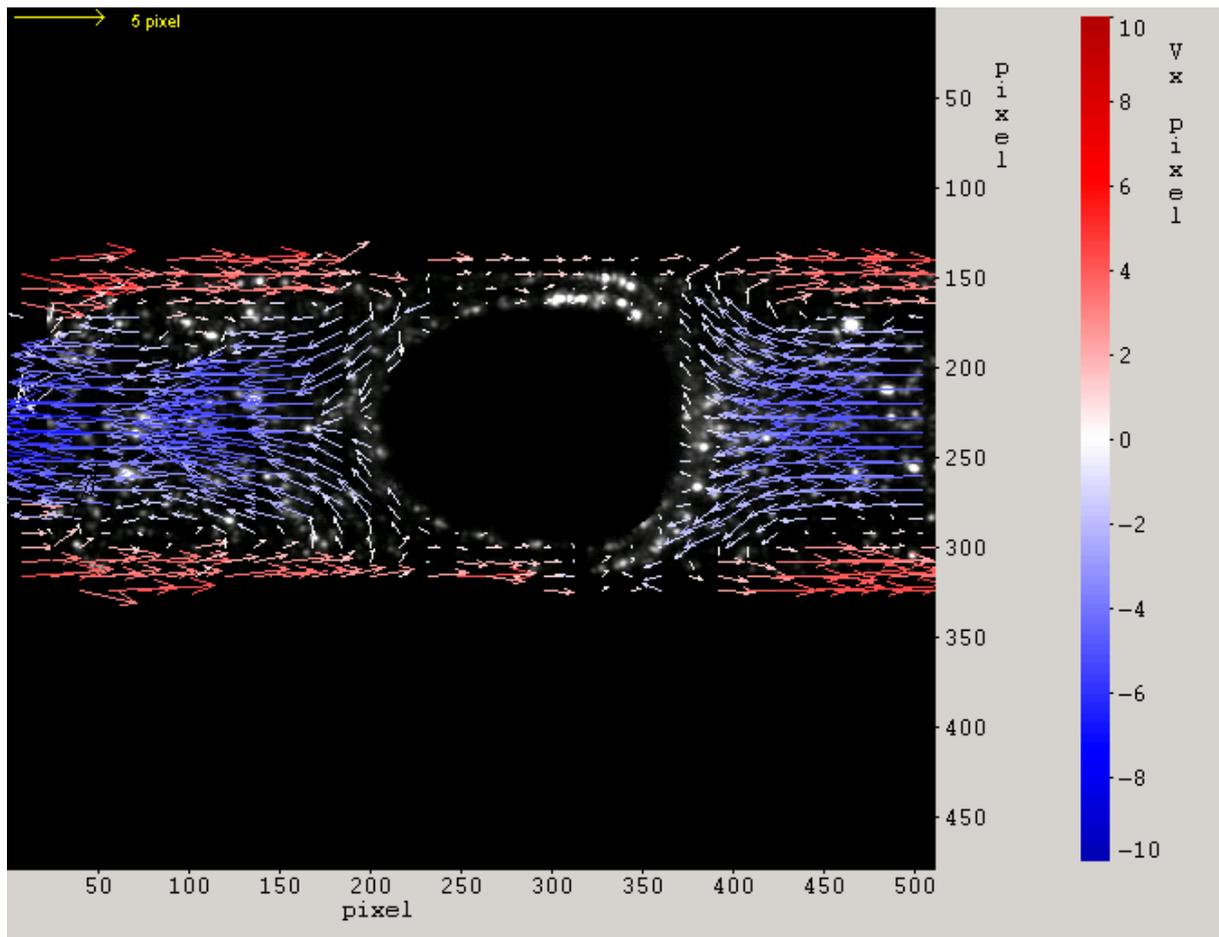


Abb. 8.1 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 10 ml/h

Durch die Betrachtung von einem bewegten Koordinatensystem aus, das sich mit der Geschwindigkeit des Wassertropfens bewegt, sind die relativen Partikelverschiebungen um den Tropfen herum sichtbar. Die Verschiebungen im Bereich des Tropfens sind alle vergleichbar klein, weil die 30 Bilder zuvor manuell verschoben worden, so dass sich der Tropfen auf den 30 Bildern annähernd an derselben Position befindet. Am Tropfen kommt es zu einem Staupunkt vorne und hinten in der Mitte des Kanals. Ebenfalls in der Kanalmitte, jeweils vor und nach dem Tropfen, treten die höchsten Verschiebungen in die Richtung auf, in die sich auch der Tropfen bewegt (nach links). An der Kanalwand kommt es vor und nach dem Tropfen, zu einer relativen Rückströmung entgegen der Tropfenbewegungsrichtung (nach rechts).

Aus Gründen der Übersichtlichkeit, wird bei den folgenden Vektordarstellungen auf den Wassertropfen im Hintergrund verzichtet und ein einfacher schwarzer Hintergrund gewählt.

Wird die Tropfenverschiebung auf das relative Vektorbild addiert, so entsteht das tatsächliche Vektorbild, dessen Koordinatensystem nicht mehr bewegt ist, sondern ortsfest ist. Abbildung 8.2 zeigt das zugehörige tatsächliche Vektorbild zum relativen Vektorbild aus Abbildung 8.1 in vergrößerter Form.

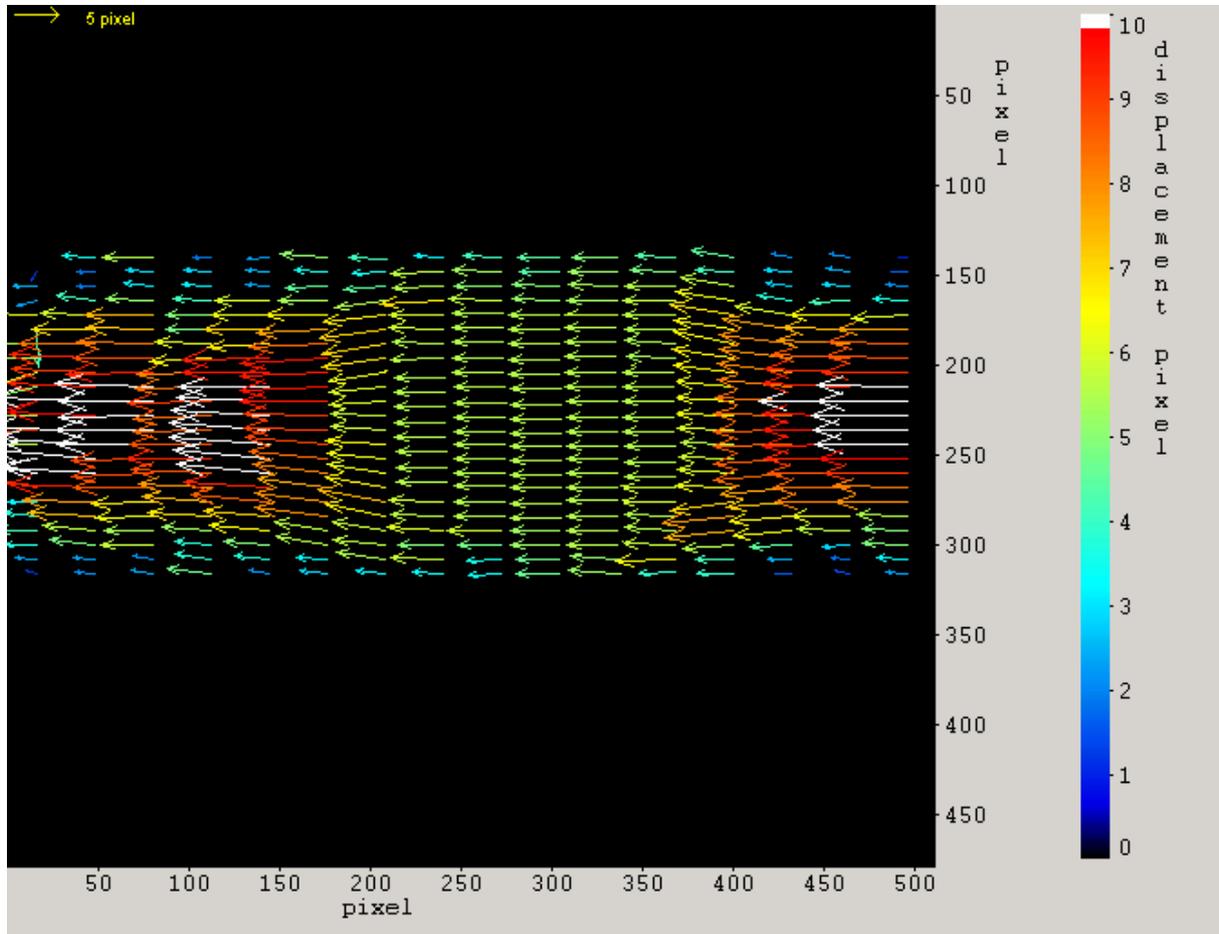


Abb. 8.2 Vektordarstellung der tatsächlichen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 10 ml/h

Abbildung 8.2 zeigt wieder, dass die Beträge der Verschiebungen im Bereich des Tropfens ähnlich sind. Es kommt zu einer Art Blockprofil an den Stellen, wo sich der Tropfen befindet. Dies ist der Fall, weil sich der Tropfen über nahezu den gesamten Kanalquerschnitt mit der gleichen Geschwindigkeit fortbewegt. Auch hier zeigen sich vor und nach dem Tropfen die größten Verschiebungen in der Kanalmitte.

Die folgenden Abbildungen 8.3 bis 8.8 zeigen die relative und tatsächliche Umströmung der Wassertropfen im Öl. Die Volumenströme betragen jeweils 5 ml/h, 10 ml/h und 20 ml/h. Die Vektorbilder der relativen Umströmung sind nachbearbeitet, wie in Kapitel 7.1.5 beschrieben. Pro Volumenstrom wird nur jeweils eine Messreihe als Ergebnis dargestellt (Bildserie bei 5 ml/h: 2007.11.02/S006TM.1, Bildserie bei 10 ml/h: 2007.10.24/S002TM.1 und Bildserie bei 20 ml/h: 2007.10.24/S003TM.1). Die Anzahl der durchgeführten Versuche können dem Anhang B entnommen werden.

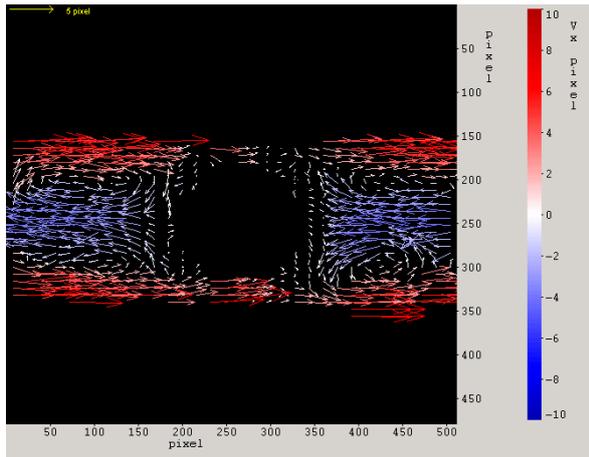


Abb. 8.3 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 5 ml/h

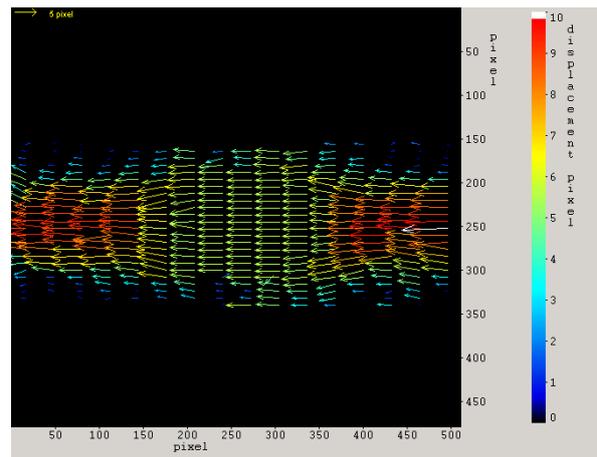


Abb. 8.4 Vektordarstellung der tatsächlichen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 5 ml/h

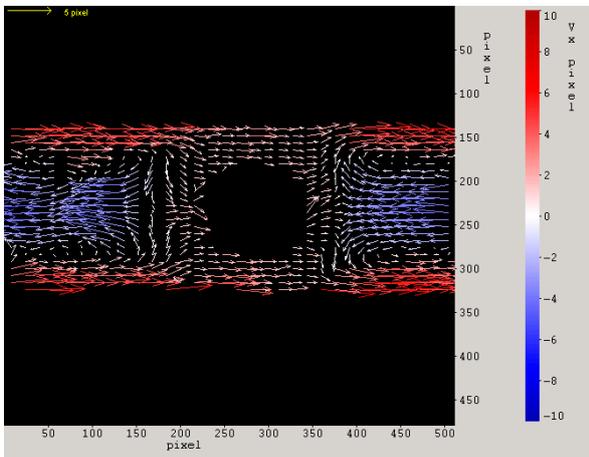


Abb. 8.5 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 10 ml/h

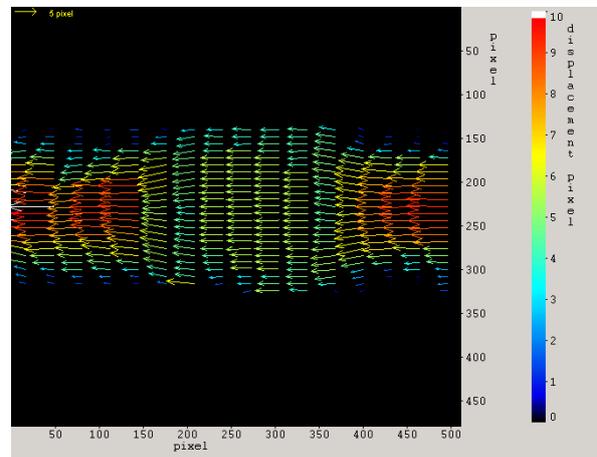


Abb. 8.6 Vektordarstellung der tatsächlichen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 10 ml/h

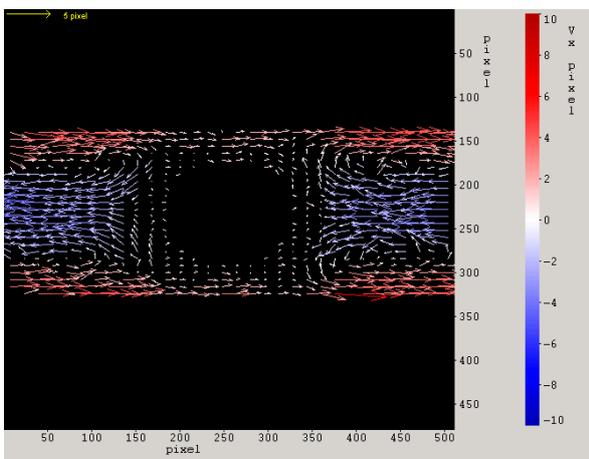


Abb. 8.7 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 20 ml/h

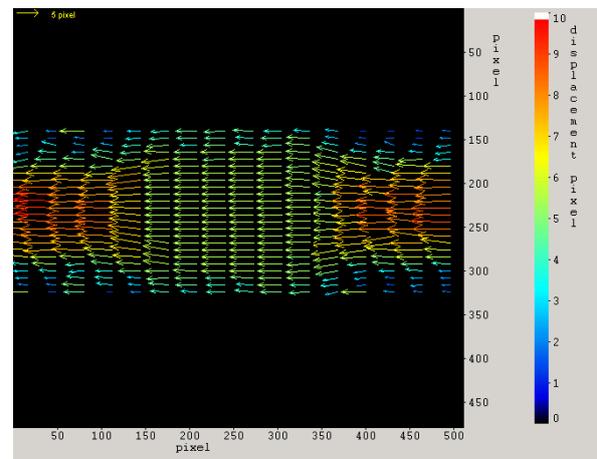


Abb. 8.8 Vektordarstellung der tatsächlichen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 20 ml/h

Die Vektorbilder der drei verschiedenen Volumenströme, zeigen ein ähnliches Verschiebungsmuster. Auffällig ist, dass bei der Vektordarstellung der relativen Verschiebungen, die größten Verschiebungen an der Kanalwand beim kleinen Volumenstrom von 5 ml/h auftreten. Bei den Vektordarstellungen der tatsächlichen Verschiebungen ist ersichtlich, dass die Verschiebungen an der Kanalwand beim Volumenstrom von 5 ml/h die geringsten Werte aufweisen. An der Kanalwand beim Volumenstrom von 20 ml/h nehmen die Werte der Verschiebungen vom Tropfen aus gesehen, im Vergleich zu den anderen beiden Volumenströmen, nur langsam ab. Die Strömung bei einem Volumenstrom von 20 ml/h scheint durch den Tropfen mehr gestört zu sein, als die Strömungen der geringeren Volumenströmmessungen.

Die Tropfenverschiebung wird bei allen drei verschiedenen Volumenströmen mittels Pixelauszählung festgestellt. Anhand der Tropfenverschiebung, wird die Tropfengeschwindigkeit ausgerechnet und mit der jeweiligen mittleren Geschwindigkeit verglichen. Die mittlere Geschwindigkeit der Strömung im Kanal wird mit Hilfe der Gleichung (6.2) berechnet. Tabelle 8.1 zeigt, dass die Tropfengeschwindigkeit in allen drei betrachtenden Fällen über der mittleren Rohrgeschwindigkeit liegt.

Tab. 8.1 Tropfengeschwindigkeit im Vergleich zur mittleren Rohrgeschwindigkeit

V	Volumenstrom [ml/h]	Tropfengeschwindigkeit [mm/s]	mittlere Rohr- geschwindigkeit [mm/s]	Abweichung [%]
1	5	0,317	0,307	3,26
2	10	0,634	0,614	3,26
3	20	1,238	1,228	0,81

Um die Verschiebungen vor und nach dem Tropfen genauer untersuchen zu können, zeigen die Abbildungen 8.9 bis 8.14 die relativen Verschiebungen, bei denen sich der Tropfen rechts am Rand bzw. links am Rand befindet. Der Bereich in dem der Informationsverlust einzelner Bilder liegt, befindet sich jeweils an der Position des Tropfens, so dass die Strömung vom Tropfen weg, bis hin zum Bildrand betrachtet werden kann.

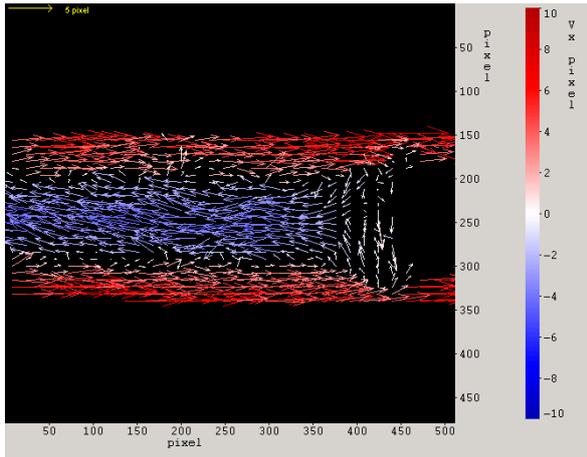


Abb. 8.9 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen vor dem Tropfen bei einem Volumenstrom von 5 ml/h

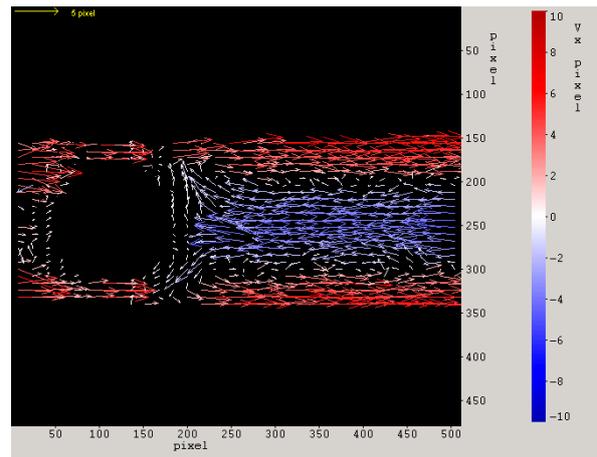


Abb. 8.10 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen nach dem Tropfen bei einem Volumenstrom von 5 ml/h

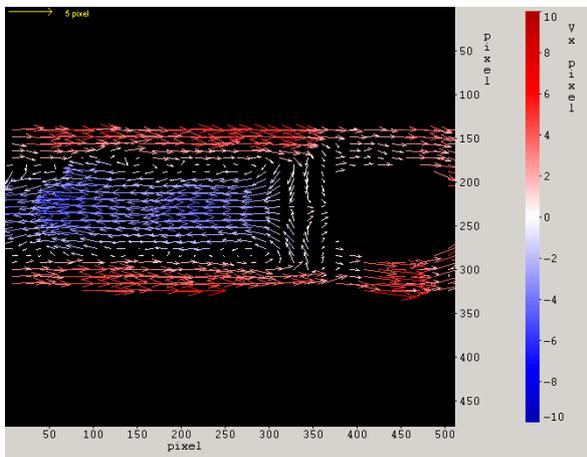


Abb. 8.11 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen vor dem Tropfen bei einem Volumenstrom von 10 ml/h

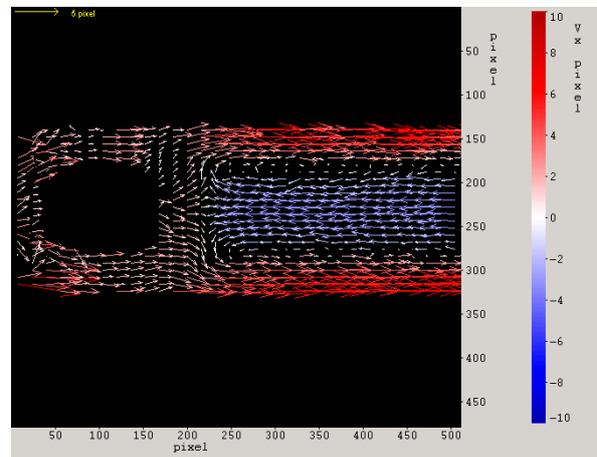


Abb. 8.12 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen nach dem Tropfen bei einem Volumenstrom von 10 ml/h

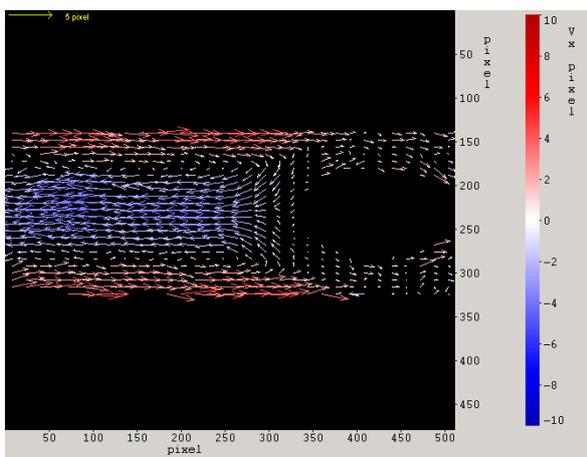


Abb. 8.13 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen vor dem Tropfen bei einem Volumenstrom von 20 ml/h

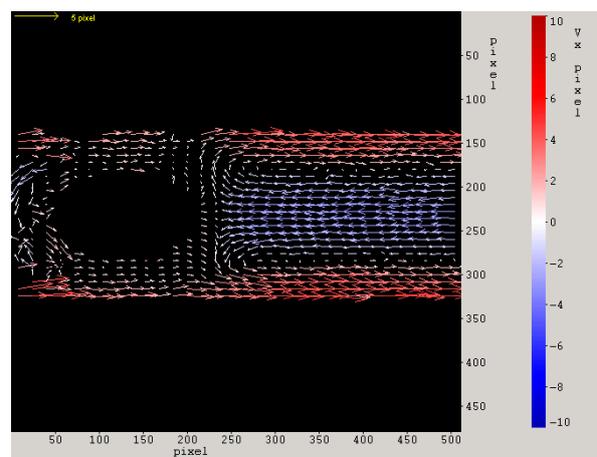


Abb. 8.14 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen nach dem Tropfen bei einem Volumenstrom von 20 ml/h

Auf allen Bildern ist die relative Rückströmung an der Kanalwand vor und nach dem Tropfen sehr gut ersichtlich. Die höchsten relativen Rückströmgeschwindigkeiten treten, wie bereits zuvor gesehen, bei dem Versuch mit dem Volumenstrom von 5 ml auf. Bei den Volumenströmen von 10 ml/h und 20 ml/h erscheinen vor dem Tropfen deutlich je zwei Gebiete, bei denen die Vektoren zuerst länger und dann wieder kürzer werden. Bei dem Versuch mit einem Volumenstrom von 5 ml/h ist dieses Phänomen ebenfalls zu erkennen, jedoch ist es hier schwächer ausgeprägt als bei den zwei anderen Volumenströmen. Auffällig ist auch, dass diese Bereiche nur vor dem Tropfen auftreten und nicht hinter dem Tropfen.

8.2 Vollständiges Blutmodell

Die Auswertung der Messungen mit dem Perfusor[®] und einem eingestellten Volumenstrom von 5 ml/h ergeben bei der Bildserie 2007.11.01\S019TM.1 einen Abstand von 112 px (=1,69 mm) zwischen den Tropfen. Abbildung 8.15 zeigt die relative Vektordarstellung mehrerer Tropfen hintereinander.

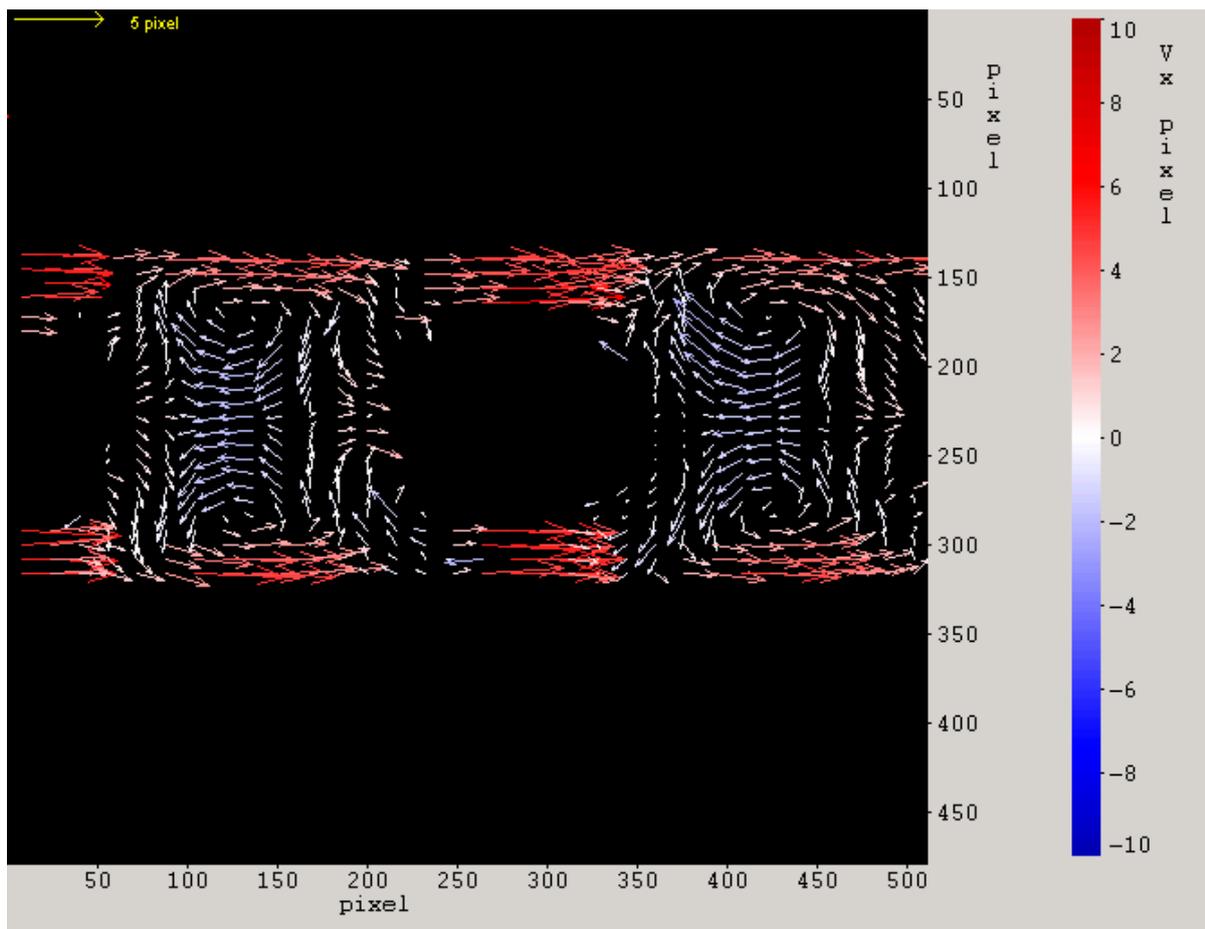


Abb. 8.15 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen beim vollständigen Blutmodell

Bei der Betrachtung vieler Wassertropfen hintereinander im Kanal ist erkennbar, dass es zu je zwei entgegengesetzten Wirbelstrukturen vor und nach dem Tropfen kommt. Diese werden räumlich begrenzt durch die benachbarten Tropfen (siehe Abbildung 8.15). Aufgrund der ringähnlichen Geometrie wird von Ringwirbel gesprochen. Auch ist deutlich zu erkennen, dass die Verschiebungen in der Kanalmitte, vor und nach dem Tropfen, geringer ausfallen als bei der Einzeltropfenbetrachtung.

Auch bei der Betrachtung vieler Tropfen im Kanal, entsteht durch Addition der Tropfenverschiebung auf die relative Vektordarstellung die tatsächliche Vektordarstellung (siehe Abbildung 8.16).

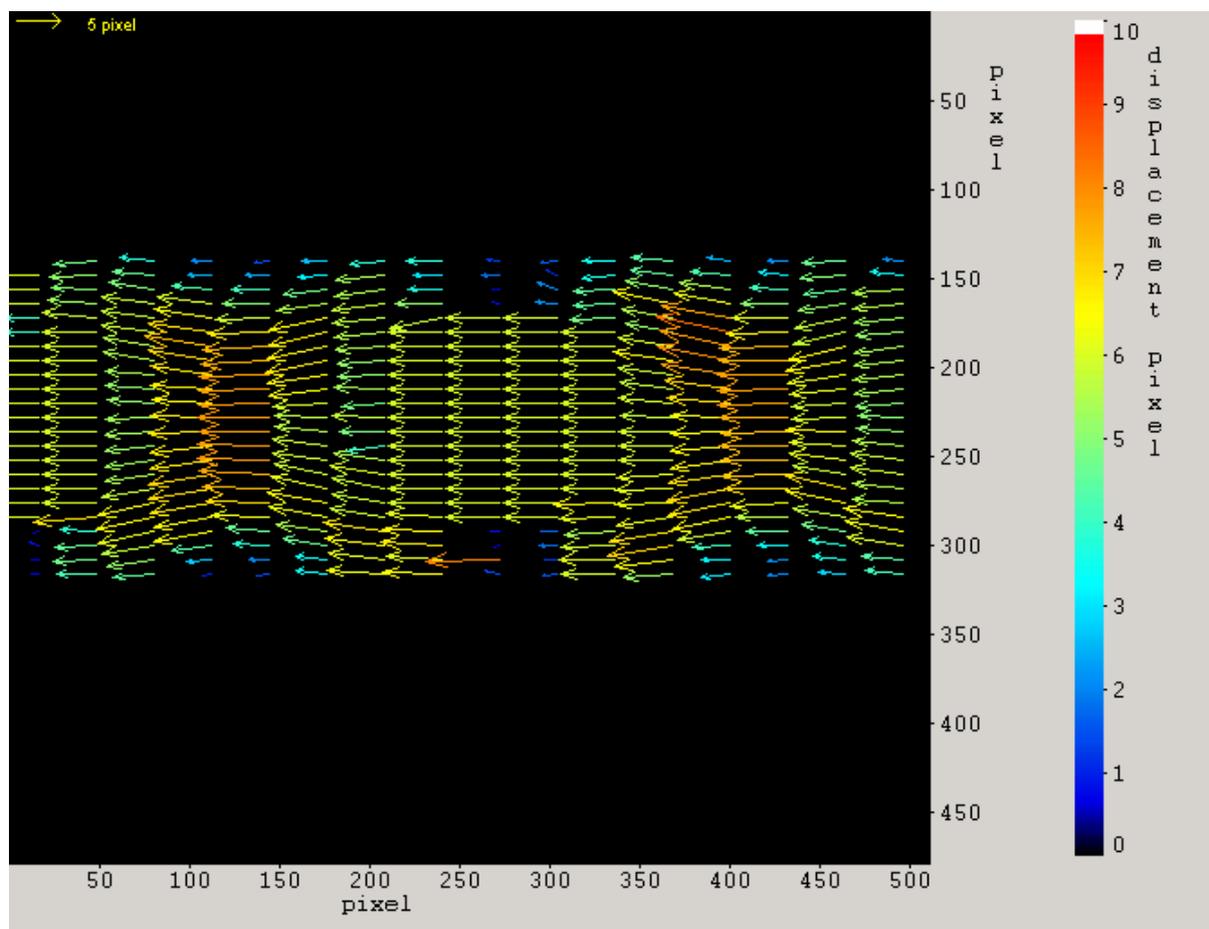


Abb. 8.16 Vektordarstellung der tatsächlichen Verschiebungen beim vollständigen Blutmodell

Die tatsächlichen Verschiebungen in Abbildung 8.16 zeigen, dass sich ein parabelförmiges Profil fast gar nicht bzw. nur sehr kurz zwischen den einzelnen Wassertropfen einstellt. Auch hier ist, wie bei der Vektordarstellung des Einzeltropfens, das blockähnliche Profil im Bereich des Tropfens sehr gut zu erkennen. In der Wandnähe sind die Vektoren im Bereich des Tropfens höher als bei der Ölphase.

9 Diskussion

9.1 Einzeltröpfen

Durch die Bildverschiebung im Preprocessing kommt es zu einer Betrachtung von einem bewegten Koordinatensystem aus, das sich mit der Geschwindigkeit des Wassertropfens bewegt. Abbildung 9.1 zeigt die Hagen-Poiseuille-Strömung bei verschiedenen Koordinatensystemanschauungen.

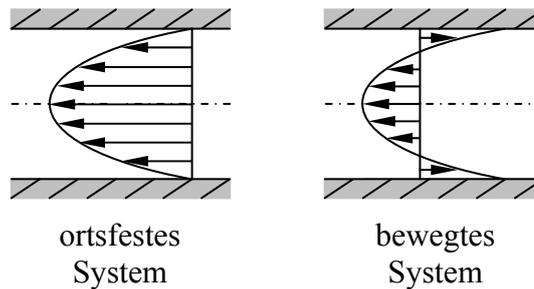


Abb. 9.1 Hagen-Poiseuille-Strömung bei verschiedenen Koordinatensystemanschauungen

Die relativen Vektordarstellungen der Verschiebungen um den Einzeltröpfen zeigen in der Mitte des Kanals die größten Verschiebungen. Am Rand kommt es zu einer relativen Rückströmung. Der Grund hierfür ist die vorliegende Hagen-Poiseuille-Strömung vor und nach dem Tropfen, bei der an der Kanalwand geringe Geschwindigkeiten auftreten und bei der sich die Maximalgeschwindigkeit in der Kanalmitte einstellt. Abbildung 9.2 verdeutlicht das Auftreten der relativen Rückströmung vor und nach dem Tropfen, indem die Verschiebungsprofile von Abbildung 8.1 einzeln dargestellt sind.

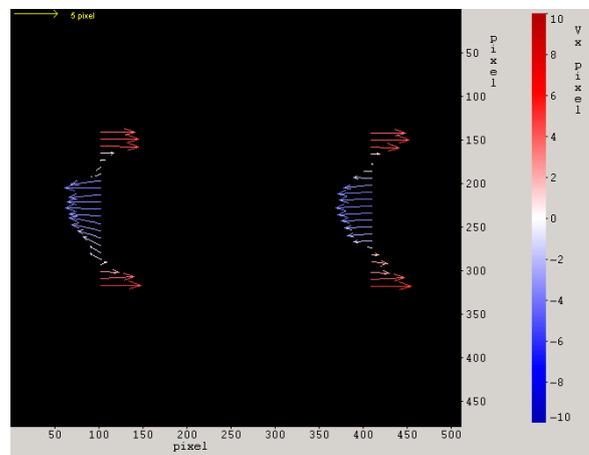


Abb. 9.2 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen vor und nach dem Tropfen bei einem Volumenstrom von 10 ml/h

Aufgrund der blockprofilähnlichen Strömung am Tropfen (Abbildung 8.2), wird diese Strömungsform im Rohr oft mit einer laminaren Strömung in ein Rohr verglichen, bei dem im Eintrittsquerschnitt die Geschwindigkeit ebenfalls nahezu gleichförmig verteilt ist. Die ausgebildete Hagen-Poiseuille-Strömung in einem Rohr mit dem Innendurchmesser von d_i und der Reynolds-Zahl Re liegt bei einer Einlauflänge von l_E vor. Die Einlauflänge berechnet sich nach Gleichung (9.1), wobei diese bei kleinen Reynolds-Zahlen evtl. ihre Gültigkeit verliert.

$$l_E = 0,03 \cdot d_i \cdot Re[\text{Oer01}] \quad (9.1)$$

Im vorliegenden Fall wäre die Einlauflänge 0,0018 mm und somit 0,12 px lang. Wird die Einlauflänge als Maß für den Abstand der ausgebildeten Hagen-Poiseuille-Strömung vom Tropfen aus genommen, so wird sich diese in dem Abstand von 0,0018 mm davor einstellen. Die Hagen-Poiseuille-Strömung ist deutlich vor und nach dem Tropfen auf den Vektorbildern der tatsächlichen Verschiebung zu erkennen. Jedoch ist eine genaue Angabe des Abstands zum Tropfen mit der durchgeführten Messmethode nicht messbar, da Verschiebungen nicht subpixelgenau angegeben werden können.

Das blockähnliche Profil der Tropfengeschwindigkeit zeigt gleich verteilte Verschiebungsvektoren über nahezu den gesamten Kanalquerschnitt. An den Rändern nehmen die Beträge der Verschiebungsvektoren leicht ab (Abbildung 8.2). Grund hierfür ist die Stokes'sche Wandhaftbedingung an der Kanalwand. Diese besagt, dass alle Geschwindigkeitskomponenten an der Wand identisch gleich Null sind. Jedoch ist auch hier die eingesetzte Messmethode nicht in der Lage, die Vektoren in Wandnähe eindeutig aufzulösen und deren Beträge zu bestimmen. Der Vergleich zwischen den wandnahen Verschiebungsvektoren, im Bereich des Tropfens und der Ölströmung, zeigt, dass die Vektoren am Tropfenrand wesentlich größer sind. Dies lässt darauf schließen, dass die Schubspannungen am Tropfen höher sind als die der Ölströmung. Leider sind diese nur qualitativ feststellbar und nicht quantitativ messbar. Auch wird bei den Versuchen festgestellt, dass sich einzelne Partikel an der Oberfläche des Wassertropfens festsetzen.

In Kapitel 6.2.6 werden die Fehler beschrieben, die bei der PIV-Messung auftreten. Hinzu kommt der Fehler durch die automatische Bildverschiebung von 8 px bei 30 Bildern. Es ergibt sich somit eine Ungenauigkeit von 0,27 px durch die automatische Bildverschiebung.

Die Variation der Volumenströme bringt die Erkenntnis, dass je höher der Volumenstrom ist, und somit auch die vorliegenden Strömungsgeschwindigkeiten, die Störung der Rohrströmung durch den Tropfen zunimmt. Qualitativ ergibt sich bei allen gewählten Volumenströmen eine ähnliche Umströmung der Tropfen.

Die Tropfengeschwindigkeiten bei den drei verschiedenen Volumenströmen von 5 ml/h, 10 ml/h und 20 ml/h sind jeweils höher als die mittlere Rohrströmungsgeschwindigkeit. Von den Erythrozyten in der Lunge ist bekannt, wie in Kapitel 3.2.1 beschrieben, dass sich diese in der Mitte der Strömung positionieren und ebenfalls schneller als die mittlere Rohrströmungsgeschwindigkeit strömen (Fahraeus-Lindqvist-Effekt). Wird ein sehr kleines Volumenelement betrachtet, das sich in der Mitte des Kanals befindet, so ist sehr schnell ersichtlich, dass dieses schneller strömt als die mittlere Rohrströmungsgeschwindigkeit. Dies ist jedoch ein größenabhängiges Problem, welches bei einer bestimmten Tropfengröße keine höhere Geschwindigkeit als die mittlere Rohrströmungsgeschwindigkeit liefert. Dies passiert, wenn die Reibung des Tropfens an der Kanalwand zu groß wird oder seine Masse immer mehr an Trägheit gewinnt. Die Erkenntnis, dass die Wassertropfen mit einem Durchmesser von $d_T=2,6$ mm schneller als die mittlere Rohrströmungsgeschwindigkeit sind, stützt die Wahl des Blutmodells. Der Geschwindigkeitsunterschied vom Wassertropfen und dem Öl ist für die späteren Versuche am Lungenkapillarnetz von großer Bedeutung.

Das auftretende Phänomen der zwei Bereiche vor dem Wassertropfen, bei der die Verschiebungen jeweils größer und kurz darauf wieder kleiner werden, kann im Rahmen dieser Arbeit nicht geklärt werden. Um diesen Sachverhalt aufzuklären sind weitere Untersuchungen notwendig.

9.2 Vollständiges Blutmodell

Beim vollständigen Blutmodell kommt es zwischen den Wassertropfen nicht mehr zu einer ausgeprägten Hagen-Poiseuille-Strömung, weil die Rohrströmung aufgrund der vielen Tropfen gestört ist. Die relative Vektordarstellung zeigt, dass die Verschiebungen in der Kanalmitte vor und nach dem Tropfen, im Vergleich zum Einzeltropfenversuch, stark abgenommen haben. Auch hier ist der Grund die nicht vorhandene Hagen-Poiseuille-Strömung. Aufgrund der Störung im Kanal entstehen zwischen den Tropfen je zwei gegenläufig angeordnete Ringwirbel.

Die tatsächliche Vektordarstellung zeigt das zuvor schon mehrmals beschriebene blockähnliche Profil an den Tropfen. Die Verschiebungen entlang der Kanalwand sind im Bereich der Wassertropfen am größten, während bei der Ölphase geringere Verschiebungen

auftreten. Auch ist im Vergleich zum Einzeltropfenversuch ersichtlich, dass die Verschiebungsvektoren an der Wand der Ölphase zwischen den Tropfen nicht mehr so klein werden wie beim Einzeltropfenversuch. Letztendlich bedeutet dies für die Schubspannungen an der Wand, dass diese bei der Ölphase des vollständigen Blutmodells höher sind als bei der Ölphase des Einzeltropfens.

Die Strömungen vor und nach den Tropfen des vollständigen Blutmodells zeigen große Unterschiede in der Strömungsform im Vergleich zum Einzeltropfen. Das vollständige Blutmodell kommt der Blutströmung in den Kapillaren wesentlich näher, da die Erythrozyten, genau wie die Wassertropfen im Kanal, direkt hintereinander durch die Kapillaren strömen.

9.3 Allgemeine Diskussion

Das Blutmodell mit den Wassertropfen ist nicht in der Lage die reale Deformierung der Membran der Erythrozyten darzustellen. Diese ist sehr beweglich und so kommt es in der Kapillarströmung zu einer pantoffelähnlichen Form im Gegensatz zum Wassertropfen, der sich zwar der Ölströmung anpasst, aufgrund seiner Oberflächenspannung jedoch immer Tropfenform behält. Auch entspricht die Wand des Kanals, in dem die Messung stattfindet, nicht der flexiblen biologischen Oberfläche, die der Körper zur Verfügung stellt.

Mit dem eingesetzten Blutmodell können Vektorfelder mit Verschiebungen um den Tropfen bzw. um mehrere Tropfen herum dargestellt werden. Diese Vektordarstellungen sind qualitativ auswertbar und es können Rückschlüsse auf das Blut in den Kapillaren getroffen werden. Bei allen durchgeführten Versuchen treten die höchsten Verschiebungen an der Kanalwand im Bereich des Wassertropfens auf. Aufgrund des direkten Zusammenhangs zwischen Geschwindigkeit und Schubspannung aus Gleichung (3.1), sind die Schubspannungen an der Wand im Bereich des Wassertropfens am höchsten. Dies gilt dementsprechend auch für den Erythrozyten in den Lungenkapillaren.

Fehlervektoren treten im Verlauf der Versuche kontinuierlich auf. Innerhalb des Tropfens treten diese durch Lichtreflexion auf. Die Lichtreflexion entsteht wegen der unterschiedlichen Brechungsindizes von Wasser ($n_{\text{Wasser}}=1,33$) und Öl ($n_{\text{Öl}}=1,46$). Auch kann es sein, dass beim Schwärzen der Fläche des Tropfens im ersten Preprocessingschritt, einzelne Pixel ungeschwärzt geblieben sind. Diese werden vom Korrelationsprogramm dann in die Auswertung mit einbezogen und ergeben die Fehlervektoren innerhalb des Tropfens. Außerhalb am Rand des Kanals treten ebenfalls Fehlervektoren auf. Diese Artefakte sind bedingt durch die Korrelationsmethode, die benachbarte IAs mit in die Untersuchung einer IA

mit einbezieht. Auch lagern sich am Kanalrand mit der Zeit Partikel an, die durch Spülen mit Öl und mechanisch mit Hilfe eines Pfeifenreinigers entfernt werden müssen.

Die größte Ungenauigkeit der Messungen kommt durch die Laserdicke zustande. Eine Lichtschnittdicke von 1 mm entspricht 41,67 % des gesamten Kanaldurchmessers. Bei der Weiterführung der Experimente zur Tropfenumströmung in kleinen Kanälen sollte unbedingt eine geringere Laserdicke benutzt werden. Auch scheint es von Vorteil eine hochauflösendere Kamera als die verwendete CCD-Kamera mit 512 x 480 px zu verwenden, um die Tropfen-Wand-Interaktion besser darstellen zu können.

Aufgrund der Erfahrungen durch die experimentellen Versuche und deren Ergebnisse am Wassertropfen in mit Öl befüllten Kanälen, kann diese Arbeit durch numerische Verfahren bzw. durch Strömungssimulationen am PC erweitert werden.

Literaturverzeichnis

- [Bus82] Busse, R.: *Kreislaufphysiologie*; Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 1982
- [Gei62] Geigy AG: *Documenta Geigy Wissenschaftliche Tabellen*; Geigy AG, Basel, 1962
- [Gro02] Grota, B.: *Erweiterung der Particle Image Velocimetry zur Untersuchung verdünnter Gas-Feststoff-Strömungen*; Dissertation an der Universität Dortmund; Dortmund, 2002
- [Hil07] Hilse, E.: persönliche Korrespondenz; Riesaer Ölwerke GmbH & Co.KG; Riesa, 2007
- [Hol97] Holberndt, O.: *Untersuchung der Strömung in einer neuartigen Blutpumpe mit der Particle Image Velocimetry*; Diplomarbeit an der Technischen Universität Berlin; Berlin, 1997
- [KS94] Klinke, R.; Silbernagel, S.: *Lehrbuch der Physiologie*; Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 1994
- [Lax67] Lax, E.: *Taschenbuch für Chemiker und Pysiker*; Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 1967
- [Lid91] Lide, D.: *Handbook of Chemistry and Physics*; CRC Press, Boston, 1991
- [Oer01] Oertel, H. jr.: *Prandtl-Führer durch die Strömungslehre*; Vieweg, Braunschweig Wiesbaden, 2001
- [Pip07] Piper, W.: *Innere Medizin*; Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2007
- [Rop98] Roper Scientific: *User's Manual Motion Corder Analyzer, Model 500*; Handbuch; Roper Scientific, 1998
- [RWK98] Raffel, M.; Willert, C.; Kompenhans, J.: *Particle Image Velocimetry - A Practical Guide*; Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 1998
- [Sch99] Schober, M.: *Strömungsmesstechnik I+II*; Vorlesungsskript; Technische Universität Berlin, 1999
- [Sig05] Sigloch, H.: *Technische Fluidmechanik*; Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2005
- [SG06] Schlichting, H.; Gersten, K.: *Grenzschicht-Theorie*; Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2006
- [SGB80] Schmid-Schönbein, H.; Grunau, G.; Schaefer, H.: *Exempla hämorheologica*; Albert_Roussel Pharma GmbH, Wiesbaden, 1980

-
- [TRU98] Thévenaz, P.; Ruttimann, E.; Unser, M.: *A Pyramid Approach to Subpixel Registration Based on Intensity*; IEEE Transactions on Image Processing vol. 7, Swiss Federal Institute of Technology Lausanne; Lausanne, 1998
- [Wac01] Wacker: *Wacker Siliconöle AK*; Datenblatt; Wacker, München, 2001
- [Wes93] Westerweel, J.: *Digital Particle Image Velocimetry - Theory and Application*; Dissertation an der Universität Delft; Delft University Press, Delft, 1993
- [Wit05] Witt, C.: *Strömungscharakteristika von hochverdünnten kationischen Tensidlösungen in Strömungsgeometrien mit gekrümmten Stromlinien*; Dissertation an der Universität Dortmund; Dortmund, 2005

Abbildungsverzeichnis

Abb. 3.1 Fluidarten.....	5
Abb. 3.2 Geschwindigkeitsverteilung der laminaren und turbulenten Rohrströmung.....	6
Abb. 3.3 Hagen-Poiseuille-Strömung	7
Abb. 3.4 Geschwindigkeitsverteilungen der Hagen-Poiseuille-Strömung.....	7
Abb. 4.1 Einfacher Versuchsaufbau einer PIV-Messung	11
Abb. 4.2 Partikelabbildungen zu zwei verschiedenen Zeiten	12
Abb. 4.3 Streukeule durch Mie-Strahlung einer 10 μm Glaskugel in Wasser bei einer Lichtwellenlänge von 532 nm [RWK98]	13
Abb. 4.4 Beispielhaftes Untersuchungsfenster und schematische Darstellung des Korrelationsdiagramms für die Autokorrelation	15
Abb. 4.5 Typisches Histogramm für eine Autokorrelation [Wit05]	15
Abb. 4.6 Beispielhafte Untersuchungsfenster und schematische Darstellung des Korrelationsdiagramms für die Kreuzkorrelation	16
Abb. 4.7 Typisches Histogramm für eine Kreuzkorrelation [Wit05]	16
Abb. 5.1 Silikonmodell	19
Abb. 5.2 Mit CCD-Kamera aufgenommener Laserstrahl und dazugehöriges Grauwertprofil (links ohne Filter, rechts mit Filter)	21
Abb. 5.3 Speichermodus der CCD-Kamera [Rop98].....	23
Abb. 6.1 Versuchsaufbau der PIV-Messung.....	26
Abb. 6.2 Peripherie des Versuchsaufbaus.....	26
Abb. 6.3 Öl mit AGSL 150-30 Partikel mit $\beta=0,004$ g/ml	27
Abb. 6.4 Öl mit Conduct-O-Fil [®] Partikel mit $\beta=0,001$ g/ml.....	28
Abb. 6.5 Geschwindigkeitsprofil der Ölströmung 2007.08.28/S012TM.1 von Bild 100-101 bei der 64 x 64 px und 16 x 16 px Auswertemethode.....	30
Abb. 6.6 gemittelttes Geschwindigkeitsprofil der Ölströmung 2007.08.28/S012TM.1 von Bild 100-150 bei der 64 x 64 px und 16 x 16 px Auswertemethode	31
Abb. 6.7 Rütteltisch mit befestigtem Analysensieb	31
Abb. 6.8 Verdünnungsreihe	32
Abb. 6.9 Öl mit ungesiebten Conduct-O-Fil [®] Partikel mit $\beta=0,001$ g/ml.....	33
Abb. 6.10 Öl mit gesiebten Conduct-O-Fil [®] Partikel mit $\beta=0,001$ g/ml.....	33
Abb. 6.11 Öl mit gesiebten Conduct-O-Fil [®] Partikel mit $\beta=0,0005$ g/ml.....	33
Abb. 6.12 Strömungsgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Radius	35
Abb. 6.13 Originalaufnahme des Bildes	36
Abb. 6.14 Schärfung des Bildes	36
Abb. 6.15 Grauwertanpassung des Bildes.....	36
Abb. 6.16 Invertierung des Bildes.....	36
Abb. 6.17 gemittelttes Geschwindigkeitsprofil der Ölströmung mit der Ölströmung und den Conduct-O-Fil [®] Partikeln im Hintergrund	38
Abb. 7.1 Manuelle Tropfenverschiebung mit Adobe Photoshop [®]	43
Abb. 7.2 Automatische Tropfenverschiebung mit ImageJ Plugin Registration [TRU98].....	43
Abb. 7.3 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes Bildes (manuelle Tropfenverschiebung)	44
Abb. 7.4 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes Bildes (automatische Tropfenverschiebung).....	44
Abb. 7.5 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes (manuelle Tropfenverschiebung)	45

Abb. 7.6 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes (automatische Tropfenverschiebung).....	45
Abb. 7.7 Vektordarstellung der tatsächlichen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes (manuelle Tropfenverschiebung).....	45
Abb. 7.8 Vektordarstellung der tatsächlichen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes (automatische Tropfenverschiebung).....	45
Abb. 7.9 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes mit anderer Skalierung und Farbgebung (manuelle Tropfenverschiebung)	46
Abb. 7.10 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes mit anderer Skalierung und Farbgebung (automatische Tropfenverschiebung)...	46
Abb. 7.11 Stromliniendarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes (manuelle Tropfenverschiebung).....	47
Abb. 7.12 Stromliniendarstellung der relativen Verschiebungen bei der Auswertung jedes vierten Bildes (automatische Tropfenverschiebung).....	47
Abb. 7.13 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen ohne Postprocessing	47
Abb. 7.14 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen mit Postprocessing.....	47
Abb. 7.15 Aufnahme des vollständigen Blutmodells.....	49
Abb. 8.1 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 10 ml/h.....	51
Abb. 8.2 Vektordarstellung der tatsächlichen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 10 ml/h.....	52
Abb. 8.3 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 5 ml/h.....	53
Abb. 8.4 Vektordarstellung der tatsächlichen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 5 ml/h.....	53
Abb. 8.5 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 10 ml/h.....	53
Abb. 8.6 Vektordarstellung der tatsächlichen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 10 ml/h.....	53
Abb. 8.7 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 20 ml/h.....	53
Abb. 8.8 Vektordarstellung der tatsächlichen Verschiebungen bei einem Volumenstrom von 20 ml/h.....	53
Abb. 8.9 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen vor dem Tropfen bei einem Volumenstrom von 5 ml/h.....	55
Abb. 8.10 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen nach dem Tropfen bei einem Volumenstrom von 5 ml/h.....	55
Abb. 8.11 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen vor dem Tropfen bei einem Volumenstrom von 10 ml/h.....	55
Abb. 8.12 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen nach dem Tropfen bei einem Volumenstrom von 10 ml/h.....	55
Abb. 8.13 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen vor dem Tropfen bei einem Volumenstrom von 20 ml/h.....	55
Abb. 8.14 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen nach dem Tropfen bei einem Volumenstrom von 20 ml/h.....	55
Abb. 8.15 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen beim vollständigen Blutmodell .	56
Abb. 8.16 Vektordarstellung der tatsächlichen Verschiebungen beim vollständigen Blutmodell.....	57
Abb. 9.1 Hagen-Poiseuille-Strömung bei verschiedenen Koordinatensystemanschauungen..	58
Abb. 9.2 Vektordarstellung der relativen Verschiebungen vor und nach dem Tropfen bei einem Volumenstrom von 10 ml/h.....	58

Tabellenverzeichnis

Tab. 3.1 Blutzellen und deren mittlere Konzentration	8
Tab. 6.1 Vektorabstände bei verschiedenen Größen und Überlappungen der Untersuchungsfenster	28
Tab. 6.2 verschiedene Auswertemethoden der Ölströmung 2007.08.28/S012TM.1 mit den Conduct-O-Fil [®] Partikel und deren prozentuale Abweichung zum Theoriewert der Ölströmung.....	29
Tab. 6.3 64 x 64 px und 16 x 16 px Auswertemethode der Ölströmung 2007.08.28/S012TM.1 mit den Conduct-O-Fil [®] Partikel und deren prozentuale Abweichung zum Theoriewert der Ölströmung.....	30
Tab. 6.4 64 x 64 px und 16 x 16 px Auswertemethode der Ölströmung 2007.10.15/S008TM.1 mit den gesiebten Conduct-O-Fil [®] Partikel und deren prozentuale Abweichung zum Theoriewert der Ölströmung	34
Tab. 6.5 Verschiedene Preprocessingmethoden der Ölströmung 2007.10.24/S002TM.1 mit den gesiebten Conduct-O-Fil [®] Partikel und deren prozentuale Abweichung zum Theoriewert der Ölströmung	37
Tab. 8.1 Tropfengeschwindigkeit im Vergleich zur mittleren Rohrgeschwindigkeit.....	54

Anhangsverzeichnis

Anhang A	Formelherleitung für die Parabelgleichung der Ölströmung.....	1
Anhang B	Anzahl der durchgeführten Versuche.....	2

Anhang A Formelherleitung für die Parabelgleichung der Ölströmung

Drei bekannte Punkte:

$$P_1(0/v_{\ddot{o}l,max})$$

$$P_2(r/0)$$

$$P_3(-r/0)$$

$$(1) \quad f(x)=ax^2+bx+c \quad (\text{allgemeine Parabelgleichung})$$

$$(2) \quad f(x)=ax^2+c \quad (\text{Parabelgleichung ohne Verschiebung in x-Richtung})$$

Einsetzen von $P_1(0/v_{\ddot{o}l,max})$ in (2)

$$(3) \quad v_{\ddot{o}l,max} = a(0)^2 + c$$

$$(4) \quad v_{\ddot{o}l,max} = c$$

Einsetzen von (4) in (2)

$$(5) \quad f(x) = ax^2 + v_{\ddot{o}l,max}$$

Einsetzen von $P_2(r/0)$ in (5)

$$(6) \quad 0 = ar^2 + v_{\ddot{o}l,max}$$

$$(7) \quad a = -\frac{v_{\ddot{o}l,max}}{r^2}$$

Einsetzen von (7) in (5)

$$(8) \quad f(x) = -\frac{v_{\ddot{o}l,max}}{r^2} x^2 + v_{\ddot{o}l,max} \quad (\text{Parabelgleichung für die Ölströmung})$$

Anhang B Anzahl der durchgeführten Versuche

Einzeltropfen:

Volumenstrom [ml/h]	Anzahl der Versuche
5	20
10	19
20	19

vollständiges Blutmodell:

Volumenstrom [ml/h]	Anzahl der Versuche
5	3