

Lehrstuhl für Aerodynamik
Technische Universität München

Doppelpulsatiles Herzunterstützungssystem

Thomas Schmid

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

Doktor-Ingenieurs

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Wolfgang A. Wall

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Nikolaus A. Adams
2. Univ.-Prof. Dr.-Ing. Boris Laschka, em.

Die Dissertation wurde am 29.11.2006 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 02.05.2007 angenommen.

Vorwort und Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter sowohl am Institut für Robotik des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt (DLR) als auch am Lehrstuhl für Fluidmechanik der Technischen Universität München sowie im Labor für Strömungslehre der Fachhochschule München.

Ein vollimplantierbares Herzunterstützungssystem stellt sehr hohe Ansprüche an Qualität, Körperverträglichkeit und Sicherheit. Neben den rein technischen Anforderungen müssen vor allem physiologische Aspekte berücksichtigt werden. Die Entwicklung eines aktiven Implantates erfordert somit eine effiziente Zusammenarbeit zwischen Medizin, Mechanik, Strömungsmechanik, Informatik und Elektrotechnik. Meine Tätigkeit fokusierte deshalb nicht nur auf das Bearbeiten meiner persönlichen Disziplinen Mechanik und Strömungsmechanik. Vielmehr war ich darum bemüht, die Expertisen der Fachrichtungen zu kombinieren und zu koordinieren, so dass grundsätzliche Anforderungen, insbesondere seitens der Medizin, aber auch innovative Ideen in die Entwicklung Eingang fanden.

Ein „künstliches Herz“ wandelt elektrische Energie in Strömungsenergie, letztere ist also das direkte Ergebnis, das den Kreislauf des Patienten stabilisieren und sein Leben erhalten kann. Zwar erzeugen künstliche Blutpumpen keine Abstoßungsreaktionen beim Patienten, da nur biokompatible Werkstoffe eingesetzt werden. Die großen künstlichen Oberflächen in Kombination mit ungünstigen Strömungsbedingungen in den Pumpkammern führen jedoch zu ungewollten Reaktionen des Blutes: Thromben können sich bilden und andernorts etwa kleine Blutgefäße verstopfen. Die genaue Kenntnis der Strömung und das Vermeiden solcher ungünstigen Bedingungen erscheinen deshalb für die Entwicklung einer innovativen Blutpumpe als wichtige Voraussetzung.

Detaillierte Untersuchungen der Strömung in den Pumpkammern wurden von mir im Labor für Fluidmechanik unter der Leitung von Prof. Dr.-Ing. habil. Dieter Liepsch durchgeführt. Als Experte für Bio-Strömungsmechanik und als Doktorvater stand mir Prof. Liepsch stets mit seinem fachlichen Rat zur Seite und unterstützte mich mit wertvollen Hinweisen und Vorschlägen, - für seine Unterstützung möchte ich mich sehr herzlich bedanken. Die Entwicklung der Pumpe, insbesondere des Antriebs, der Elektronik, Sensorik und der Regelalgorithmen wurden am Institut für Robotik und Mechatronik des DLR durchgeführt. Mein besonderer Dank gilt dem Institutsleiter, Herrn Prof. Dr.-Ing. Gerd Hirzinger, der dieses Projekt initiiert und mich in meinen

Bemühungen um die Entwicklung des Systems stets gefördert hat. Ein großes Dankeschön möchte ich den Mitarbeitern des Institutes aussprechen, die mir mit ihrem fachlichen Rat zur Seite standen und das Projekt unterstützt haben.

Als medizinischer Partner wirkte die Herzchirurgischen Klinik der Universität Bonn tatkräftig mit. Für die Übernahme aller medizinischen und chirurgischen Fragestellungen, für die Durchführung der Versuche und insbesondere für die sehr enge und effektive Zusammenarbeit möchte ich mich ganz herzlich bei Dr. med. Wolfgang Schiller und Prof. Dr. med. Armin Welz bedanken.

Die numerische Simulation der Strömung wurde am Institut für Strömungslehre der Universität Karlsruhe (TH) durchgeführt. Insbesondere möchte ich Herrn Prof. Dr.-Ing. Herbert Oertel sowie den Mitarbeitern seines Institutes, Herrn Dr.-Ing. Sven Donisi, Frau Dipl.-Ing. Kathrin Spiegel, Herrn Dr.-Ing. Thorsten Schenkel und Herrn Dr.-Ing. Roland Keber für ihre Unterstützung und die sehr angenehme Zusammenarbeit in den vergangenen Jahren danken.

Für die Übernahme des zweiten Referates und die Betreuung meiner Arbeit am Lehrstuhl für Aerodynamik der Technischen Universität München möchte ich mich ganz herzlich bei Prof. Dr.-Ing. Boris Laschka sowie bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Nikolaus Adams bedanken. Für die Übernahme des Prüfungsvorsitzes danke ich Herrn Prof. Dr.-Ing. Johann Stichelmaier vom Lehrstuhl für Fluidverfahrenstechnik der Technischen Universität München.

Ein besonderes Dankeschön gilt meinen Eltern, die mich auf meinem Weg stets bekräftigt und gefördert haben.

München, im Juni 2007

Gewidmet meiner Frau Anja,
- für Ihre liebevolle Unterstützung und Geduld.

Der Patient selbst ist der wahre Arzt –
die Medizin kann ihn nur unterstützen ...

(nach Paracelsus)

INHALT

BEZEICHNUNGEN, DIMENSIONEN, EINHEITEN	X
FACHAUSDRÜCKE UND ABKÜRZUNGEN	XIII
ZUSAMMENFASSUNG	XVI
1 EINLEITUNG	1
1.1 MECHANISCHE UNTERSTÜTZUNGSPUMPEN – STAND DER TECHNIK.....	2
1.2 BISHERIGE STRÖMUNGSUNTERSUCHUNGEN IN KÜNSTLICHEN HERZEN.....	4
1.3 STRÖMUNGSMESSUNGEN MIT PARTICLE IMAGE VELOCIMETRY (PIV).....	6
1.4 ZIELSETZUNG	8
2 MEDIZINISCHER HINTERGRUND.....	10
2.2 ZIELE DER HERZUNTERSTÜTZUNG	11
2.2 METHODIK DER HERZUNTERSTÜTZUNG	12
2.3 VENTILTECHNIK, HERZKLAPPENPROTHESEN	14
2.3.1 <i>Mechanische Herzklappenprothesen</i>	15
2.3.2 <i>Biologische Herzklappenprothesen</i>	15
2.3.3 <i>Hämodynamik und Wirkungsgrad</i>	16
3 STRÖMUNGSMECHANISCHE GRUNDLAGEN	19
3.1 INSTATIONÄRE STRÖMUNG.....	19
3.2 BESCHREIBUNG DER PULSATILEN STRÖMUNG	23
3.2.1 <i>Navier-Stokes'sche Bewegungsgleichungen</i>	23
3.2.2 <i>Kontinuitätsgleichung</i>	24
3.2.3 <i>Bahnlinien, Stromlinien</i>	25
3.2.4 <i>Wirbelstärke</i>	25
3.3 DIMENSIONSLOSE KENNZAHLEN	26
3.3.1 <i>Reynolds-Zahl</i>	26
3.3.2 <i>Strouhal-Zahl</i>	27
3.3.3 <i>Womersley-Zahl</i>	27
3.3.4 <i>Geschwindigkeitsfluktuationen</i>	28
3.4 BIOFLUIDMECHANISCHE GRUNDLAGEN	28
3.4.1 <i>Blutdruck und Strömungsgeschwindigkeiten</i>	28
3.4.2 <i>Der Herzzyklus</i>	30
3.4.3 <i>Energiebilanz, Herzleistung und Arbeit</i>	31
3.4.4 <i>Elastizität der Gefäße</i>	32
3.4.5 <i>Fließeigenschaften und Zusammensetzung von Humanblut</i>	32
3.4.6 <i>Schädigung des Blutes durch Scherkräfte</i>	35
4 EXPERIMENTELLE METHODEN.....	36
4.1 GESCHWINDIGKEITSMESSUNG MIT PIV	36
4.1.1 <i>Partikelauswahl, Partikelfolgevermögen</i>	38
4.1.2 <i>Bildverarbeitung und Datenauswertung</i>	39
4.2 KORRELATION DER PARTIKELBILDER	40
4.2.1 <i>Weiterführende Korrelationsmethoden</i>	43
4.2.2 <i>Korrektor korrelationsbedingter Fehler</i>	45
4.2.3 <i>Berechnung des Korrelationsmaximums</i>	45
4.3 FEHLERQUELLEN.....	47

4.3.1 Peak Locking und Partikelgröße.....	47
4.3.2 Geschwindigkeitsfluktuationen, Gradienten	48
4.3.3 Optische Einflüsse.....	49
4.4 Kleinfeldgröße.....	52
4.4.1 Überlappung der Kleinfelder	53
4.4.2 Fehlerkorrektur.....	53
4.5 BERECHNUNGSMETHODEN.....	53
4.5.1 Differentialoperatoren	53
4.5.2 Interpolation des 3D-Vektorfeldes	55
4.6 VERSUCHSAUFBAU	57
4.6.1 PIV Laser und Kamera	58
4.6.2 Simulation des Herzunterstützungssystems.....	59
4.6.3 Simulation des Körperkreislaufes	60
4.3.4 Modellfluide	62
4.3.5 Versuchsdurchführung.....	62
4.7 SICHTBARMACHUNG DER STRÖMUNG MIT SPANNUNGSOPTIK	64
5 ANTRIEBSTECHNIK UND PUMPKAMMERN	66
5.1 ARBEITSWEISE DES HERZUNTERSTÜTZUNGSSYSTEMS.....	66
5.2 VERIFIKATION DER KINEMATIK.....	67
5.3 PUMPKAMMERN	71
5.3.1 Pumpkammern auf Basis des linken menschlichen Ventrikels.....	72
5.3.2 Optimierung der ventrikelförmigen Kammern.....	78
5.3.3 Pumpkammern in U-Form	79
5.3.4 Fertigungsverfahren.....	80
5.4 AUSWAHL GEEIGNETER HERZKLAPPENPROTHESEN	80
6 ERGEBNISSE	83
6.1 BOGENFÖRMIGE KAMMERN	86
6.1.1 Strömungscharakteristika	86
6.1.2 Ablösegebiete, Wirbelbildung und Scherraten.....	94
6.1.3 Scherspannung an der Kammerwand	96
6.2 WANDBEWEGUNG DER VENTRIKELFÖRMIGEN KAMMERN	99
6.2.1 Hydraulische Kompression.....	100
6.2.2 Kompression mit der Druckplatte	101
6.3 STRÖMUNG IN DER VENTRIKELFÖRMIGEN KAMMER TYP I	104
6.4 STRÖMUNG IN DER VENTRIKELFÖRMIGEN KAMMER TYP II.....	105
6.5.1 Strömungscharakteristik bei gleichförmig bewegter Druckplatte	107
6.5.2 Einfluss der verschiedener Druckplattenbewegungen auf die Befüllung.....	111
6.5.3 Ablösegebiete, Scherraten und Wirbelstärke	115
6.5 KOMPRESSION MITTELS HYDRAULIKFLUID.....	121
6.5.2 Strömung bei hydraulischer Kompression	121
6.5.2 Aktives Befüllen der Kammer.....	130
6.5.3 Ablösegebiete	131
6.6 BAHNLINIEN	134
6.7 ÖRTLICHE SCHWANKUNG DER STRÖMUNGSGESCHWINDIGKEIT	138
6.7 NUMERISCHE SIMULATION	144
6.7.1 Simulation der Strömung im linken Ventrikel	144
6.7.2 Simulation der optimierten, ventrikelförmigen Pumpkammer	146
6.8 DRUCK- UND FLUSSKURVEN	150
6.9 ABSCHÄTZUNG DER STRÖMUNGSVERLUSTE	156
6.9.1 Berechnung fluidmechanischer Kennzahlen.....	156
6.9.2 Wirkungsgrad.....	156

6.9.3 Dimensionslose Kammerverlustziffer ζ	161
6.10 VERIFIKATION IN VIVO.....	167
7 DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNGEN.....	170
7.1 PUMPLEISTUNG.....	170
7.2 STRÖMUNGSSCHARAKTERISTIK IN DEN BOGENFÖRMIGEN KAMMERMODELLEN....	171
7.2.1 <i>Strömung in den ventrikelförmigen Kammermodellen Typ I</i>	172
7.2.2 <i>Strömung in den ventrikelförmigen Kammermodellen Typ II</i>	172
7.3 EINFLUSS DER HERZKLAPPENPROTHESE.....	173
7.4 SCHERRATEN.....	174
7.5 EINFLUSS DER DRUCKPLATTE.....	175
7.6 VERGLEICH RELEVANTER, FLUIDMECHANISCHER KENNZAHLEN.....	176
7.7 BEWERTUNG DER PUMPKAMMERN, KAMMERVERLUSTZIFFER.....	177
7.8 AUSBLICK.....	178
ANHANG.....	180
LITERATURVERZEICHNIS.....	183

Bezeichnungen, Dimensionen, Einheiten

Formelzeichen

α		Womersley Parameter
γ		Winkel
$\dot{\gamma}$	[1/s]	Scherrate
δ		Isochromaten n-ter Ordnung
ε		Fehlergröße
ζ		Kammverlustrziffer
η	[N s /m ²]	Dynamische Viskosität
λ	[nm]	Wellenlänge des Lichtes
ν	[m ² /s]	Kinematische Viskosität
ν		Frequenzkoeffizienten der Fouriertransformation
π		Kreiszahl
ρ		Winkel
ρ	[kg/m ³]	Massendichte
σ	[N/m ²]	Druck-, Normalspannung
τ	[N/m ²]	Scherspannung
τ_y	[N/m ²]	Konstante für die Fließspannung
ψ		Winkel
ω		Frequenzkoeffizienten der Fouriertransformation
ω	[1/s]	Kreisfrequenz
ω	[1/s]	Wirbelstärke
Γ	[m ² /s]	Zirkulation
Θ	[N/m ²]	Normalspannung
a		Kleinfeld (Interrogation Area)
a	[m]	Länge
a	[m/s ²]	Beschleunigung
b	[m]	Länge
d		Dirac Delta Funktion
f	[N/kg]	Massenbezogene Kraft
f	[1/s]	Frequenz
f		Partikelverteilung im ursprünglichen Kleinfeld
f		Gauss-Funktion
g		Partikelverteilung im zeitlich versetzten Kleinfeld
k		Blendenzahl
k, l, m, n		Kartesische Zeiger
l		Länge, Bezugslänge
m	[kg]	Masse
n		Anzahl Messpunkte

n		Brechungsindex
s, ds		Stromlinienkoordinate
s		Überlappung der Kleinfelder zur Korrelation
p	[N/m ²]	Druck
t	[s]	Zeit
u, v, w	[m/s]	Geschwindigkeitskomponenten
v	[m/s]	Geschwindigkeit
x, y, z		Kartesische Koordinaten
y	[mm]	Objektgröße
A	[m ²]	Fläche
A		Graustufenbild des Strömungsfeldes
C		Konstante
D	[mm]	Kleinfeldgröße
D, d	[m]	Durchmesser
F		Faltungsintegral der Korrelation
F		Verlustfaktor
I		Kleinfeldgröße
I	[kg m/s]	Impuls
M, N		Anzahl Reihen und Spalten der Kleinfelder
N		Gesamtzahl Messpunkte in einem Messbereich
N		Partikelzahl
O		Überdeckungsfaktor (Overlap)
P	[J/s]	Leistung
Q	[m ³ /s]	Volumenstrom
R, r	[m]	Radius
Re		Reynolds Zahl
Sr		Strouhal Zahl
T	[s]	Gesamtzeit einer Periode
Tu		Geschwindigkeitsschwankungsgrad
U		Vektor des 2D-Geschwindigkeitsfeldes
V	[m ³]	Volumen
V_s	[ml]	Auswurfvolumen
W	[Watt]	Arbeit

Fusszeiger

xy	xy-Ebene, orthogonal zur z-Achse
zx	zx-Ebene, orthogonal zur y-Achse
yz	yz-Ebene, orthogonal zur x-Achse
xx	Parallel zur x-Achse orientiert
yy	Parallel zur x-Achse orientiert
zz	Parallel zur x-Achse orientiert
i, j, k	Kartesische Zeiger
p	Druckkraft
B	Massenkraft (Volumenkraft)
z	Zähigkeitsbedingt
eff	Effektiver Wert
m	Mittelwert

T	Gesamte Periodendauer
t	Diskreter Zeitpunkt
in	Einlass (Inflow)
out	Auslass (Outflow)
Dia	Diastole (Befüllungsphase)
Sys	Systole (Auswurfphase)

Kopfzeiger

.	Ableitung nach der Zeit
\rightarrow	Gemittelte, turbulente Bewegung
'	Skalierte Größe
*	Transformierte Größe
*	Skalierte Größe

Symbole, Operatoren

$div v$	Divergenz des Geschwindigkeitsfeldes
$rot v$	Rotation des Geschwindigkeitsfeldes
$grad v$	Gradient des Geschwindigkeitsfeldes
Δ	Differenz zweier Größen gleicher Art
∂	Partielles Differential
d	Vollständiges (substantielles) Differential
\propto	Korrelation

SI-Einheiten

Länge	l	in Meter = m
Zeit	t, T	in Sekunden = s
Masse	m	in Kilogramm = kg

Abgeleitete SI-Einheiten

Kraft	F	in Newton = kg m/s ²
Druck	p	in Pascal (Pa) = N/m ²
Spannung	τ, σ	in Pascal (Pa) = N/m ² (= 10 dyn/cm ²)
Leistung	P	in Watt = J/s = Nm /s
Frequenz	f	In Hertz = 1/s

Sonstige Einheiten

Puls	f	in bpm = Schläge/min
------	-----	----------------------

Fachausdrücke und Abkürzungen

	<u>Englisch</u>	<u>Deutsch</u>
Adenosintriphosphat	Adenosintriphosphat	Energiereicher Baustein der Nukleinsäuren DNA und RNA zur Regulation energieliefernder Prozesse in Zellen
Arrhythmie	Arrhythmia	Herzrhythmusstörungen
ASAIO	American Society of Artificial Internal Organs	Amerikanische Gesellschaft für künstliche Organe
Atrophie	Atrophy	Muskelschwund
ATT	Alternative to Transplantation	Med. Indikation, die eine Alternative zur Herztransplantation darstellt
Attenuierung	Attenuation	Milderung
Axialpumpe	Axial pump	Rotationspumpe mit axialem Förderstrom
bpm	Bits per minute	Pulsschläge pro Minute
BSA BTR	Body Surface Area Bridge to Recovery	Körperoberfläche Med. Indikation, die auf die Erholung des Herzens zielt
BTT	Bridge to Transplantation	Med. Indikation, die sich auf die Überbrückung der Wartezeit bis zu einer Herztransplantation bezieht
BVAD	Bi Ventricular Assist Device	Biventrikuläres Unterstützungssystem
CCD	Charge-coupled Device	Ladungsgekoppeltes Bauteil zur Aufnahme von Bildaten.
CI	Cardiac (Output) Index	Förderleistung des Herzens
CCW	Counter Clockwise	Entgegen dem Uhrzeigersinn
CW CVP	Clockwise Central Venous Pressure	Im Uhrzeigersinn Druck des Venösen Kreislaufes
Elektropneumatisch	Electropneumatic	Mit Druckluft arbeitend

Endokarditis	Endocarditis	Herzinnenhautentzündung
Extrakorporal	Extracorporal	Außerhalb des Körpers liegend
FDA	Food and Drug Administration	US-amerikanische Zulassungsbehörde
Fibrose	Fibroses	Bindegewebevermehrung
HGS	Hollow Glass Spheres (silver coated)	Glaspartikel, silberbeschichtet
Hypertrophie	Hypertrophy	Organvergrößerung
IAB	Intra Aortic Balloon	Intra-Aortale Ballonpumpe
Immunosuppression	Immunosuppression	Immunabwehrhemmung durch Arzneimittel
Incisur	Incisur	Steiler Druckabfall zum Ende der Systole
ISHLT	International Society of Heart and Lung Transplantation	Internationale Gesellschaft für Herz- und Lungentransplantation
Kardiogener Schock	Cardiogenic shock	Primäre Abnahme der Förderleistung des Herzens infolge funktioneller oder mechanischer Behinderung
Koagulation Koagulopathie	Coagulation Coagulopathy	Bildung von Thromben Blutungsneigung
Kongentionale Herzerkrankung	Congenital heart disease	Angeborener Herzfehler
Kongestive Herzinsuffizienz	Congestive cardiac failure	Stauungsinsuffizienz
Laparotomie	Laparotomy	Chirurgische Öffnung des Brustkorbs
LVAD, LVAS	Left Ventricular Assist Device / System	Linksventrikuläres Unterstützungssystem
Magnetofluide	Magnetic Fluid	Magnetische Flüssigkeiten für medizinische und technische Anwendungen
Magneto-resistiv	Magneto-resistive	Vom Magnetfeld abhängiger, Ohmscher Widerstand
mAP	Mean Arterial Pressure	Mittlerer arterieller Druck
Metabolismus	Metabolism	Stoffwechsel

mPA	Mean Pulmonary Arterial Pressure	Mittlerer Druck der Pulmonalarterie
Myokard	Myocard	Herzmuskel
Myokardiopathie	Myocardiopathy	Herzmuskelleiden
Myokarditis	Myocarditis	Herzmuskelentzündung
Myozyten	Myocyte	Muskelzelle
PCWP	Pulmonary Capillary Wedge Pressure	Entspricht dem enddiastolischen Druck des linken Ventrikels
Postkardiotomie-Unterstützung	Postcardiotomy assistance	Temporäre technische Unterstützung der Herzfunktion nach einem chirurgischen Eingriff.
Pulsatil	Pulsatile	Pulsierend, mit wellenförmiger Schwankungsbewegung
PVR	Pulmonary Vascular Resistance	Widerstand des Lungenkreislaufes
Restitio	Restitio	Heilung
Refraktär	Refractory	Der gesunde Zustand kann nur langsam wieder hergestellt werden
RVAD	Right Ventricular Assist Device	Rechtsventrikuläres Unterstützungssystem
RVSWI	RV Stroke Work Index	Auswurf – Index des rechten Ventrikels
SVR	Systemic Vascular Resistance	Systemischer Widerstand
Tachykardie	Tachycardia	Beschleunigung der Herzfrequenz
TAH	Total Artificial Heart	Totalersatz des natürlichen Herzens
Thrombembolie	Thrombembolism	Verschluss eines Gefäßes durch einen Thrombus
Thrombozyt Thrombusbildung	Platelet Formation of clots	Weißer Blutkörperchen Bildung von Blutgerinnseln, die zu Gewebestücken heranwachsen
Vena Cava Zerebrovaskulärer Insult	Vena Cava Cerebrovascular accident	Große Hohlvene Schlaganfall

Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Entwicklung und strömungsmechanischen Verifikation eines voll implantierbaren Herzunterstützungssystems (VAD, Ventricular Assist Device). Das entwickelte VAD ist mit zwei anstatt üblicherweise einer flexiblen Pumpkammern ausgerüstet welche wechselseitig von einer rigiden Druckplatte komprimiert werden. Zur wechselseitigen Kompression der Pumpkammer wird eine elektromechanisch arbeitende Antriebstechnik entwickelt, welche bei niedrigem Energieverbrauch ein flaches Design des Implantates ermöglicht.

Im System bisher eingesetzte, bogenförmige Pumpkammern ermöglichen ein kompaktes Design, führen jedoch zu Rezirkulation und Stagnation der Strömung, was die Bildung von Thromben begünstigt. Ausgeprägte Wirbelgebiete, wie sie auch in den meist runden Kammern bekannter Systeme beobachtet werden, mindern zudem den Wirkungsgrad der Pumpen.

Im Rahmen der Arbeit werden ventrikelförmige Pumpkammer entwickelt, in denen sich eine möglichst physiologische, dem menschlichen Herzen ähnliche Strömung ausbilden soll. Als Grundlage dienten MRI-Geometriedaten eines gesunden menschlichen Ventrikels. Für das wechselseitige Komprimieren der beiden Kammern wird eine neuartige Kinematik der Antriebseinheit entwickelt und in die Strömungsuntersuchungen eingebunden.

Die entwickelten Pumpkammern werden analog zum Unterstützungssystem mit Hilfe der entwickelten Druckplatte, in weiteren Versuchsreihen (wie bei extrakorporalen Unterstützungspumpen üblich) mittels Hydraulikflüssigkeit komprimiert. Die Strömungssichtbarmachung wird mittels 2D-PIV und strömungsdoppelbrechender Flüssigkeit durchgeführt. Zur Berechnung von 3D-Geschwindigkeitsvektoren wird ein Programm entwickelt, welches die gewonnenen 2D-Messdaten zu einem dreidimensionalen Gitter aus Messpunkten korreliert. Auf dieser Basis werden 3D-Scherraten sowie die Wirbelbildung bestimmt; die Berechnung von Bahnlinien gibt dabei Aufschluss über den Durchspülungsgrad der Kammer.

Der Wirkungsgrad von Herzunterstützungssystemen, welche nach dem Prinzip einer Verdrängerpumpe arbeiten, wird vorrangig durch Wirbelbildung in der Pumpkammer und damit verursachte Dissipation sowie durch (Druck-) Verlust in den Ventilen limitiert. Zur Quantifizierung der fluidmechanischen Verluste wird deshalb die Kammerverlustziffer ζ definiert. Sie berücksichtigt Dissipationsverluste sowie den

Einfluß der Ventile und der Kammergeometrie, so daß mit ihm die Effizienz von Pumpkammern abgeschätzt werden kann. Auf Grundlage der durchgeführten Messungen wird die Kammerverlustziffer für die entwickelten Kammertypen berechnet und verifiziert. Die durchgeführten Untersuchungen zeigen einen deutlichen Einfluß des Herzklappendurchmesser sowie der Kammergröße hinsichtlich Wirbelbildung und Wirkungsgrad. Bis zu einer Kammerverlustziffer von $\zeta \approx 7$ steigt der Wirkungsgrad moderat an, während er bei größeren Werten von ζ rasch abfällt. Ein effektives Arbeiten der Kammer erscheint bis zum kritischen Wert 7 möglich. Der Vergleich zwischen Kammerverlustziffer und Wirkungsgrad liefert einen umgekehrt proportionalen Zusammenhang. Der zunächst steigende Kurvenverlauf fällt ab einem kritischen Verhältnis von Kammervolumen und Mitralklappendurchmesser ($V/d^3 = 1,7 \cdot 10^{-2}$) rasch ab. Zur Abschätzung der Effizienz und des Komplikationspotentials von Pumpkammern stellt der gefundene Wert eine relevante Marke dar, ab der mit erhöhter Dissipation in der Kammer und deutlich verminderten Wirkungsgraden zu rechnen ist.

Die Strömungsuntersuchungen zeigen eine hochgradig instationäre und dreidimensional ausgeprägte Strömung in den entwickelten Kammern. Mit der ventrikelförmigen Pumpkammer ist im Vergleich zur ursprünglich eingesetzten, bogenförmigen Kammer eine Steigerung der Pumpleistung von 2 l/min auf 3,4 l/min möglich. Es kann angenommen werden, dass die Ursache in der günstigeren Führung der Strömung während der Befüllungsphase sowie im verminderten Widerstand durch die größer gewählte Mitralklappe liegt. Im Vergleich zu anderen VAD-Systemen zeigt sich die Leistungssteigerung insbesondere bei hohen Pumpfrequenzen. Durch den Einsatz der neu entwickelten Kammern kann der Gesamtwirkungsgrad des Unterstützungssystems von $\eta = 19\%$ auf $\eta = 46\%$ gesteigert werden, was vor allem die an das umliegende Gewebe abgegebene Wärme mindert. Die vom System aufgenommene elektrische Leistung kann auf weniger als 5 Watt bei Vollast reduziert werden.

Die Strömungsführung in der ventrikelförmigen Kammer erscheint günstiger als bei runden oder bogenförmigen Kammern. Insbesondere die Versuche mit hydraulischer Kompression zeigen optimale Durchspülung bei gleichmäßig verteilten, moderaten Scherraten an der Kammerwand. Mit der entwickelten Kammer kann ein der physiologischen Strömung ähnliches Profil erzeugt werden. Im Gegensatz zur Strömung im linken Ventrikel bildet sich während der Befüllungsphase kein vollständig dreidimensionaler Ringwirbel. Die berechnete Strouhal-Zahl liegt in der Größenordnung des physiologischen Ventrikels. Daraus kann gefolgert werden, dass mit der entwickelten Pumpkammer ein günstiges Verhältnis von Mitralklappendurchmesser, Befüllungszeit und Auswurfvolumen gefunden wurde.

Mit den Versuchen wird gezeigt, dass die Strömung in der Pumpkammer stark von der Kompressionstechnik abhängig ist. Bei hydraulischer Kompression bildet sich ein ausgeprägter Wirbel in der Hauptebene, der die Kammer effizient durchspült. Dagegen wird bei Kompression mit der Druckplatte ein System aus zwei etwa gleich starken Wirbeln beobachtet. Das einströmende Fluid dringt mit seiner Kerngeschwindigkeit dabei nicht bis in die Kammerspitze vor. Es wird gefolgert, dass die Druckplatte dem einströmenden Fluid insbesondere in der frühen Diastole hohen Widerstand entgegengesetzt. Im Verlauf der Befüllung zieht die Druckplatte Fluid mit nach oben, was zur Ablösung der Strömung vom Kammerboden führt. Bei längerfristiger

Anwendung besteht die Gefahr, dass sich in diesem Bereich Thromben an der Wand ablagern. Dagegen werden in den Kammern keine Gebiete beobachtet, in denen zu hohe Scherkräfte eine Schädigung des Blutes verursachen könnten.

Durch Modifikation sowohl der Kammer- als auch der Druckplattengeometrie kann der störende Einfluss der Druckplatte während der Befüllungsphase reduziert werden. Mit der neuen Anordnung wird ein Strömungsprofil generiert, das analog der Befüllung des linken Ventrikels zunächst einen Doppelwirbel in der Hauptebene bildet, wobei der linksdrehende Wirbel, ähnlich der Strömung im Ventrikel, gegen Ende der Diastole den gesamten unteren Bereich der Kammer durchspült und einen effizienten Auswurf gewährleistet. Dabei wird der Winkel zwischen den Herzklappen in der Hauptebene von 35° auf 50° , die maximale Breite der Kammer von 63% auf 72% der Kammerlänge vergrößert. Ferner erhält die Kammer eine Aussackung im Bodenbereich, der Anstellwinkel der Mitralklappe wird in der Lateralebene um 10° geneigt. Die bislang flache Druckplatte erhält ein Profil, das im vorderen Bereich der Kammer einen größeren Querschnitt insbesondere während der frühen Diastole freigibt.

1 Einleitung

Herzunterstützungssysteme sind eine neuartige, alternative Methode zur Therapie schwerer Herzinsuffizienz. Als letzte Option verbleibt bislang nur die Herztransplantation - sie kommt aufgrund der rückläufigen Organspendebereitschaft jedoch immer seltener in Frage. Auch durch mittlerweile geregelte Kriterien zur Organspende sind die Transplantationszahlen weiter rückläufig. So sank die Anzahl der Herztransplantationen in Deutschland von 562 im Jahr 1997 auf 393 im Jahr 2003 (Deutsche Stiftung Organ). Etwa 25% der Patienten sterben während der Wartezeit auf ein Spenderorgan, welche momentan bis zu zwei Jahre betragen kann.

Mechanische Kreislaufunterstützungssysteme (VAD: Ventricular Assist Device) werden seit etwa 10 Jahren klinisch eingesetzt und stellen bei manifestierter Herzinsuffizienz die letzte Option für einen Lebenserhalt dar. Herzunterstützungssysteme übernehmen einen Teil der Pumparbeit und stabilisieren dadurch den Kreislauf, bis ein Spenderorgan zur Verfügung steht. Neuere Untersuchungen zeigen, dass sich unter dieser Therapie die Herzfunktion soweit bessern kann, dass eine Explantation des Systems ohne anschließende Herztransplantation möglich ist.

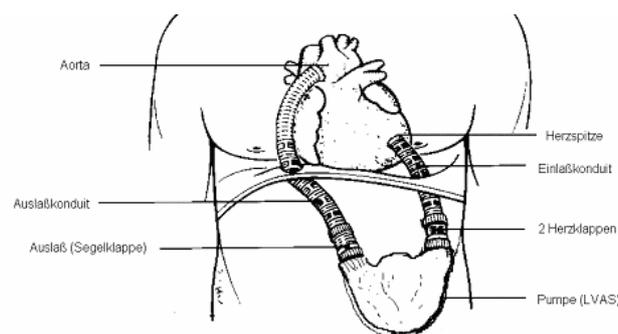


Bild 1: Linksventrikuläre Unterstützung mit Hilfe einer implantierbaren Pumpe (LVAD: Left Ventricular Assist Device)

Künstliche Herzpumpen können an verschiedenste Anforderungen angepasst werden und stehen den Kliniken ohne Wartezeit zur Verfügung - jedoch bergen sie auch Nachteile und Risiken. So zuversichtlich man in den Anfängen der Entwicklung dieser Systeme war, zeigt die Therapie vor allem hinsichtlich der eingesetzten Technik sowie

der Verträglichkeit Limitationen. Das Blut kann durch die Pumparbeit geschädigt werden. Die Versorgung der momentan ausschließlich elektrisch betriebenen Systeme, etwa mit Kabeln durch die Bauchdecke, birgt ein hohes Infektionsrisiko für den Patienten. Niedrige Wirkungsgrade bedingen hohen Energieverbrauch und erwärmen das umliegende Gewebe. Die assistierte Zirkulation muss oft über Monate und Jahre aufrechterhalten werden. Die Systeme sind starken mechanischen Belastungen unterworfen. Da ein rascher Wechsel der Blutpumpen nicht möglich ist, müssen sie hohe Standfestigkeit und Sicherheit aufweisen.

1.1 Mechanische Unterstützungspumpen – Stand der Technik

Die Entwicklung artifizieller Blutpumpen, welche partiell oder komplett die Funktion des menschlichen Herzens übernehmen sollen, begann parallel zu den ersten Herztransplantationen. D. Liotta et al. [79] setzten 1963 erstmalig eine pneumatisch betriebene Bypasspumpe am Menschen ein. Das System wurde nach einer Woche erfolgreicher Unterstützung entnommen. 1966 implantierte er erstmals eine Pumpe zur Unterstützung der linken Herzkammer. D.A. Cooley et al. [21] verwendeten 1968 ein ventrikuläres Unterstützungssystem als Überbrückung zur Herztransplantation (HTX), wobei das pneumatisch betriebene System für 64 Stunden die Perfusion übernahm. Die seit den 70er Jahren kontinuierlich fortschreitende Entwicklung verschiedener Pumpen konzentriert sich mittlerweile auf voll- oder teilimplantierbare Systeme. Dabei werden zwei Ansätze verfolgt:

- Pulsatile Unterstützung mit Verdrängerpumpen
- Nicht-pulsatile Unterstützung mit Axial- und Zentrifugalpumpen

Die Auswahl einer geeigneten Unterstützungspumpe richtet sich vorrangig nach der geforderten Unterstützungszeit. Bei kurzzeitiger Unterstützung spricht man von einigen Tagen bis zwei Wochen, mittelfristig von 3 Wochen bis 4 Monate. Hier kommen bevorzugt parakorporale (externe) Verdrängerpumpen bzw. Axial- oder Zentrifugalpumpen zum Einsatz. Für die langfristige Unterstützung (> 10 Monate) eignen sich teilweise oder voll implantierbare Verdrängerpumpen. Sie schädigen das Blut weit weniger als Axialpumpen. Zudem erzeugen sie pulsatilem Fluss, der insbesondere zur Versorgung peripherer Organe günstiger ist als kontinuierliche Strömung. Eine von K. Nakata et al. [95] durchgeführte Studie belegt, dass die Durchblutung von Endorganen wie Leber oder Niere bei pulsierender Strömung signifikant besser ist als bei stationärer Strömung.

Im klinischen Einsatz befinden sich derzeit nur Unterstützungspumpen, die mit einer Pumpkammer ausgestattet sind. Das implantierbare System Novacor N100P zählt mit über 1000 Tagen Einsatz zu den technisch stabilsten Systemen, die bisher beim Menschen implantiert wurden. Seit 1993 wurden ca. 1600 Patienten mit dem System unterstützt, H. Antretter et al. [6]. Die Pumpe arbeitet mit einem nahtlosen Polyurethansack, der von zwei Druckplatten komprimiert wird. Die Heart Mate Blood Pump wurde als teilweise implantierbare Pumpe über 2900 mal eingesetzt, J.W. Long [83], P.M. McCarthy et al. [87], V.L. Poirier [108], [143]. Die Einkammerpumpe wird mit einem elektromechanischen oder alternativ mit pneumatischem Antrieb

(parakorporal) betrieben. Die elektromechanische Version arbeitet mit einem bürstenlosen Elektromotor. Als erstes komplett implantierbares System wurde von S.M. Mehta et al. [89] im Jahr 1999 das Lion Heart vorgestellt. Die Pumpe ist mit einer Druckplatte ausgerüstet, welche von einem bürstenlosen Elektromotor und einer Spindel bewegt wird. Um die passive Befüllung der Pumpkammer sicher zu stellen, ist diese nicht fest mit der Druckplatte verbunden. Ungünstige Strömungsverhältnisse in den Pumpkammern führten in den ersten klinischen Studien zu vermehrten Komplikationen beim Patienten (Thrombenbildung), das System wurde 2004 vom Markt genommen.

Da Unterstützungssysteme implantiert werden und zudem großen mechanischen Belastungen ausgesetzt sind, müssen sie zuverlässig und möglichst körperverträglich gebaut werden. Technische Probleme treten vor allem durch Dauerbelastung und damit einhergehender Materialermüdung auf. Nach K. Affeld et al. [4] verhindert eine ungünstige Schubbelastung von nur 3 Prozent den geforderten, langjährigen Einsatz einer Pumpkammer. H. Harasaki et al. [46] berichten von Kalzifizierung auf synthetischen Oberflächen, etwa auf Polymeren der Pumpkammern künstlicher Herzen. B. Glasmacher et al. [40] konnten hier einen Zusammenhang zwischen dem Grad der Kalzifizierung und der mechanischen Belastung nachweisen. Y. Bonkohara et al. [16] und H.H. Scheld et al. [124] registrierten ungünstige Belastung, die zum Bruch von Kabeln, Versorgungsleitungen, Membranen, Konduits oder Dichtungen führt (Novacor 8%, Heart Mate 7%). Auch können Probleme mit Herzklappen auftreten. Das mechanische Versagen der Prothesen führt zu verminderter Pumpleistung. Eine Ungünstige Position begünstigen Thrombenbildung bevorzugt am Rand der Klappen und reduziert dadurch den effektiven Öffnungsdurchmesser der Prothese. Die Anzahl der bewegten Teile wie Lager, Wellen, Nocken etc. stellt ein inhärentes Risiko dar. Je geringer sie ist, desto geringer auch die Ausfallswahrscheinlichkeit des Gesamtsystems. Herzunterstützungssysteme, die nach dem Verdrängungsprinzip arbeiten, komprimieren die Pumpkammer mechanisch oder pneumatisch, was den Ausgleich des verdrängten Volumens erforderlich macht. Einkammersysteme müssen das komprimierte Pumpvolumen durch Kanülen an die Hautoberfläche oder implantierte Volumenausgleichsbehälter (sog. Vent) kompensieren, was ein zusätzliches Risiko darstellt.

Die anfängliche Euphorie über eine schnell verfügbare Unterstützungspumpe bzw. ein komplettes Kunstherz insbesondere für den Langzeiteinsatz wurde vor allem durch infektiöse und neurologische Komplikationen gedämpft. Letztere gründen in suboptimaler Strömung durch die Pumpkammern und Herzklappenprothesen. Dies führt zu Hämolyse und Thrombenbildung. Seit Beginn der 70er Jahre wurden u. a. von D. Liepsch [74] und H. Reul et al. [113] Messungen in Gefäßmodellen und an Herzklappenprothesen in vitro durchgeführt und auf den Zusammenhang zwischen Scherkräften und Hämolyse bzw. Thrombenbildung hingewiesen. I. Anadere et al. [5], G. Thurston [144], W. Baldauf et al. [11], H. Rieger et al. [115], H. Chmiel et al. [20] u.v.m. konnten die Theorie durch umfangreiche Studien bestätigen.

1.2 Bisherige Strömungsuntersuchungen in künstlichen Herzen

Thrombenbildung stellt nach wie vor das Hauptproblem beim Einsatz artifizierlicher Blutpumpen dar. Nach C. Bachmann et al. [9] wird von einem direkten Zusammenhang zwischen der Strömung in der Pumpkammer, den dadurch auftretenden Scherkräften und der Bildung von Blutgerinnseln (sog. Clots) ausgegangen. R.T. Schoepenhoerster et al. [131] beobachteten Ablagerungen bevorzugt in Gebieten von Rezirkulation und beim Wiederanlegen abgelöster Strömung. Dagegen konnten L.J. Wurzinger et al. [161] die Zerstörung von roten Blutkörperchen (Hämolyse) insbesondere in Gebieten mit hohen Scherkräften nachweisen.

Ein langfristiger und erfolgreicher Einsatz des Unterstützungssystems ist zudem durch das Einbringen der großen künstlichen Oberflächen der Pumpkammern limitiert. Nach S. Rafii et al. [110] und E. Wintermantel et al. [159] adsorbieren Proteine beim ersten Kontakt des Blutes mit der Prothese auf die Oberfläche der Kammern. Unmittelbare Folge ist die Adhäsion von Blutplättchen und damit die Bildung von Thromben. Dabei beeinflusst die Zusammensetzung der Proteinschicht das Maß der Thrombogenität des Werkstoffes. Nach P. Ehrhard et al. [31] und M.J. Menconi et al. [91] wird die Adhäsion der Erythrozyten durch Albumin gesenkt, durch Fibrinogen dagegen erhöht. VAD-Systeme werden mit Pumpkammern aus Polymeren, insbesondere Polyurethan (PUR) ausgerüstet, M. Szycher et al. [138], T.G. Grasel et al. [43], W.S. Pierce et al. [107]. K. A. Dasse et al. [25] führen die Bildung von Thromben auf Unregelmäßigkeiten der Oberflächen und dadurch auftretende Makrowirbeln zurück. E.A. Rose [116], M. Szycher et al. [139] konnte mit der Entwicklung beschichteter Oberflächen die Thrombogenität durch das Herstellen einer homogenen Zellschicht (sog. Neointima) auf der Kontaktseite der Pumpkammern deutlich eindämmen. Diese Zellschicht wirkt als biokompatible Kontaktfläche zwischen Blut und den Pumpkammern, welche nach wie vor aus PUR gefertigt werden. Um die Haftung zu gewährleisten, bringen V. Salih et al. [119] zunächst ein kollagenes Gitter auf die Oberfläche der Kammer auf. In dieser Struktur können sich Fibroblasten, Myofibroblasten und Monozyten einbetten. Dabei konnten T.R. Graham et al. [42] die Abhängigkeit von Zellwachstum, Genexpression und Zellmatrix von den vorherrschenden Strömungsbedingungen, insbesondere von den auftretenden Scherkräften nachweisen. D. Liepsch et al. [75] beobachteten bei Endothelzellen in Hundearten mit Stenosen eine Mutation von Zelldichte und Zellstruktur durch Veränderungen der Scherspannungen in der Strömung. M.J. Menconi et al. [90] nennen als weitere Faktoren für das Zellwachstum die mechanische Beanspruchung der Kammer sowie das verwendete Polyurethan.

Zur Vermeidung von Thrombenbildung (Koagulation) wurden Untersuchungen der Strömung in den Kammern verschiedener Pumpsysteme mit bildgebenden Messverfahren (PIV, PTV) sowie mit Laser-Doppler-Anemometrie (LDA) durchgeführt. Die Experimente wurden sowohl mit Newtonschen Flüssigkeiten als auch mit Fluiden mit blutähnlichem Fließverhalten (nichtnewtonsch, strukturviskos) durchgeführt.

Der Einsatz Newtonscher Flüssigkeiten erscheint nach dem heutigen Stand der Forschung nicht präzise genug, da vor allem die Berechnung der Schubspannungen zu

niedrigeren Werten führt. K.A. Mann et al. [85] verglichen die Strömung von Blut, einer blutähnlichen Separan-Lösung sowie einer Newtonschen Wasser-Glycerin-Mischung in der Pumpkammer des Penn State VAD. Dabei zeigte die Glycerin-Wasser-Mischung im Vergleich zur Separan-Lösung deutlich unterschiedliche Geschwindigkeitsprofile. Letztere kommt in ihrem Fließverhalten dem von Blut sehr nahe. Die Wasser-Glycerin-Mischung zeigte generell niedrigere Spitzengeschwindigkeiten als Blut. Die Messungen wurden mit gepulstem Ultraschall durchgeführt.

J. T. Baldwin et al. [13] führten Messungen mit LDA in den runden Kammern des Penn State VAD durch und beobachtete während der Befüllungsphase einen dominanten Wirbel, der sein Zentrum nur geringfügig aus der Kammermitte verlagert. Die Ergebnisse wurden von P. Hochareon [52] und W. Jin et al. [55] durch PIV-Messungen in diskreten Ebenen bestätigt. W. Jin et al. [54] beobachteten auch in sackförmigen Kammern (sac-typ) einen Hauptwirbel, der erst durch die Kompression der Druckplatte aufgelöst wird. Der Wirbel gewährleistet eine gute Durchspülung, jedoch behindert er das Einströmen von neuem Fluid in die Kammer. Hohe Geschwindigkeiten treten während der Befüllung hinter der Herzklappe am Einlauf sowie während des Auswurfes am Auslass auf. J. T. Baldwin et al. [12] beobachteten in einer Untersuchung mit 2D-LDA an insgesamt 129 Messpunkten Spitzengeschwindigkeiten von 1,5-2 m/s im Bereich der Ein- bzw. Ausflussklappe des Penn State VAD (70cc).

Am Einlauf verwendete Herzklappenprothesen beeinflussen je nach Bauart die Strömung in der Kammer während der Befüllungsphase. H. Reul et al. [113] beobachteten bei der Untersuchung von Bio-Prothesen mittels LDA einen eingeschnürten Strahl (Jet) mit einem Geschwindigkeitsmaximum in Strahlmitte. Dagegen ist das Strömungsprofil von Zweiflügelklappen durch insgesamt drei deutlich flachere Geschwindigkeitsmaximas charakterisiert und weist geringere Spitzengeschwindigkeiten auf. K. B. Chandran et al. [19] konnten in einem Modellventrikel mittels Strömungssichtbarmachung zeigen, dass mit beiden Klappentypen die Geschwindigkeitsverteilung der physiologischen Strömung im humanen Ventrikel am ähnlichsten ist. J. T. Baldwin et al. [13] und W. Jin et al. [54] konnten zeigen, dass Kippscheibenklappen hohe Scherkräfte erzeugen und die Strömung lenken, was zu deutlich veränderten Geschwindigkeitsprofilen in der Kammer führt. C. Bachmann et al. [9] wies durch Untersuchungen am Penn State VAD (15cc) nach, dass zu klein dimensionierte Herzklappenprothesen die Strömungsprofile während der Befüllungsphase nachhaltig verändern. Messungen an einer verkleinerten Version des Unterstützungssystems zeigten im Vergleich zur ursprünglichen Pumpe eine deutlich erhöhte Strouhal-Zahl aufgrund der zu klein gewählten Klappe am Einlauf. In der Kammer wurden weniger Schubspannung und Turbulenz als im ursprünglichen Modell beobachtet. In der zentralen Region der Kammer wurden nur geringe Wandschubspannungen (3,2 ... 7 Pa) gemessen.

A.P. Yoganathan [163], W.L. Lim et al. [77], R. Shandas et al. [132], A. Subramanian et al. [136] u.v.m. führten Messungen mit PIV und LDA im Nachlauf von Herzklappenprothesen durch und berechneten die auftretenden Scherkräfte. Problematisch erscheinen bei Pumpkammern von Kunstherzen Regionen mit zu hohen Wandschubspannungen, wie sie vor allem hinter der Herzklappe am Einlauf beobachtet

werden, sowie Regionen mit zu geringen Wandschubspannungen. Letztere begünstigen die Bildung von Thromben.

K. Affeld [3] verwendete Farbfäden, um Gebiete mit hohen Wandschubspannungen bzw. Stagnationspunkte zu detektieren. Regionen mit geringer Auswaschung der Farbe ließen damit auf die Bildung von Thromben schließen. Zur quantitativen Erfassung von Schubspannungen wurden neben Lasermessmethoden zunächst Hitzedrahtsonden eingesetzt. J. T. Baldwin et al. [14] führten damit Messungen in der Kammer des Penn State VAD durch. Dabei fanden sie während der Systole kritische Werte im Bereich des Auslasses mit Spitzen von 270 Pa (Reynolds Stress). Während der Diastole wurden im Bereich des Einlaufes Spitzen von bis zu 140 Pa registriert. Insbesondere während der Diastole war die Richtung der Wandschubspannung in Richtung der Druckplatte orientiert, also senkrecht zur eigentlichen Hauptströmungsrichtung. Die stark richtungsabhängige Hitzedrahtsonde ist im dreidimensional ausgeprägten Strömungsfeld von Herzkammern jedoch nur bedingt zur Strömungsmessung geeignet. J. T. Baldwin et al. [12] ermittelten in einer weiteren Studie mit LDA während der Befüllung Scherspannungen von 270-400 Pa, während der Auswurfphase von 530 Pa. Die Spitzengeschwindigkeiten betragen über 2 m/s. J.M. Tarbell et al. [141] verwendeten gepulsten Ultraschall (PDU), wobei sie die Strömung bis ein Millimeter Abstand zur Wand erfassen konnten. Aus den Messungen wurden maximale Wandschubspannungen von 2,5 Pa berechnet. W.M. Phillips et al. [105] führten Messungen mit LDA in einem Abstand von 0,5 mm zur Wand durch und berechneten Wandschubspannungen von bis zu 5,3 Pa.

1.3 Strömungsmessungen mit Particle Image Velocimetry (PIV)

PIV ist ein berührungsloses Messverfahren, bei dem Teilebenen des Messvolumens mit Hilfe eines gepulsten Lasers illuminiert werden. PIV eignet sich für die Messung sowohl großer als auch sehr kleiner Volumina (High Resolution PIV, μ -PIV). Y. Sugii et al. [137] gelang die Messung der Blutströmung in Arteriolen mit einem Mikroskop bei einer räumlichen Auflösung von $8 \times 8 \mu\text{m}$. Um bei der Messung großer Voluminas eine hinreichende Auflösung zu erhalten, wurden etwa von B. Sammler et al. [120] Teilsegmente vermessen und später korreliert. Die Auswertung der digitalen Graustufenbilder erfolgt mit Kreuzkorrelationsalgorithmen und statistischen Verfahren. Grundlegende Arbeiten wurden von R.D. Kean et al. [58] vorgestellt. Im Gegensatz dazu werden bei Particle Tracking Velocimetry (PTV) Algorithmen verwendet, die auf Basis der Partikelkoordinaten arbeiten. Gängige Methoden sind „Nearest Neighbour Search“ (S. Beak und S. J. Lee [10]) sowie „Image Relaxation“, K. Ohmi et al. [100].

Eingesetzte Kreuzkorrelationsmethoden liefern nach E.A. Cowen et al. [23] bei hoher Partikeldichte gute Ergebnisse, jedoch ist die räumliche Auflösung durch die Kleinfeldgröße limitiert. Zufriedenstellende Resultate werden nach M. Stellmacher et al. [135] vor allem dann erzielt, wenn die Kleinfeldgröße klein genug im Vergleich zur lokalen Geschwindigkeitsänderung ist. R. J. Adrian [1] und R.D. Kean et al. [58] schlagen einen minimalen Versatz von zwei Partikeldurchmessern und einen maximalen Versatz („maximum in-plane displacement“) von 20% der Kleinfeldgröße vor, andernfalls treten deutliche Qualitätseinbußen auf. Dies kann in Gebieten mit starker

Wirbelbildung oder an der Wand auftreten, wo Schereffekte eine große Rolle spielen. Zur Lösung der Problematik wurde 1995 von K. Okamoto et al. [102] die „Spring Model Technique“ sowie 1995 die „Affine Transformation Technique“ vorgestellt, K. Okamoto [101]. M. Stellmacher et al. [135] entwickelten einen Algorithmus, welcher aus den Bilddaten neben der Geschwindigkeitsinformation auch Rotation und Scherung liefert, wodurch das Verfahren vor allem in Gebieten hoher Scherung überlegen zur herkömmlichen Korrelation ist. Das von R.D. Kean et al. [59] im Jahr 1996 vorgestellte „Super-resolution PIV“ kombiniert die Vorteile von PTV und den statistisch basierten Korrelationsmethoden, wodurch eine hohe Auflösung erzielt wird. Jedoch leidet die Methode nach wie vor an der begrenzten Auflösefähigkeit statistischer Methoden bei niedrigen Geschwindigkeitsgradienten.

Um eine hinreichende Auflösung turbulenter Strukturen mit statistisch unabhängigen Aufnahmen zu erhalten, muss die Sampling-Rate des Messverfahrens geringer als die Frequenz der Fluktuation sein - große Abstände zwischen den Messungen ergeben nach R.V. Edwards [30] zwar statistisch unabhängige Aufnahmen, jedoch können wesentliche Informationen verloren gehen. P. Browne [18] führte Messungen im Nachlauf von St. Jude Herzklappen bei pulsativer Strömung durch und fand gute Übereinstimmung von PIV und LDA, jedoch deutliche Unterschiede in Gebieten mit Turbulenz. Insbesondere führte die Berechnung turbulenter Scherspannungen zu markanten Abweichungen zwischen den Methoden. J. Westerweel [154] schätzt den absoluten Fehler eines optimal konfigurierten PIV mit einer Kleinfeldgröße von 64 x 64 Pixel auf kleiner als ein Prozent. Auch R. Bevington [15], U. Ullum et al. [146], Z.C. Liu et al. [80] und M.P. Wernet [150] fanden bei Vergleichsmessungen der Strömung zwischen PIV und LDA Resultate mit einer Abweichung von etwa einem Prozent. Jedoch können Strömungsfluktuationen (auch mit einem 3D-PIV) nur bedingt aufgelöst werden, da die Aufnahmezeit durch die Taktfrequenz des Lasers und die Totzeit der Kamera begrenzt ist, M.P. Wernet et al. [151].

T. Mussivand et al. [94] führten Messungen mit PIV in der Kammer des Heart Saver VAD durch. Für die Untersuchungen wurde ein rigides Gehäuse aus Plexiglas gefertigt und die Form der (runden) Pumpkammer ausgefräst. Die verwendete Kammerform generierte insbesondere am Einlass hohe Scherspannungen von ca. 900 Pa. Auf Grundlage der PIV-Messungen durchgeführte Modifikationen zeigten Scherkräfte in einer Größenordnung von ca. 25 Pa. P. Hochareon [52] entwickelte einen Algorithmus zur Auswertung von PIV-Aufnahmen, um Wandschubspannungen in Pumpkammern von Kunstherzen zu detektieren. Damit kann im Vergleich zu LDA-Messungen eine Genauigkeit von etwa 10% erreicht werden. Die Messungen wurden in der Kammer des Penn State VAD (50cc) durchgeführt. Dabei wurden insbesondere kritische Bereiche am Einlauf und der Ausflussklappe mit Wandscherraten bis 3000 1/s detektiert. Die maximalen Geschwindigkeiten lagen bei 1 m/s.

1.4 Zielsetzung

Eine Verbesserung der Strömungsdynamik in den Pumpkammern künstlicher Herzpumpen ist aufgrund der bislang auftretenden Komplikationen wie Thrombenbildung und Hämolyse vor allem aus medizinischer Sicht von großem Interesse. Bislang durchgeführte Messungen in den Pumpkammern bekannter Systeme wie Novacor, Penn State VAD, Heart Saver u.a. wurden an starren oder teilweisen starren Modellen der Pumpkammern durchgeführt, das Strömungsfeld wurde nur punktuell oder in diskreten, zweidimensionalen Ebenen erfasst.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit soll eine neuartige Pumpkammer für das DLR-Herzunterstützungssystem entwickelt werden, welche eine möglichst physiologische, dem linken menschlichen Ventrikel ähnliche Strömung erzeugt. Geringe Wirbelbildung soll dabei die Energieverluste minimieren, eine effiziente Durchspülung die Bildung von Thromben verhindern. Zur Verifikation sollen Strömungsuntersuchungen mit PIV durchgeführt und ein Programm entwickelt werden, das die 2D-PIV Aufnahmen zu einem 3D-Geschwindigkeitsfeld korreliert. Um das Strömungsverhalten möglichst realistisch abzubilden, sollen flexible, elastische Pumpkammern verwendet werden.

Damit steht für die gesamte Pumpkammer erstmalig eine 3D-Geschwindigkeitsverteilung über einen kompletten Pumpzyklus zur Verfügung. Sie ist Basis zur Berechnung von 3D-Scherraten, Wirbelstärke, Normalspannungen und Geschwindigkeitsschwankungen. Die Berechnung von Bahnlinien soll Aufschluss über den Durchspülungsgrad der Kammer geben. Um eine hohe zeitliche Auflösung und hohe Aufnahmefrequenz zu erreichen, soll ein Programm entwickelt werden, welches die Position der Druckplatte mittels Sensorik detektiert und Laser sowie Hochgeschwindigkeitskamera steuert. Damit kann die Strömung zu beliebigen Phasenlagen der Pumpbewegung erfasst werden. Aus den gewonnenen Schnittebenen der PIV-Messungen sollen mittels einer zu entwickelnden Software 3D-Geometriedaten der Pumpkammer extrahiert und zu einem numerischen, dreidimensionalen Modell generiert werden. Auf dieser Basis können Simulationsrechnungen durchgeführt und mit den PIV-Messung verglichen werden.

Für die Entwicklung der ventrikelförmigen Pumpkammer dienen Geometriedaten von gesunden, menschlichen Herzen, welche mittels Magnet Resonanz Imaging (MRI) in hoher Auflösung gescannt werden. Auf Basis der MRI-Datensätze werden zwei Kammertypen entworfen. Für den Einsatz im Herzunterstützungssystem müssen sie in einem flachen Gehäuse eingebettet und von einer rigiden Druckplatte komprimiert werden können. Auf Grundlage von Strömungssichtbarmachung und Strömungsmessungen mit PIV soll die Form der Kammer optimiert werden.

Ziel der Arbeit ist darüber hinaus die Entwicklung einer neuartigen Antriebskinematik zur wechselseitigen Kompression der Pumpkammern. Sie soll eine möglichst konstante Antriebsdrehzahl und dadurch minimalen Energieverbrauch gewährleisten. Anhand der Strömungsuntersuchungen soll sie verifiziert und vor allem der Einfluss der rigiden Druckplatte auf die Strömung beurteilt werden.

Vorrangig sollen folgende Fragestellungen geklärt werden:

- Kann mit ventrikelförmigen Pumpkammer ein quasi-physiologisches Strömungsprofil in einem Kunstherz erzeugt werden?
- Welchen Einfluss hat die rigide Druckplatte auf die Strömung?
- Treten Totwassergebiete oder Gebiete mit hohen Scherspannungen auf?
- Wird die Kammer ausreichend durchspült, mit welcher Verweilzeit von Partikeln ist zu rechnen?
- Welche Wirkungsgradsteigerung gegenüber den bisher am DLR-Herzunterstützungssystem verwendeten Pumpkammern erreicht werden?

2 Medizinischer Hintergrund

2.1 Indikation

G.S. Kumpati et al. [68] nennen als Indikation für den Einsatz linksventrikulärer Unterstützungspumpen das terminale Herzversagen ohne Aussicht auf Besserung durch medikamentöse Therapie. Häufigste Ursache sind meist Herzinfarkt, Herzmuskelentzündung und globales Kreislaufversagen (kardiogener Schock nach Kardiotomie). Die Folge ist eine Minderleistung (Insuffizienz) des Herzens, welche ein erniedrigtes Herz-Zeit-Volumen (HZV) zur Folge hat. Dies führt zu einem verminderten enddiastolischen¹ Druck und damit zu erhöhtem Vorhofdruck (Left Atrium Pressure, LAP). Die Folge ist Lungenstau² und damit eine verminderte O₂-Spannung, so dass die ohnehin schwache Durchblutung der peripheren Organe weiter reduziert wird (siehe Bild 2).

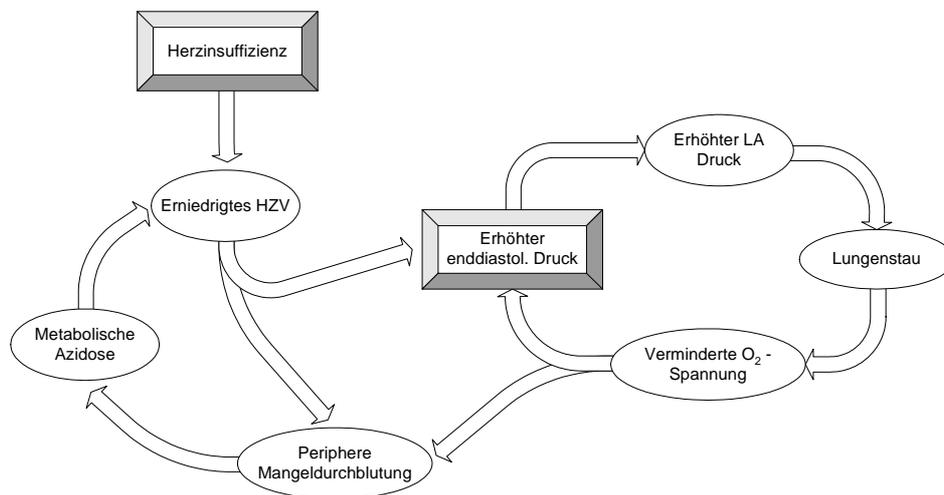


Bild 2: Teufelskreis Herzinsuffizienz

¹ Diastole: Erschlaffungsphase des Herzens

² Blutstauung im kleinen (pulmonalen) Kreislauf. Die Folge ist Prallfüllung der Kapillaren mit Membranverdickung

Nach W. Ruf et al. [118] kann mit Hilfe einer linksventrikulären Unterstützungspumpe der „Teufelskreis“ Herzinsuffizienz durchbrochen werden, indem der enddiastolische Druck gesenkt und der Organismus wieder adäquat perfundiert werden. Dabei wird der Sauerstoffverbrauch des Herzens gesenkt und die systemische³ und koronare⁴ Durchblutung gesteigert, H. Laks et al. [71], W.S. Pierce et al. [106]. Dies konnte von J.H. Kennedy et al. [61] und C.G. La Farge et al. [70] durch tierexperimentelle Untersuchungen an chronisch insuffizienten Herzen gezeigt sowie von P.M. McCarthy et al. [87] und D.G. Pennington et al. [103] durch klinische Studien belegt werden. Neuere Untersuchungen von M. Loebe et al. [81] zeigen, dass sich unter der VAD-Therapie die Herzfunktion auch soweit bessern kann, dass eine Explantation des Systems ohne anschließende Herztransplantation möglich ist. Langfristige Herzunterstützung mit einem VAD, die einen Zeitraum von einem Jahr übersteigt, führt nach B. Peterzen et al. [104] zu erhöhter O₂-Spannung und einer Reduktion des diastolischen Innendurchmesser des linken Ventrikels. Jedoch mehren sich bei längeren Unterstützungszeiten auch die Komplikationen, vorrangig treten technische Probleme an Pumpen und Herzklappenprothesen auf.

Durch die gesteigerte Zuverlässigkeit der Kunstherzen wird eine Entlassung der Patienten in den gewohnten Lebensbereich immer mehr in Erwägung gezogen, J.J. De Rose et al. [26]. Infektions- und Sterberate sind durchweg geringer als bei Patienten, die in der Klinik verbleiben. D.L. Morales et al. [93] berichten von etwa 30% der Patienten, die dabei wieder einer geregelten Arbeit nachgehen, 33% sind sexuell aktiv, 44% fahren wieder Auto. Auch sportliche Aktivität hat während der Kunstherz -Therapie durchweg positive Auswirkung. K. R. Branch [17] konnten zeigen, dass sich während sportlicher Betätigung VAD und Herz synchronisieren und mit identischer Frequenz arbeiten.

2.2 Ziele der Herzunterstützung

Ventricular Assist Devices (VAD) werden als Überbrückung zur Transplantation (Bridge to Transplant, BTT) eingesetzt, wenn für den Patienten im kardiogenen Schock kein passendes Spenderorgan zur Verfügung steht. Durch die Implantation eines Unterstützungssystems wird der Patient stabilisiert, bis ein akzeptables Transplantat zur Verfügung steht. Durch die stabile Perfusion der peripheren Organe während der Unterstützungszeit ist die Überlebenschance nach einer Transplantation größer als bei Patienten ohne Unterstützungspumpe. Die Zeitspanne der Überbrückung ist variabel, sie reicht von wenigen Wochen bis mehrere Jahre.

Eine Überbrückung bis zur Genesung (Bridge To Recovery, BTR) ist möglich, wenn ein passageres Herzversagen vorliegt und die Aussicht auf Restitutio besteht. H. Antretter et al. [6] beschreiben als Indikation die Herzmuskelentzündung (fulminante Myokarditis), das passagere Herzversagen nach offener Herzoperation oder die nichtischämische, idiopathisch dilatative Kardiomyopathie⁵ (mit meist kurzem Krankheitsverlauf). Nach Regeneration der Herzfunktion kann der Patient vom VAD

³ Systemischer Kreislauf = großer Körperkreislauf

⁴ Koronargefäße dienen zur direkten Versorgung des Herzmuskels

⁵ Erkrankung des Herzmuskels, welche mit kardialer Dysfunktion einhergeht

entwöhnt und das System explantiert werden. Kardial stabile Langzeitverläufe wurden von G.S. Kumpati et al. [68] ausführlich dokumentiert, allerdings besteht noch ein großes Defizit zwischen zellulärer und klinischer Regeneration. Dabei regenerieren jüngere Patienten die Myokardfunktion schneller und besser (2 - 3 Monate). H. Antretter et al. [6] berichten in ca. 25% von erneut auftretender Herzinsuffizienz mit schwer abschätzbarem Verlauf.

W.C. De Vries [28] prägte 1982 mit dem Jarvik-7-100 den Begriff der „Destination Therapie“, was bedeutet, dass das geschädigte, native Herz nicht durch ein Transplantat, sondern durch ein komplettes Kunstherz ersetzt wird. Dieses bleibt permanent implantiert (Alternativ To Transplant, ATT). Mit dem Jarvik-7-100 TAH konnte ein Patient 620 Tage am Leben gehalten werden. Jedoch legte sich die Euphorie der Verfügbarkeit eines kompletten mechanischen Herzens schnell. C.M. Kundin et al. [69] dokumentierten technische und infektiologische Probleme, welche die Therapie nach wie vor limitieren. Erst durch weiteren technischen Fortschritt und mit der Beherrschung komplexer biomechanischer Vorgänge kommen solche Systeme in Zukunft als ATT in Frage.

Dagegen konnten J.J. De Rose et al. [27], D.N. Helman et al. [50], L.E. Samuels et al. [121] beim frühzeitigem Einsatz eines adäquaten Herzunterstützungssystems mit Anbindung an ein Herztransplantationsprogramm eine Steigerung der Überlebensrate von 20-30% auf 43-47% dokumentieren. Grundsätzlich beeinflusst die Regenerationsfähigkeit des Herzens nach einem postoperativen Herzversagen oder nach Myokardinfarkt die Auswahl des zu implantierenden Unterstützungssystems. Eine wesentliche Rolle kommt mechanischen Unterstützungssystemen als Bridge-to-Transplantation zu. H. Antretter et al. [6] und R. Hetzer et al. [51] berichten von 65-75% aller initial mit einem Unterstützungssystem versorgten Patienten, die der späteren Herztransplantation zugeführt werden konnten; etwa 70-85% der transplantierten Patienten sind Langzeitüberlebende dieser Therapieform. Weltweit liegen hinreichende Erfahrungen mit dem parakorporalen Thoratec (ca. 1400 Implantationen), D.J. Farrar et al. [33], dem implantierbaren Novacor N100 mit ca. 1600 Implantationen sowie dem TCI Heart Mate mit ca. 2600 Implantationen vor, F. A. Arabia et al. [7]. D.G. Pennington et al. [103] beziffern die Wahrscheinlichkeit für eine erfolgreiche Transplantation nach vorangegangener Unterstützung mit einem VAD auf 65%, etwa 52% der Patienten können danach gesund nach Hause gehen.

2.2 Methodik der Herzunterstützung

Unterstützungspumpen werden parallel zur Herzkammer geschaltet, die unterstützt werden soll. Die mechanische Unterstützung kann beim linken Ventrikel (LV), beim rechten Ventrikel (RV) oder bei beiden durchgeführt werden. Man spricht von linksventrikulären (LVAD), rechtsventrikulären (RVAD) und biventrikulären (BVAD) Unterstützungssystemen. Für die parallele Unterstützung jedes Ventrikels ist eine separate Pumpkammer erforderlich. Bei linksventrikulärer Unterstützung entnimmt die Pumpe Fluid vom LV (in der Regel von der Herzspitze = Apex) und pumpt es mit hohem Druck zur Aorta. Der Ventrikel wird dadurch direkt entlastet und kann sich

regenerieren (sog. „wean off“). Bei rechtsventrikulärer Unterstützung wird am rechten Vorhof bzw. an der Pulmonalis kanüliert. Linksventrikuläre Unterstützungssysteme werden vorwiegend im Bauchraum implantiert und mit Hilfe flexibler Schläuche (sog. Konduits oder Grafts) an das native Herz angeschlossen. D. Loisanca et al. [82] und V.A. Starnes et al. [147] dokumentieren bei dieser Implantationstechnik einen erhöhten Komfort für den Patienten. Allerdings muss ein erhebliches postoperatives Trauma in Kauf genommen werden, da der Brustbereich komplett geöffnet und das Zwerchfell durchtrennt wird. Ist das Unterstützungssystem klein und leicht genug kann es im Brustraum zwischen Lungen und Rippen positioniert werden, F. Forster et al. [36]. Dadurch muss das Zwerchfell nicht durchtrennt werden, die Anschlusskonduits (1) und (3) sind erheblich kürzer (s. Bild 3).

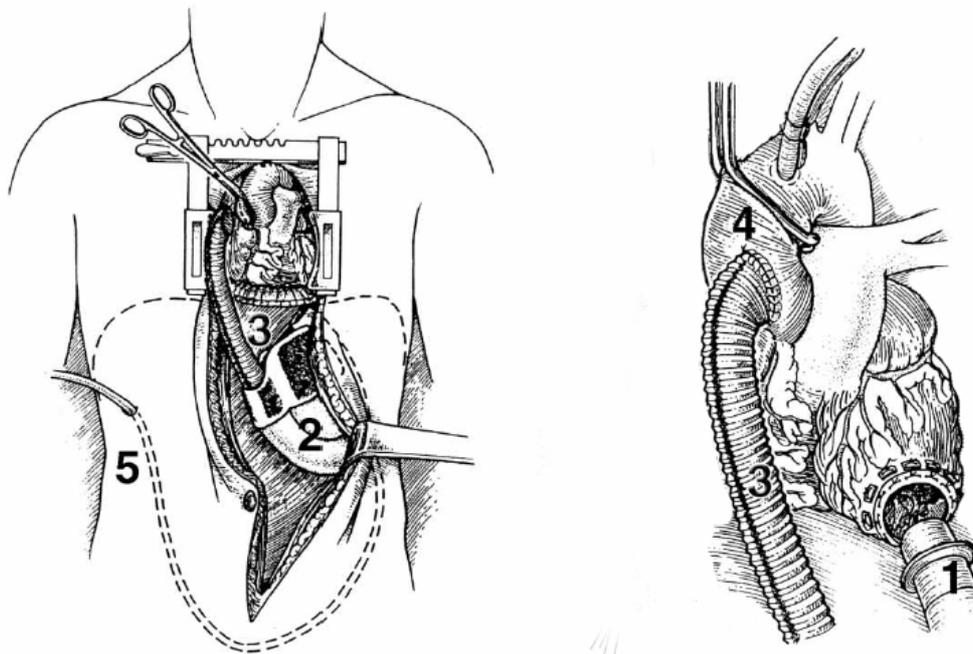


Bild 3: Implantations- und Anslusstechnik eines linksventrikulären Unterstützungssystems nach D. Loisanca et al. [82]. (1) Zulauf zum VAD, (2) VAD, (3) Auslass zur Aorta, (4) Aorta, (5) Versorgungsleitung (i.d. Regel Strom und Daten)

Etablierte Verdrängerpumpen arbeiten überwiegend asynchron zum nativen Herzen, d.h. die Frequenz von Unterstützungssystem und natürlichem Organ wird nicht direkt aufeinander abgestimmt. Vielmehr detektiert man über verschiedene Methoden die Befüllung der Pumpkammer, und wirft das Fluid bei einem definierten Befüllungszustand aus (Fill Rate Trigger Modus). Bewährt hat sich die sog. Gegenpulsation („Counterpulsation“), bei der die Unterstützungspumpe synchron in Gegenphase zum Herzen arbeitet. Y. Miyamoto et al. [92] beobachteten zudem eine effektivere Befüllung sowie eine höhere Pumpleistung in Abhängigkeit der Leistung des rechten Ventrikels. Unter anderem wird das Novacor 100 System bevorzugt in „Fill Rate Trigger Modus“ betrieben. Durch Sensoren an der Druckplatte wird das Volumen in den Pumpkammern detektiert und damit der Verlauf des Befüllungsvolumens über die Zeit ausgewertet. Wird die Befüllungskurve gegen Ende der Systole flacher, wirft die Pumpe das Blut aus. Analog arbeitet die Steuerung des Heart Mate II[®] Systems, die im sog. „Auto mode“ ein konstantes Auswurfvolumen von 78 ml aufrecht erhält, J.W.

Long [83]. Die Befüllung wird abhängig vom Vorhofdruck über die Frequenz geregelt. Die asynchrone Unterstützung hat sich vor allem wegen ihrer Zuverlässigkeit durchgesetzt. Durch den Verzicht auf zusätzliche Sensoren am Patienten ist diese Betriebsart außerordentlich sicher gegenüber Ausfällen und Fehlfunktionen. Da das Unterstützungssystem den Großteil der Pumparbeit übernimmt, werden Kreislauf und periphere Organe durch asynchrones Pumpen nicht beeinträchtigt. J.W. Long [83] hält deshalb aus klinischer Sicht eine Synchronisation für nicht erforderlich, wenngleich dadurch das Entlasten des linken Ventrikels effizienter wäre.

Der optimale Grad, in wie weit dem nativen Herz durch ein VAD die Pumparbeit abgenommen werden soll, wurde bis jetzt nur sehr eingeschränkt studiert. VAD-Systeme werden nach wie vor dafür konzipiert, den linken Ventrikel so weit als möglich zu entladen. R.W. Emery et al. [32] und D.J. Goldstein et al. [41] gehen davon aus, dass die komplette Entlastung des Ventrikels zu optimaler Regeneration und koronarer Durchblutung führt. Echokardiographische Studien zeigen, dass die Herzgröße durch die VAD-Therapie abnimmt, sie liegt jedoch bei diesen Patienten immer noch deutlich über der Größe gesunder Patienten. Die langfristige Unterstützung mit einem VAD bewirkt eine deutliche Reduktion der Herzgröße. Die optimale Größe und Funktion des LV stellt sich nach wenigen Wochen Unterstützung ein (40 - 100 Tage). Günstig scheint, zu Beginn der Unterstützung den Ventrikel komplett zu entladen, während eine partielle Dekompensation⁶ hilft, die Perfusion durch das Herz zu aktivieren und den Stoffwechsel anzuregen. Der Herzmuskel kann auf diesem Weg schrittweise trainiert und wieder aufgebaut werden.

2.3 Ventiltechnik, Herzklappenprothesen

Durch ihre kompakte Bauweise und Biokompatibilität bieten sich Herzklappenprothesen für den Einsatz in künstlichen Herzen an. Sie kommen bei Verdrängerpumpen (VAD und TAH) zum Einsatz, wo der Rückfluss des gepumpten Blutes durch Ventile unterbunden werden muss. Bei praktisch allen im Einsatz befindlichen (Verdränger-) Pumpen ist je am Ein- bzw. Auslass der Pumpkammer eine Herzklappenprothese montiert. Alternativ wurde von H. Takagi et al. [140] im Jahr 1970 ein seriell geschaltetes VAD vorgestellt, das den Rückfluss durch Einschnüren der Zuflussleitung zum VAD mittels Pneumatik unterband. Künstliche Herzklappen arbeiten wie ihre physiologischen Vorbilder mit Klappen bzw. Segeln, die sich unter Druck öffnen und Fluss in eine Richtung ermöglichen. Sind sie geschlossen, verhindern sie den Rückfluss des Blutes. Herzklappenprothesen wurden seit 1960 bei mehr als einer Million Patienten⁷ implantiert, dabei werden in erster Linie Prothesen für den Ersatz der Mitral- bzw. Aortenklappe verwendet, D.E. Harken et al. [47], A. Starr et al. [134].

Trotz enormer Fortschritte in der Entwicklung existiert nach A.P. Yoganathan [163] bis dato keine optimale Klappe. Mechanische Klappen weisen eine höhere Belastbarkeit und Lebensdauer auf, allerdings führen ungünstige Strömungsverhältnisse und die

⁶ Der nicht mehr ausreichende Ausgleich (Kompensation) einer Funktionsstörung

⁷ Momentan werden weltweit jährlich ca. 150.000 künstliche Herzklappen implantiert.

künstlichen Oberflächen zu Thrombenbildung. Bio-Prothesen zeichnen sich durch bessere Hämodynamik aus, jedoch ist ihre Lebensdauer deutlich geringer. Um einen einheitlichen Standard zu gewährleisten, wurden unter Mitarbeit von H. Reul [111] auf internationaler Ebene Prüfstandards und Empfehlungen verfasst. Herzklappen werden nach ihrem Nahtringdurchmesser klassifiziert, welcher dem Gewebe-Annulusdurchmesser entspricht (TAD, Tissue Annulus Diameter). Die Klappen stehen in Größen von 19 mm bis 33 mm jeweils mit den ungeraden Durchmessern zur Verfügung.

2.3.1 Mechanische Herzklappenprothesen

Mechanische Prothesen arbeiten mit starren Schließkörpern, welche als Flügel oder Kugel ausgebildet sind. Bei den Flügelklappen unterscheidet man zwischen Kippscheiben (sog. Björk-Shiley Klappe) und Zweiflügelklappen (St. Jude, Edwards). Die starre Struktur der Segel und die künstlichen Oberflächen führen häufig zu Hämolyse und Thrombenbildung. Mechanische Prothesen erfordern deshalb einhergehend eine Antikoagulationstherapie, welche wiederum ein latentes Blutungsrisiko birgt. Bessere Strömungseigenschaften weisen nach A.P. Yoganathan et al. [165] Kugelklappen auf (Starr-Edwards Silastic⁸ ball valve), jedoch sind sie auch deutlich größer und kommen deshalb nur selten in VAD-Systemen zum Einsatz. Mechanische Klappen mit drei Flügeln wurden vom Helmholtz-Institut, Aachen, J.C. Lentell et al. [73] und von Abiomed Inc., W. Yi-Ren et al. [162] u.v.m. entwickelt. Der Vorteil mechanischer Klappen liegt vor allem in ihrer Dauerfestigkeit und in ihrer Reproduzierbarkeit, welche für die Serienfertigung eine konstante Qualität garantiert.

2.3.2 Biologische Herzklappenprothesen

Um die Nachteile der mechanischen Prothesen zu eliminieren und die Hämodynamik zu verbessern, wurde in den 1960er Jahren die Entwicklung von biologischen Herzklappenprothesen vorangetrieben. Erste Erfolge erzielte D. Ross [117] 1962 mit der Implantation menschlicher Aortenklappen, die aus Leichen entnommen wurden. Immunreaktionen und die begrenzte Verfügbarkeit dieser sog. Homografts limitieren jedoch die Methode. 1966 wurden von G.A. Kaiser et al. [57] vom Schwein entnommene Klappen, welche zusätzlich auf ein Gerüst montiert waren, implantiert. Bioprothesen der neuesten Generation verwenden einen festen Ring und drei flexible Pfosten (sog. „Stent“), in denen die Klappensegel eingenäht werden. Die Klappen verfügen über drei Segel, ähnlich der Tricuspidalklappe, der Nahtring ist mit Gewebe (Dacron, PTFE) beschichtet. Diese sog. Xenografts stehen in zwei Varianten zur Verfügung: **Porcine Bioprothesen** sind Explantate porkiner Aortenklappen, die auf einen Nahtring aufgezogen werden. Sie sind für den Einsatz in einem VAD oder TAH nur bedingt verwendbar, da ihre Abmaße nicht konstant sind. Besser eignen sich die sog. **bovinen Bioprothesen**: Auf ein immer gleiches Gerüst werden drei Segel sowie der Nahtring montiert. Die Segel werden aus Perikardgewebe (i.d. Regel vom Rind) geschnitten und ihren physiologischen Vorbildern entsprechend mit dem Gerüst

⁸ Silastic ist ein Produkt der Fa. Dow Corning

vernäht. Diese Methode erlaubt die Produktion nahezu identischer Bioprothesen in Serie.

Durch die Ablagerung nichtlöslicher Calciumphosphate „verkalken“ biologische Herzklappenprothesen, bis sie nicht mehr funktionsfähig sind. Die Ablagerung der Phosphate (z.B. Hydroxylapatit) geschieht nach B. Glasmacher et al. [39] bevorzugt in Gebieten hoher Spannung bzw. bereits vorhandenen Gewebeanomalien. Kalzifizierung kann bei einigen Bioklappen bereits nach einigen Monaten auftreten, wiederum andere Bioklappen halten mehr als 15 Jahre.

2.3.3 Häodynamik und Wirkungsgrad

Druckverluste in pulsierender und stationärer Strömung

Nach Studien von E. Knott et al. [66] und H. Reul et al. [113] weisen bei stationärer Strömung porcine Prothesen die größten Verluste (ca. 12 mmHg bei $Q = 5$ l/min) auf, gefolgt von Kippscheibenklappen mit ca. 8 mmHg. Bovine Prothesen und Zweiflügelklappen schneiden mit ca. 4 mmHg am besten ab. Bei pulsativer Strömung liegt der Druckverlust von porcinen Prothesen bei etwa 5 mmHg, der von Kippscheibenklappen bei 3 mmHg, Zweiflügel- und bovine Klappen liegen bei 2,5 – 3 mmHg. Auch W.L. Lim et al. [78] fanden in einer vergleichenden Studie die größten Verluste bei porcinen Prothesen. Der hohe Druckgradient dieser Prothesen begründet sich vor allem in ihrem etwas kleineren, effektiven Durchmesser.

Regurgitation

Mit dem Begriff Regurgitation werden die Strömungsverluste, die durch Rückströmen von Fluid während des Schließvorganges entstehen, beschrieben. Inbegriffen sind das Schließvolumen sowie Leckagen der Klappen, die durch konstruktionsbedingte Spalte zwischen den Flügeln entstehen. Mechanische Prothesen (Kippscheiben und Zweiflügel) weisen, nicht zuletzt durch die größere Trägheit der rigiden Klappenflügel ein deutlich höheres Regurgitationsvolumen auf, E. Knott et al. [66] dokumentieren für die St. Jude Zweiflügelklappe zwischen 7% und 20% des Schlagvolumens. Effektiver arbeiten Bioprothesen, zwischen bovinen und porcinen Prothesen zeigen sich nach H. Reul et al. [113] keine nennenswerten Unterschiede. Die Spitzenverluste liegen bei beiden Typen zwischen 4% und 14% des Schlagvolumens.

Energieverluste

Der Energieverlust einer Herzklappenprothese E_P wird aus Durchfluss und Druckgradient berechnet und mit der Herzleistung E_H normiert.

$$\frac{E_P}{E_H} = Q \cdot \Delta p \quad (1)$$

H. Reul et al. [113] beziffern die Energieverluste bei mechanischen und porcinen Klappen auf ca. 8% der Herzarbeit, bovine Prothesen schneiden mit ca. 5% am besten ab. Mehr aussagekräftig erscheint die Unterteilung der Energieverluste in einen systolischen Verlust (Austreibphase), einen Verlust während der Schließphase und

einen Verlust, während die Klappe geschlossen ist. Bedingt durch die Bauart ergeben sich bei porcinen Prothesen damit die größten Verluste durch den hohen Druckgradienten, während der Verluste der mechanischen Prothesen durch die höhere Regurgitation bedingt ist. Ein direkter Vergleich zwischen bovinen Prothesen und porcinen Prothesen liefert einen Verlust von 3-6% gegenüber 8-10%. Auch hier zeigen bovine Klappen demnach einen deutlichen Vorteil gegenüber den anderen Modellen.

Geschwindigkeitsprofile, Scherraten

H. Reul et al. [113] und A.P. Yoganathan et al. [164] dokumentieren bei porcinen Klappen durch den begrenzten Öffnungswinkel der Klappensegel ein eingeschnürtes Strömungsprofil mit höheren Geschwindigkeiten als bei bovinen Prothese, vgl. Bild 4 c) und d). Bei mechanischen Prothesen zeigt die Zweiflügelklappe ein ausgeglichenes Profil mit drei moderaten Geschwindigkeitsmaximas, während die Kippscheibenprothese einen deutlichen Geschwindigkeitseinbruch hinter dem Flügel aufweist. Mit dieser Geometrie ist eine gezielte Führung der Strömung möglich, sie führt aber unweigerlich zu einem Rezirkulationsgebiet.

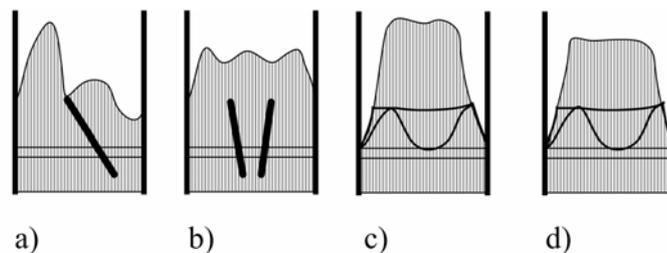


Bild 4: Strömungsprofile während der Spitzensystole. A) Kippscheibenklappe (Björk-Shiley), b) Zweiflügelklappe (St. Jude), c) porcine Prothese (Biocor), d) bovine Prothese (Carpentier-Edwards).

A.P. Yoganathan et al. [164] beobachteten im Nachlauf der Björk-Shiley convexo-concave Kippscheibenklappe turbulente Scherspannung bis 340 Pa (7 mm stromabwärts). Im Nachlauf der St. Jude Zweiflügelklappe erreichten die Scherspannungen ein Maximum von 200 Pa (8 mm stromab), während bei der bovinen Edwards Perimount 2900-Klappe in der Spitze lediglich 100 Pa bei 17 mm stromab ermittelt wurden. Die Versuchsreihe wurde bei einem Herzzeitvolumen von 5 l/min, einer Nachlast von 120/80 mmHg und einer Pulsfrequenz von 70 bpm durchgeführt. Die gemessenen Geschwindigkeiten lagen bei der Kippscheibenklappe in einer Größenordnung von 2 m/s, bei der Zweiflügelklappe bei 2,25 m/s und bei der bovinen Bioklappe bei 1,8 m/s.

Blutschädigung

Um den Einfluss der Blutschädigung zu quantifizieren, wurde von H. Reul [111] ein sog. relativer Blutschädigungsindex eingeführt, der sowohl die auftretenden Scherkräfte als auch die Verweilzeit von Partikeln im Bereich der Klappe berücksichtigt. Der Index liegt bei bovinen und Zweiflügelklappen um den Faktor 6 niedriger als bei porcinen und Kippscheibenprothesen. Für eine Gesamtbeurteilung der Klappen muss dem Umstand Rechnung getragen werden, dass mechanische Prothesen in der Praxis deutlich mehr

Hämolyse erzeugen als biologische. Grund hierfür ist der rigide Aufbau mechanischer Prothesen, der während des Schließvorganges zu Druckstößen führt. Dies kann nach V. Kini et al. [63] und R. Zimmer et al. [166] zum Abreißen der Strömung und zum Unterschreiten des Dampfdruckes (Kavitation) im Bereich der Klappe führen. I. Avrahami et al. [8] und V. Kini et al. [62] beobachteten hohe Druckgradienten, die nach dem Auflösen der Kavitationsbläschen entstehen und das Blut schädigen. Die künstlichen Oberflächen mechanischer Klappen stellen zudem ein thrombogenes Potential dar, das nur durch eine permanente Antikoagulationstherapie beherrschbar ist.

3 Strömungsmechanische Grundlagen

Die Strömung in den Ventrikeln des menschlichen Herzens ist inkompressibel, instationär und nicht turbulent. D.E. McMillan [88] ermittelte Reynoldszahlen von 400 bis 1500 für den linken Ventrikel und von 500 bis 1000 für den linken Vorhof. Das aus dem linken Ventrikel in die Aorta ausgeworfene Blutvolumen weist im Aortenbogen zwar starke Schwankungsbewegungen mit Reynoldszahlen von bis zu $Re = 5800$ auf. Durch die im Aortenbogen auftretenden Zentrifugalkräfte bildet sich eine stabilisierende Komponente in Sekundärriechtung, welche die Störung bereits in der fallenden Aorta abklingen lässt. Die auftretenden Schwankungsbewegungen gründen in Scherströmungsinstabilitäten und führen zur Aufdickung der Grenzschicht und erhöhter Wandschubspannung im Bogen. Da der voll ausgebildete, turbulente Zustand nicht erreicht wird, sprechen D. Liepsch [74] und H. Oertel [98] von transitioneller Strömung. Der erzeugte, oszillierende Volumenstrom wird auch als pulsatile Strömung bezeichnet. Gleiches gilt für Arterien und Venen sowie die Anschlussstücke (Konduits) des Unterstützungssystems. Während letztere als starres Rohr betrachtet werden können, muss bei der Beschreibung der Blutgefäße die Bewegung der elastischen Wände berücksichtigt werden: Sie führt zu einer Veränderung der Strömungsprofile. Auch muss den viskoelastischen Eigenschaften des Blutes Rechnung getragen werden.

3.1 Instationäre Strömung

Zur Beschreibung der Strömung werden zunächst die an einem infinitesimalen Fluidelement angreifenden Kräfte formuliert. Dabei wird für die Spannung an einem Fluidelement die dem Newtonschen Reibungssatz bei einfacher Scherströmung zugrunde liegende Vorstellung übernommen und erweitert. Newton geht davon aus, dass zwischen zwei aneinandergrenzenden Fluidteilchen innere, molekulare Reibung auftritt, die praktisch unabhängig vom dort herrschenden Normaldruck, jedoch proportional der Geschwindigkeitsänderung $\partial w / \partial r$ von einem zum anderen Element ist. Die auftretende Schubspannung τ wird aus dem Quotienten von Schubkraft und Berührungsfläche gebildet.

$$\tau = \frac{\text{Schubkraft}}{\text{Berührungsfläche}} = \eta \frac{\partial w}{\partial r}$$

Der Proportionalitätsfaktor η wird als dynamische Viskosität oder Scherviskosität bezeichnet. Die Viskosität ist eine Stoffgröße, welche vom Fluid, der Temperatur und nur geringfügig vom Druck abhängig ist. Bei nichtnewtonischem Fließverhalten muss zudem die Abhängigkeit vom Gradienten $\partial w/\partial r$ berücksichtigt werden. Wird die dynamische Viskosität auf die Dichte des Fluids bezogen, erhält man die kinematische Viskosität ν , welche unabhängig von Masse und Kraft und damit eine rein kinematische Größe ist.

Die Verallgemeinerung des Newtonschen Reibungsansatzes auf den dreidimensionalen Fall wird durch das Stokes'sche Gesetz der Zähigkeitsreibung beschrieben. Für die Betrachtung wird ein differentielles Fluidelement in Form eines Würfels mit gleichen Flächen A_i zugrunde gelegt. Es bezeichnet ΔA_x die zur x -Achse normal liegende Fläche und τ_{xz} bzw. τ_{xy} die in z -Richtung bzw. y -Richtung wirkende tangentialen Komponente der Spannungskraft in diesem Flächenelement. Analoges gilt für die Flächen ΔA_y und ΔA_z .

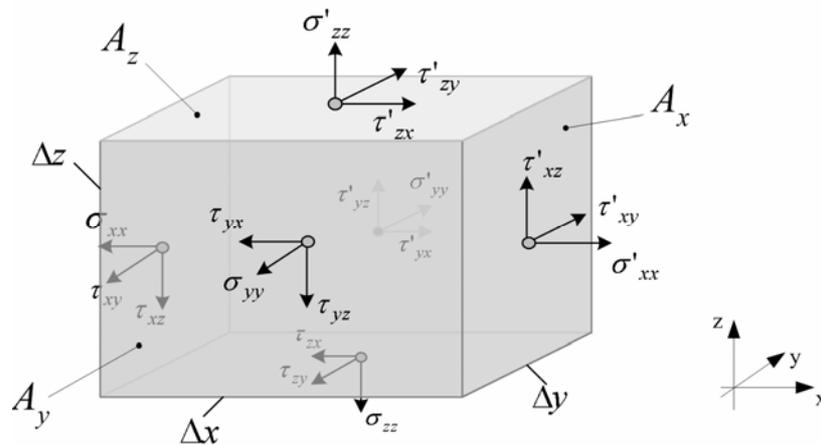


Bild 5: Räumlicher Spannungszustand am Fluidelement.

Der bei der Deformation des strömenden Fluidelements ausgelöste Spannungszustand ist durch neun skalare Spannungsgrößen bestimmt, sie bilden den sog. Spannungstensor. Normalspannungen werden als Zugspannungen mit $\sigma_{ii} > 0$ eingeführt. Im Gegensatz zu festen Körpern übertragen Fluide kaum Zugspannungen. Tangential- oder Schubspannungen τ_{ij} werden mit dem ersten Index nach der Fläche, mit dem zweiten nach ihrer Richtung bezeichnet. Für den Spannungszustand einander gegenüberliegender Flächen gilt:

$$\tau'_{xz} = \tau_{xz} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} \Delta z, \quad \tau'_{xy} = \tau_{xy} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial z} \Delta z \quad (2 \text{ a, b})$$

$$\tau'_{yz} = \tau_{yz} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} \Delta z, \quad \tau'_{yx} = \tau_{yx} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial z} \Delta z \quad (3 \text{ a, b})$$

$$\tau'_{zy} = \tau_{zy} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} \Delta z, \quad \tau'_{zx} = \tau_{zx} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} \Delta z \quad (4 \text{ a, b})$$

Gerät das Fluidelement während des Strömungsvorganges in Rotation etwa um die y -Achse, entsteht durch die Winkelbeschleunigung und das Massenträgheitsmoment ein Kraftmoment, das zu entsprechenden Tangentialkräften in den Flächen ΔA_x und ΔA_z führt. Das durch die Winkeländerung hervorgerufene Kraftmoment am infinitesimal kleinen Fluidelement sowie die Spannungsänderung $(\partial \sigma_{xz} / \partial x) \Delta x$ und $(\partial \sigma_{zx} / \partial z) \Delta z$ können nach E. Truckenbrodt [145] vernachlässigt werden, was zur Symmetrie des Spannungstensors führt und in der Mechanik als Satz von der Gleichheit einander zugeordneter Tangentialspannungen bekannt ist. Mit $\tau_{ij} = \tau_{ji}$ erhält man den symmetrischen Spannungstensor

$$\sigma_{ij} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \quad (5)$$

Die Normalspannungen σ_{ii} werden nach E. Truckenbrodt [145] aus den negativen Druckspannungen und den durch die Viskosität des Fluids hervorgerufenen Tangentialspannungen zusammen gesetzt.

$$\sigma_{ii} = -p + \tau_{ii} \quad (6)$$

Mit dem Newtonschen Reibungsansatz folgt damit für die Normalspannungen bei dichteständigen Fluiden

$$\sigma_{xx} = -p + 2\eta \left(\frac{\partial u}{\partial x} - \frac{1}{3} \text{div}(\mathbf{v}) \right) \quad (7)$$

$$\sigma_{yy} = -p + 2\eta \left(\frac{\partial v}{\partial y} - \frac{1}{3} \text{div}(\mathbf{v}) \right) \quad (8)$$

$$\sigma_{zz} = -p + 2\eta \left(\frac{\partial w}{\partial z} - \frac{1}{3} \text{div}(\mathbf{v}) \right) \quad (9)$$

mit

$$\text{div}(\mathbf{v}) = \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \quad (10)$$

Analog erhält man für die Tangentialspannungen

$$\tau_{xy} = \tau_{yx} = \eta \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \quad (11)$$

$$\tau_{yz} = \tau_{zy} = \eta \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \quad (12)$$

$$\tau_{xz} = \tau_{zx} = \eta \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) \quad (13)$$

Mit Kenntnis der Viskositätskurve, die bei nichtnewtonschem Fließverhalten neben der Temperatur maßgeblich vom Schergradienten $\dot{\gamma}$ abhängt, kann die Schubspannungsverteilung im beobachteten Messvolumen bestimmt werden. Vorausgesetzt wird dabei eine homogene Temperaturverteilung in der Pumpkammer. Jeder Komponente des räumlichen Schergradienten wird die zugehörige Viskosität η_i zugeordnet. Es folgt die Schubspannung in vektorieller Form

$$\vec{\tau} = \vec{\eta}(\dot{\gamma}) \cdot \dot{\gamma} = \begin{pmatrix} \eta_x(\dot{\gamma}) \\ \eta_y(\dot{\gamma}) \\ \eta_z(\dot{\gamma}) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \dot{\gamma}_x \\ \dot{\gamma}_y \\ \dot{\gamma}_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \tau_x \\ \tau_y \\ \tau_z \end{pmatrix} \quad (14)$$

Die absolute Scherspannung am Fluidelement berechnet sich aus dem Betrag des Vektors $\vec{\tau}$ zu

$$|\vec{\tau}| = \sqrt{\tau_x^2 + \tau_y^2 + \tau_z^2} \quad (15)$$

Die Kenntnis der Scherung im Messvolumen erlaubt auch die Darstellung der Viskositätsverteilung. Analog der Berechnung der Scherraten wird ein Gitter aus 8 Messpunkten verwendet. Für jede Scherfläche ΔA_i erhält man durch Korrelation mit der Viskositätskurve die zugehörige, dynamische Viskosität η_i . Die Gesamtviskosität des betrachteten Würfels errechnet sich zu

$$|\vec{\eta}| = \sqrt{\eta_x^2 + \eta_y^2 + \eta_z^2} \quad (16)$$

3.2 Beschreibung der pulsatilen Strömung

3.2.1 Navier-Stokes'sche Bewegungsgleichungen

Mit Hilfe der am differentiellen Fluidelement angreifenden Kräfte kann die Bewegungsgleichung der räumlichen Strömung aus der Impulsbeziehung abgeleitet werden. Die (massebezogene) Zähigkeitskraft F_z der am differentiellen Würfel angreifenden Kräfte erhält man durch Multiplikation der Spannung mit den jeweils zugehörigen Flächen ΔA_i . Für die Zähigkeitskraft folgt nach E. Truckenbrodt [145]

$$f_{zi} = \nu \Delta v_i = \nu \frac{\partial^2 v_i}{\partial x_j^2} \quad (i=1,2,3)$$

Für die auf die Teilflächen ausgeübte, massebezogene Druckkraft gilt

$$f_{pi} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} \quad (i=1,2,3)$$

Der Impuls der laminaren, normalviskosen Strömung lautet

$$a = \frac{dv}{dt} = f_B + f_p + f_z$$

Die bezogene Massenkraft eines barotropen Fluids lässt sich als Gradient einer skalaren Funktion darstellen. Dabei wird die auf die Masse bezogene Größe u_B als spezifisches Massenkraftpotential bezeichnet

$$f_{Bi} = -\frac{\partial u_B}{\partial x}$$

Die Beschleunigung des Fluidelements a_i setzt sich aus einem lokalen und einem konvektiven Teil zusammen.

$$a_i = \frac{dv_i}{dt} = \frac{\partial v_i}{\partial t} + v_j \frac{dv_i}{dx_j} \quad (i=1,2,3)$$

Durch Einsetzen der Beziehung für die Beschleunigung, die Massenkraft und die Druck- bzw. Zähigkeitskraft folgen die Bewegungsgleichungen der drallfreien, reibungsbehafteten Strömung unter Vernachlässigung der Schwerkraft (Navier-Stokes'sche Bewegungsgleichungen). Die linke Seite der Gleichungen beschreibt die Impulsänderung des Fluids, die rechte die am Fluidelement angreifenden Kräfte (Massen-, Druck- und Zähigkeitskräfte). Sie liefern die Zustandsgrößen der Strömung: Geschwindigkeit, Druck und Schubspannungen.

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial x} + \nu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (17)$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial y} + \nu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \quad (18)$$

$$\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial z} + \nu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (19)$$

Für die numerische Lösung können die Differentialgleichungen nach H. Oertel et al. [99] unter Anwendung der Divergenzfreiheit und dem Gauß'schen Integralsatz über ein Kontrollvolumen V integriert werden. Zur Lösung müssen Randbedingungen, wie etwa Druck- und Geschwindigkeitsbedingungen (Strömung an festen Wänden) sowie Anfangsbedingungen festgelegt werden.

Zur Simulation und Verifikation der Strömung in der Pumpkammer bzw. in exemplarischen Herzkammern werden von S. Donisi [29] Simulationsrechnungen durchgeführt. Im eingesetzten, kommerziellen Software-Paket Star-CD™ sind die Bewegungsgleichungen (17), (18), (19) implementiert. Die räumliche Diskretisierung (Ableitung der Koordination x, y, z zum konstanten Zeitpunkt t) erfolgt anhand der Finiten-Volumen-Methode (FVM). Dabei wird das Rechenvolumen in diskrete Zellen unterteilt und die Grundgleichungen über das Volumen integriert. Für die zeitliche Diskretisierung wird das implizite Euler-Verfahren, für die Raumdiskretisierung das Mars-Verfahren eingesetzt. Als Randbedingung werden Widerstand (des Körperkreislaufes), Druck und Haftbedingung vorgegeben.

3.2.2 Kontinuitätsgleichung

Aus der Massenerhaltung erhält man die Kontinuitätsgleichung. In einem abgegrenzten Fluidvolumen kann weder Masse verloren gehen noch entstehen ($dm/dt = 0$). Angewandt auf ein Fluidelement in einem Kontrollvolumen liefert die Massenbilanz unter Vernachlässigung der Dichteänderung ρ für inkompressible Fluide die Beziehung

$$\frac{\partial v_x}{\partial x} + \frac{\partial v_y}{\partial y} + \frac{\partial v_z}{\partial z} = 0 \quad (20)$$

3.2.3 Bahnlinien, Stromlinien

Die von einem Fluidelement in der Zeit dt zurückgelegte Wegänderung beträgt

$$ds = v \cdot dt$$

Durch Integration über die Zeit t erhält man nach B. Laschka [72] die Bahnlinie oder Strombahn. Sie stellt den Ort aller Punkte dar, welche ein Fluidelement nacheinander durchläuft. Gibt man dem Fluid Partikel bei, können Bahnlinien mit Hilfe einer ortsfesten Kamera aufgezeichnet werden (Langzeitbelichtung). Bahnlinien geben insbesondere Aufschluss über den Durchspülungsgrad der Pumpkammer. Stromlinien eignen sich zur Darstellung des Geschwindigkeitsfeldes zu einem diskreten Zeitpunkt. Eine Stromlinie ist eine Kurve im Strömungsfeld, welche zu einer bestimmten Zeit t an jeder Stelle mit der dort vorhandenen Richtung des Geschwindigkeitsvektors übereinstimmt. Bei festgehaltener Zeit t gilt

$$\frac{dx}{v_x} = \frac{dy}{v_y} = \frac{dz}{v_z} \quad (21)$$

Die Geschwindigkeitsvektoren des Strömungsfeldes stellen die Tangenten der Stromlinie dar. Stromlinien können durch Momentaufnahmen suspendierter Teilchen (Kurzzeitbelichtung) sichtbar gemacht werden. Bei instationärer Strömung ändert sich die Stromlinie entsprechend der zeitlichen Änderung der Geschwindigkeiten permanent ihre Gestalt. Sie weichen daher in der Regel von den Bahnlinien ab.

3.2.4 Wirbelstärke

Zur Beschreibung der Drehung, welche unterschiedliche Geschwindigkeitskomponenten am Fluidelement hervorruft, wird die Wirbelstärke ω eingeführt. Sie ist ein Maß für die Abweichung der Richtungen der Geschwindigkeitsvektoren zueinander. Dabei ist die Wirbelstärke eine rein kinematische Größe, die aus dem Geschwindigkeitsfeld berechnet wird. Mit ihrer Hilfe können z.B. Ablösegebiete mit feinen Wirbelstrukturen lokalisiert werden. Für ebene Strömung gilt:

$$\omega = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v}{\partial x} - \frac{\partial u}{\partial y} \right) \quad (22)$$

Dabei beschreibt $\partial v / \partial x$ die Änderung der Geschwindigkeitskomponente v in x -Richtung, $\partial u / \partial x$ analog die Änderung der Geschwindigkeitskomponente u in y -Richtung. Für den räumlichen Fall gilt

$$\omega = \frac{1}{2} \operatorname{rot}(v) \quad (23)$$

Für die Komponenten der Wirbelstärke gilt

$$\omega_x = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial y} - \frac{\partial v}{\partial z} \right), \quad \omega_y = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial z} - \frac{\partial w}{\partial x} \right), \quad \omega_z = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v}{\partial x} - \frac{\partial u}{\partial y} \right) \quad (24 \text{ a,b,c})$$

3.3 Dimensionslose Kennzahlen

Die Methode der dimensionslosen Kennzahlen beruht auf dem Verhältnis physikalisch relevanter Wirkungsgrößen der Strömung, welche zueinander ins Verhältnis gesetzt werden. Diese sind etwa Reibungs-, Zähigkeits-, Druckkräfte etc. Die Kennzahlen werden als Kriterium für die physikalische Ähnlichkeit von Strömungsvorgängen herangezogen. Sie sind Grundlage für die Ähnlichkeitstheorie der Strömungsmechanik. Zwei Strömungen können als ähnlich betrachtet werden, wenn sowohl die geometrischen als auch die charakteristischen, physikalischen Größen - also die dimensionslosen Kennzahlen - für beliebige, einander entsprechenden Punkte der Strömungsfelder ein festes Verhältnis bilden. Eine exakte Übereinstimmung der Kennzahlen ähnlicher Strömung kann in der Praxis kaum erzielt werden, vielmehr ist es nur möglich, die wesentlichen physikalischen Größen miteinander zu vergleichen, was jedoch von großem Nutzen sein kann.

Im Folgenden werden die zur Beschreibung der Strömung in der Pumpkammer relevanten, dimensionslosen Kennzahlen vorgestellt. Sie beschreiben insbesondere die physikalischen Parameter am Ein- und Auslass der Pumpkammer, so dass ein Vergleich mit anderen Systemen und verschiedenen Betriebszuständen der Pumpe möglich ist.

3.3.1 Reynolds-Zahl

Zur Beschreibung des Reibungseinflusses wird die Reynolds-Zahl verwendet. Sie kennzeichnet das Verhältnis konvektiver Trägheitskräfte zu Reibungskräften bei stationärer Strömung. Die Trägheitskräfte sind durch das Produkt aus Geschwindigkeit und einer charakteristischen Länge l definiert. Bei oszillierender Strömung wird das zeitliche Mittel der Geschwindigkeit über eine Messebene herangezogen. Die Reibungskräfte entsprechen der kinematischen Zähigkeit ν des Fluids, welche für nichtnewtonsches Fließverhalten als zeitlich gemittelte, dynamische Viskosität η_m in einer diskreten Ebene dargestellt wird.

$$\operatorname{Re} = \frac{ul}{\nu} = \frac{D\rho u_m}{\eta_m} \quad (25)$$

Sollen zwei Strömungen hinsichtlich des Reibungseinflusses ähnlich verlaufen, muss die Reynolds-Zahl für beide Vorgänge den gleichen Wert haben. Bei kleinen Reynolds-Zahlen ist der Reibungseinfluss groß, bei großen Re beschränkt sich die Reibung auf die wandnahen Schichten (Grenzschichtströmung). Die Strömung in der Pumpkammer wird analog zum physiologischen Ventrikel in eine Befüllungsphase (Diastole) und eine Auswurfphase (Systole) eingeteilt. Die Struktur der eintretenden Strömung während der Diastole wird durch den Eintrittsimpuls durch die Herzklappe am Einlauf bestimmt. Entsprechend wird der Impuls während der Systole durch das Durchströmen der auslassseitigen Herzklappe geprägt. Mit dem Durchmesser D_{in} der Herzklappe am Einlass als charakteristische Länge berechnet sich die Reynolds-Zahl der Diastole zu

$$\text{Re}_{Dia} = \frac{D_{in} \cdot \rho \cdot \bar{u}_{Dia}}{\bar{\eta}_{Dia}} \quad (26)$$

Analog berechnet sich die systolische Reynolds-Zahl während der Austreibphase mit der gemittelten Geschwindigkeit \bar{u}_{Sys} , der gemittelten dynamischen Viskosität $\bar{\eta}_{Sys}$ und dem Durchmesser der Herzklappe am Ausfluss D_{out} .

3.3.2 Strouhal-Zahl

Die Strouhal-Zahl charakterisiert instationäre Strömungsvorgänge. Mit l/v wird die Zeit beschrieben, die ein Fluidteilchen benötigt, um mit der Geschwindigkeit v eine charakteristische Strecke l zurückzulegen. Ist diese Zeit klein im Verhältnis zur Größenordnung der Zeit t , in der sich der instationäre Vorgang abspielt, so ist Sr klein. Die Strömung kann als quasistationär betrachtet werden. Bei periodisch wechselnden Vorgängen wird die Zeit t durch eine Frequenz f ersetzt:

$$Sr = \frac{l}{vt} = \frac{lf}{v} \quad (27)$$

Als Maß für das instationäre Strömungsverhalten des Pumpvorganges wird für den Ein- und Auslass der Pumpkammer eine Strouhal-Zahl für Diastole und Systole definiert.

$$Sr_{in} = \frac{D_{in}}{\bar{u}_{Dia} \Delta t_{Dia}} \quad (28)$$

3.3.3 Womersley-Zahl

Zur Beschreibung der Reibung bei instationärer Strömung wird die aus der Impulsgleichung ermittelte Womersley-Zahl herangezogen. Für die Charakterisierung der Strömung während Diastole und Systole wird analog zur Reynolds-Zahl die

Durchströmung der kreisförmigen Herzklappen am Ein- und Auslass betrachtet. Die Womersley-Zahl kann als Verhältnis von instationären Trägheitskräften zu Reibungskräften interpretiert werden. Oszilliert die Strömung mit einer Frequenz f , ist α ein Maß für die Phasenverschiebung von Druckgradient und Geschwindigkeit während einer Schwingung.

$$\alpha = R \sqrt{\frac{\omega}{\nu}} = \sqrt{\frac{2\pi R^2 \rho f}{\eta}} \quad (29)$$

In der Mitte eines kreisförmigen Strömungsquerschnitts beträgt nach D. Liepsch [74] ab einer Womersley-Zahl von $\alpha > 5$ die Phasenverschiebung $\varphi = 90^\circ$. Analog zur Reynolds-Zahl wird für die Diastole die Womersley-Zahl α_{Dia} definiert. Dabei geht der Durchmesser der einlassseitigen Herzklappe D_{in} , die Dauer der Diastole t_{Dia} sowie die ermittelte, durchschnittliche dynamische Viskosität ein:

$$\alpha_{Dia} = D_{in} \sqrt{\frac{\pi \rho}{2 t_{Dia} \bar{\eta}_{Dia}}} \quad (30)$$

Analog wird α_{Sys} während der Kompression der Pumpkammer berechnet.

3.3.4 Geschwindigkeitsfluktuationen

Als Maß für die Schwankungsbewegungen der Hauptströmung wird der Grad der Geschwindigkeitsschwankungen G_s berechnet. Analog zum Turbulenzgrad (vgl. E. Truckenbrodt [145]) stellt die Wurzel das arithmetische Mittel aus den zeitlich gemittelten Quadraten der Schwankungskomponenten dar. Die Hauptströmung U_∞ wird als zeitliches Mittel an diskreten Messpunkten gebildet.

$$G_s = \frac{1}{U_\infty} \sqrt{\frac{1}{3} (\bar{u}'^2 + \bar{v}'^2 + \bar{w}'^2)} \quad (31)$$

3.4 Biofluidmechanische Grundlagen

3.4.1 Blutdruck und Strömungsgeschwindigkeiten

Die Höhe des individuellen Blutdruckes hängt von Alter, Geschlecht, genetischen Faktoren und Umwelteinflüssen ab. Bei der Bestimmung eines Referenzblutdruckes zur strömungsmechanischen Auslegung des Unterstützungssystems werden diese Faktoren

berücksichtigt. Der mittlere, arterielle Blutdruck p_m errechnet sich durch Integration über eine Pulscurve zu

$$p_m = \frac{1}{T_0} \int p dt \quad (32)$$

Die Massenträgheit des Blutes verhindert, dass die gesamte in den Gefäßen befindliche Blutsäule durch das während der Austreibungszeit in die Aorta gedrückte Schlagvolumen beschleunigt wird. Die Beschleunigung beschränkt sich auf den Teil im Anfangssegment der Aorta ascendens und löst dort den so genannten Druckpuls aus.

Der Druck steigt gleichzeitig mit der Strömung zunächst steil, im weiteren Verlauf flacher an, so dass das Maximum des Druckpulses später als das des Strompulses eintritt. Danach sinkt der Druck bis zum Ende der Systole auf den endsystolischen Wert ab, der meist deutlich höher als der Druck zu Beginn der Austreibungszeit ist. Am Ende der Systole tritt ein kurzer, steiler Druckabfall, die sog. Incisur auf, welche durch die starke Drucksenkung und den Rückstrom von Blut bis zum plötzlichen Schluss der Aortenklappe entsteht. Im weiteren Verlauf der Diastole fällt der Druck im Wesentlichen gleichförmig ab. Er sinkt aufgrund der Gleichrichterwirkung der Aortenklappen, der elastischen Eigenschaften der Arterien sowie des peripheren Widerstandes im Gegensatz zum Strompuls nicht auf Null ab.

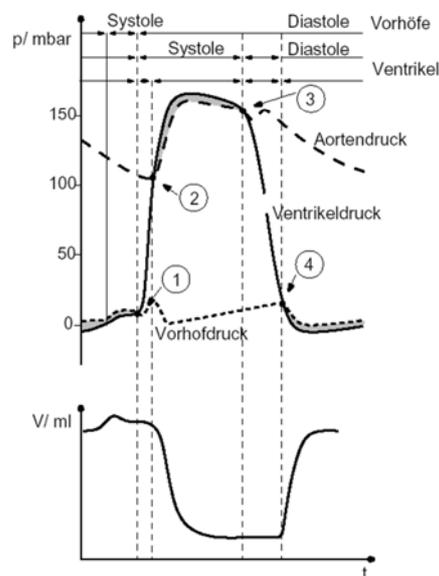


Bild 6: Blutdruck während einer Pumpphase. (1) Schließen Mitralklappe, (2) Öffnen Aortenklappe, (3) Schließen Aortenklappe, (4) Öffnen Mitralklappe. Grafik nach H. Oertel [98].

Beim Rückfluss des Blutes aus dem venösen System in den rechten Vorhof beträgt der Blutdruck gerade noch 1-2 mmHg. Rechter Vorhof und rechter Ventrikel erhöhen den Druck auf etwa 40 zu 20 mmHg (systolisch zu diastolisch), um es durch den Lungenkreislauf zu pumpen. Dort sinkt der Druck, bedingt durch den hohen Widerstand der Lungengefäße, auf ca. 4 mmHg ab. Dieser sog. Pulmonary Wedge Pressure (PWP)

ist Maß für die Befüllung des linken Ventrikels. Bedingt durch Krankheit oder Insuffizienz des linken Herzens kann der PWP nach A. Welz, W. Schiller [149] auf bis zu 18 mmHg ansteigen.

Da das Unterstützungssystem an den Apex des linken Ventrikels angeschlossen wird, steht ihm während der Diastole der PWP als Zulaufdruck zur Verfügung. Während der Systole steigert sich der Druck im LV und sorgt damit auch für eine bessere Befüllung der Unterstützungspumpe. Da VAD und Herz nicht synchronisiert sind, wird für die strömungstechnischen Untersuchungen eine Auswahl relevanter Druckniveaus getroffen. Die Druckverhältnisse variieren zwischen ca. 4 mmHg in der Diastole bis zu über 120 mmHg in der Spitzensystole.

Das Unterstützungssystem wird parallel zum linken Ventrikel angeschlossen, während der Pumpphase muss es den systolischen Mittel- bzw. Spitzendruck aufbringen. Dieser liegt unter Ruhebedingungen in den meisten Fällen zwischen 80 und 120mmHg. Mit zunehmendem Alter tritt eine Steigerung des systolischen Druckes auf. Dieser Effekt beruht auf der im Alter geringeren Elastizität (Compliance) der Blutgefäße. Aufgrund der diskontinuierlichen Strömung im Kreislauf des Menschen liegt besonders in der Aorta und in den größeren Arterien die diastolische Geschwindigkeit deutlich unter den systolischen Werten. Die mittlere Geschwindigkeit berechnet sich vereinfacht zu

$$\bar{v} = \frac{Q}{\pi r^2} \quad (33)$$

Bei einem Durchmesser der aufsteigenden Aorta (Aorta ascendens) von etwa 20 - 25mm ergibt sich im Ruhezustand bei einem Herzzeitvolumen von 5 l/min eine mittlere Geschwindigkeit von 18,1 bis 21,2 cm/s. Durch die umgekehrt proportionale Abhängigkeit vom Querschnitt nimmt die mittlere Geschwindigkeit des Blutes im Bereich der Arteriolen stark ab und beträgt schließlich in den Kapillaren nur noch etwa 0.03cm/s.

3.4.2 Der Herzzyklus

Ein Herzzyklus beginnt mit der Füllungsphase, in der Blut in die Vorhöfe und die Ventrikel einströmt. Unterstützt wird die Befüllung der Ventrikel durch das Einsetzen der Vorhofkontraktion, die das Blut aktiv in die rechte und linke Kammer schiebt. Zu Beginn des Pumpvorganges (Systole) wird das Myokard angespannt. In der darauf folgenden Austreibphase wird das Fluid aus den beiden Ventrikeln in die Aorta und die Pulmonalis gepumpt. Die anschließend einsetzende Erschlaffung der Herzmuskulatur wird als Diastole bezeichnet.

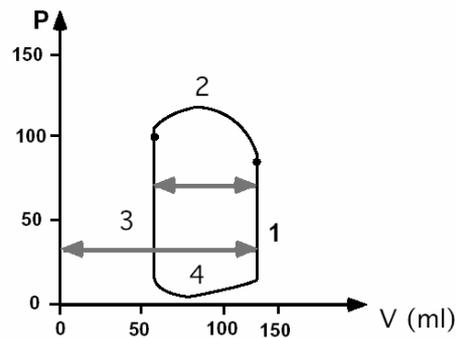


Bild 7: Druck-Volumendiagramm (p-V) des linken Ventrikels

Zu Beginn der Systole führt der Anstieg des intraventrikulären Druckes zum Verschluss der AV-Klappen⁹. Da die Arterienklappen zunächst noch verschlossen sind, spannt sich die Ventrikelmuskulatur um den inkompressiblen Inhalt an und bewirkt einen steilen Druckanstieg. Man spricht von iso-volumetrischer Kontraktion (siehe Bild 7, Abschnitt 1).

Die Dauer der Anspannungsphase beträgt bei normaler Schlagfrequenz und unter Ruhebedingungen im linken Ventrikel ca. 60 ms. Sobald der Druck im Ventrikel den diastolischen Aortendruck von ca. 80 mmHg übersteigt, öffnen sich die Aortenklappen und der Auswurf des Blutes aus der Kammer beginnt. Der Ventrikeldruck steigt dabei zunächst noch weiter bis zu einem Maximalwert von etwa 130 mmHg an und fällt gegen Ende der Systole wieder ab (Bild 7-2). Wie die Volumenkurve in Bild 7 zeigt, wirft der Ventrikel unter Ruhebedingungen in der Austreibungsphase nur etwa die Hälfte seines Inhaltes von etwa 130 ml als Schlagvolumen in die Aorta aus. Es bleibt demnach am Ende der Systole ein Restvolumen von ca. 70 ml in der Herzkammer.

Die Frequenz des Herzen ist abhängig vom erforderlichen Blutvolumenstrom, welcher zur Sauerstoffversorgung des Körpergewebes aufrechterhalten werden muss. Der Normalpuls beträgt in Ruhe ca. 70 bpm, er kann unter körperlicher Belastung ohne größere Beeinträchtigung des Pumpvolumens bis auf ca. 160 bpm ansteigen. Die Frequenzerhöhung erfolgt auf Kosten des diastolischen Zyklus. Bei Frequenzen über 200 bpm treten Störungen ein, von Herzflimmern spricht man ab ca. 300 bpm, dabei ist keine ausreichende Blutversorgung gewährleistet. Vorrangig an weiblichen und trainierten Probanden wurden in klinischen Untersuchungen nicht selten Herzfrequenzen von nur 40 bpm im Ruhezustand als eine minimale Frequenz angegeben.

3.4.3 Energiebilanz, Herzleistung und Arbeit

Der Herzmuskel erbringt seine Arbeitsleistung durch Faserverkürzung und Reduktion des Herzvolumens, wodurch ein definiertes Blutvolumen V unter Einwirkung von Druck p gegen den Widerstand des Gefäßsystems verschoben wird. Die hierfür aufzubringende Arbeit ergibt sich aus dem Produkt von Volumen und Druck sowie aus

⁹ AV-Klappen: Atrio-Ventrikularklappen zwischen den Vorhöfen und Kammern

der Arbeit, die aufgewendet werden muss, um die Masse des Blutes m auf die benötigte Geschwindigkeit v zu beschleunigen. Für die Herzleistung gilt

$$P = \int (\frac{\rho}{2} v^2 + p) d\dot{V} \quad (34)$$

3.4.4 Elastizität der Gefäße

Durch den systolischen Druckanstieg werden die elastischen Gefäßwände gedehnt, wobei die auftretenden Querschnittsänderungen weitgehend dem Verlauf der Druckkurve entsprechen und als Querschnitt bzw. Volumenpuls bezeichnet werden. Analog der Wirkungen eines in das Röhrensystem eingeschalteten, luftgefüllten Zylinders werden die elastischen Gefäßabschnitte insbesondere der aufsteigenden Aorta als Windkessel und die Funktionen als Windkesselfunktion bezeichnet. Durch das Wachstum nimmt das Gefäßvolumen zu und erfährt im Alter eine Ausweitung aufgrund der Abnahme der Dehnbarkeit (Compliance). Nach Witzleb [160] liegt bei Jugendlichen die Volumenänderung im Bereich der Blutdruckamplituden bei 30 ml, der zu einem Volumenelastizitätskoeffizient von $E = 177 \text{ Pa/ml}$ führt. Der Gesamtwindkessel des arteriellen Systems errechnet sich zu

$$E = \frac{dp}{dV} = \frac{40 \text{ mmHg}}{(30 + 10) \text{ ml}} = 133 \frac{\text{Pa}}{\text{ml}} \quad (35)$$

Die Dehnbarkeit der Gefäße wird als Compliance C bezeichnet. Sie errechnet sich aus dem Reziprokwert des Volumenausdehnungskoeffizienten zu

$$C = \frac{dV}{dp} = 0,0075 \frac{\text{ml}}{\text{Pa}} \quad (36)$$

3.4.5 Fließeigenschaften und Zusammensetzung von Humanblut

Aus strömungsmechanischer Sicht ist Blut ein Zweiphasenfluid, bestehend aus einem Trägerfluid (Blutplasma) und einer festen Substanz, den Blutzellen (Hämatokrit). Seine Hauptaufgabe ist der Transport von Sauerstoff und Nährstoffen zum Gewebe sowie von Stoffwechselabbauprodukten wie Kohlendioxyde und Schlackestoffe zu den entsprechenden Organen.

Plasma als Suspensionsmedium der Blutzellen ist eine wässrige Lösung von Proteinen und Salzen, das auch eine Vielzahl anderer Stoffe, wie Hormone und Metaboliten enthält. Rheologisch interessante Bestandteile sind vor allem die Proteine. Sie beeinflussen die Viskosität des Plasmas sowie das Aggregationsverhalten der Erythrozyten und damit die rheologischen Eigenschaften des Vollblutes. Blutplasma

zeigt im Normalfall Newtonsche Fließeigenschaften mit einer Plasmaviskosität von 1,7 mPas bei 20°C und von 1,2 mPas bei 37°C. H. Chmiel et al. [20] wiesen auf Effekte der turbulenten Widerstandverminderung hin, welche die Annahme des Newtonschen Verhaltens in Frage stellen könnte. Im Vergleich zu anderen Einflußgrößen kann dieser Effekt, insbesondere für die Strömungsmessung im laminaren Bereich, vernachlässigt werden. Aufgrund des hohen Wasseranteiles von ca. 90% beträgt die Dichte des Plasmas etwa 1.030 g/cm³.



Bild 8: Mikroskopische Aufnahme eines Erythrozyts nach [96]

Die zellulären Bestandteile des Blutes werden als Hämatokrit bezeichnet, er besteht vorrangig aus Erythrozyten (rote Blutkörperchen), Leukozyten (weiße Blutkörperchen) sowie den Thrombozyten (Blutplättchen). Der Hämatokritwert liegt beim erwachsenen Mann bei $47\pm 7\%$ bzw. $42\pm 5\%$ bei der Frau. Leukozyten dienen in erster Linie zur Abwehr fremder Mikroorganismen. Thrombozyten (Durchmesser: 1,8 – 3,6 μm) sind für die Blutgerinnung und Abdichtung der Gefäße verantwortlich. Rheologisch von besonderem Interesse sind die zahlenmäßig mit ca. $5 \cdot 10^6$ Zellen je μl am häufigsten vorhandenen Erythrozyten. In der Seitenansicht haben sie hantelförmige Gestalt, mit einer Dicke von ca. 2 μm und einem Durchmesser von etwa 7 μm (vgl. Bild 8). Form und Größe sind auch Indikator für Krankheiten. Erythrozyten neigen zur Bildung von Agglomeraten, welche als Erythrozytenaggregate (Verbindungen aus mehreren Einzelerythrozyten) bezeichnet werden.

Aufgrund seiner komplexen Zusammensetzung und der besonderen Eigenschaften seiner Bestandteile, wie den Erythrozyten, hat Blut nichtnewtonsches, viskoelastisches Fließverhalten. Nichtnewtonsche Flüssigkeiten weisen neben der Temperaturabhängigkeit eine vom Schergefälle abhängige Viskosität auf. Der Begriff der scheinbaren Viskosität kennzeichnet das Widerstandsmaß, das genau einem Geschwindigkeitsgefälle zugeordnet werden kann. Die Gesamtviskosität des Blutes hängt in entscheidendem Maß von der Konzentration der Zellen, ihrer Verformung und Aggregation ab. Je höher der Hämatokritwert, desto höher die Blutviskosität.

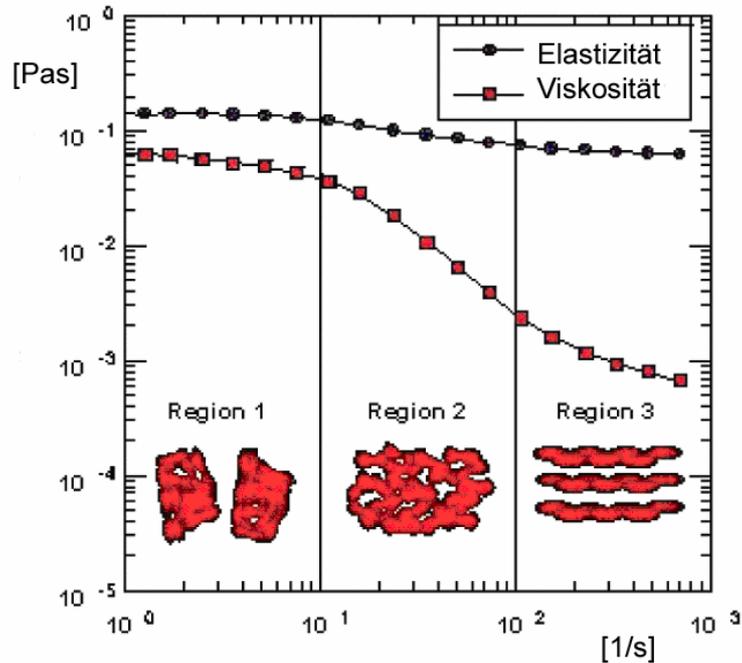


Bild 9: Viskositätskurve von Humanblut

Bei niedrigen Scherraten entstehen durch Brückenbildung der Zelloberflächen sog. Geldrollenaggregate, welche ein Ansteigen der Viskosität bewirken (siehe Bild 9, Region 1). H. Schmid-Schönbein [130] konnte nachweisen, dass bei Scherspannungen über 0,3 Pa ein Zerreißen die Aggregate einsetzt, Erythrozyten liegen dann als Einzelteilchen in der Strömung vor. Ihre Längsachse orientiert sich in Strömungsrichtung, die Membran gerät in Umlauf um ihren Mittelpunkt, was vergleichbar mit einer Panzerkette, und auch unter diesem Namen bekannt ist. Mit zunehmender Schergeschwindigkeit nimmt das Erythrozyt eine immer schlankere Form bei annähernder Volumen und Oberflächenkonstanz an und verursacht damit praktisch keine Störung des Strömungsfeldes. Die Viskosität nimmt minimale Werte an, das Blut hat in diesem Bereich quasi newtonsches Verhalten (siehe Bild 9, Region 3). Die Bildung der Geldrollenaggregate dauert ca. 10 Sekunden, während das Aufbrechen der Struktur in Sekundenbruchteilen erfolgt. Durch die pulsatile Strömung mit einer Pulszeit von durchschnittlich 1 Hz können sich deshalb in großen Blutgefäßen wie der Aorta keine Aggregate bilden, M.K. Sharp et al. [133].

Mit dem Begriff des viskoelastischen Verhaltens wird die Fähigkeit einer Substanz, nach einer Schubbelastung ihre ursprüngliche Form zum Teil wieder herstellen zu können, beschrieben. Es bleibt eine gewisse irreversible Verformung zurück, die Ursache des viskosen Fließvorganges während der Belastung ist. Zur Veranschaulichung der viskoelastischen Eigenschaften wurden von Maxwell, Voigt und Kelvin Modelle aus Feder und Dämpfer entwickelt (sog. Maxwell-Körper, Voigt-Kelvin-Körper). Im rheologischen Experiment lässt sich für Humanblut die Herausbildung einer so genannten thixotropen Schleife bei Be- und Entlastung des Fluids beobachten, siehe D.N. Helman [49]. Nach Wegfall der Scherbelastung nimmt die Substanz wieder ihre ursprüngliche Viskosität an, entscheidende Einflussgröße ist dabei die Zeit. Dies führt zur Definition einer viskosen und einer elastischen

Komponente des Fluids. Beim Blut wird die elastische Verformung der inneren Strukturen (Aggregate) und deren Zeitabhängigkeit durch die Trägheit und Viskosität beeinflusst. Die Aggregation stellt ein dynamisches Gleichgewicht zwischen Desaggregation und Reaggregation dar, welches sich je nach Größe der Schergeschwindigkeit auf die Seite der vereinzelt oder aggregierten Zellen verlagert. Die Scherzeitabhängigkeit ist dort am höchsten, wo ein Gleichgewicht zwischen Reaggregation und Desaggregation besteht. H. Chmiel et al. [20] fand im oszillierenden Versuch bei einem Sprung von Null auf eine Scherrate von 15 s^{-1} zwei wesentlichen Übergangszeiten: Bei etwa 1 sec und bei 1 min. Er schließt daraus auf einen Zusammenhang zwischen Primär- und Sekundäraggregation.

3.4.6 Schädigung des Blutes durch Scherkräfte

Unter Scherbeanspruchung lassen sich die Aggregate gesunder Erythrozyten leicht auftrennen und reversibel nach Beenden der Scherung wieder in den ursprünglichen Zustand versetzen. Die Aggregationswirkung der Erythrozyten ist abhängig von den ionalen Bestandteilen des Mediums, der Größe, Art und Konzentration, wie auch der Temperatur, der Erythrozytenmembranen und einer Reihe weiterer, noch weitgehend unbekannter Einflüsse.

Wegen ihrer hohen Flexibilität sind Erythrozyten besonders anfällig für Krafteinwirkung durch Scherung. Steigen die Scherkräfte über 40 Pa, kann das im zellinneren befindliche Adenosintriphosphat durch Deformation der Zellmembran in das Blutplasma übertreten. Dort wird es in Adenosindiphosphat umgewandelt, was zur Aktivierung der Blutplättchen führt. Gestalt und Oberfläche der Thrombozyten ändern sich, sie werden „klebrig“ und können leicht untereinander oder an Gefäßwänden haften. Thrombozyten können ihrerseits ebenfalls durch die Strömung aktiviert werden, wodurch die plasmatische Gerinnung in Gang gesetzt wird. L.J. Wurzinger et al. [161] fanden heraus, dass die Aktivierung sowohl von der Einwirkdauer als auch von der Höhe der Scherkräfte abhängt, wobei Scherkräfte die maßgebliche Größe sind. H. Schmid-Schönbein [129] gibt einen maximalen Wert von $\tau = 40 \text{ Pa}$ an, ab dem es zur Schädigung und ab $\tau = 100 \text{ Pa}$ zum Zerplatzen der Erythrozyten kommen kann.

4 Experimentelle Methoden

4.1 Geschwindigkeitsmessung mit PIV

Die Erfassung der Geschwindigkeitsverteilung in der Herzkammer erfolgt mit einem 2D-Particle Image Velocimetry (PIV). R. J. Adrian [1] ordnet PIV wird neben der Laser-Speckle-Velocimetry (LSV) und einer Vielzahl modifizierter Techniken, wie der Laser-Induzent-Fluorencens (LIF) in den Oberbegriff der Pulsed-Light-Velocimetry (PLV) ein. PIV ist ein berührungsloses Messverfahren, bei dem Teilebenen des Messvolumens mit Hilfe einer gepulsten Lichtquelle, etwa mit einem gepulsten Laser in zwei sehr kurzen Abständen illuminiert werden. Partikel im Fluid reflektieren das Laserlicht und können mit einer Hochgeschwindigkeitskamera, welche senkrecht zum Lichtschnitt angeordnet ist, detektiert werden. Auf diese Weise entstehen zwei zeitlich versetzte Bilder der Messebene, welche miteinander korreliert einen Versatz der Bildpunkte liefern. Die Geschwindigkeitsverteilung wird durch Division der Partikelverschiebung $\delta(s, t)$ mit der Pulszeit des Lasers δt beschrieben. R.D. Kean et al. [58] formuliert als Bedingung für die korrekte Beschreibung des Strömungsverlaufes das schlupffreie Verhalten der Partikel, welches bei annähernd gleichen Dichteverhältnissen zwischen Fluid und Partikel annehmbar ist. Die Synchronisation von Laser und Hochgeschwindigkeitskamera erfolgt durch eine Steuereinheit (sog. „Synchronizer“), hier wird u. a. der zeitliche Versatz der beiden Einzelaufnahmen programmiert. Nach J. Kompenhans [67] werden die erfassten Bilddaten zum Beispiel direkt von der digitalen Kamera an einen Computer gesendet und mittels Bildbearbeitung und statistischen Algorithmen ausgewertet, siehe Bild 10.

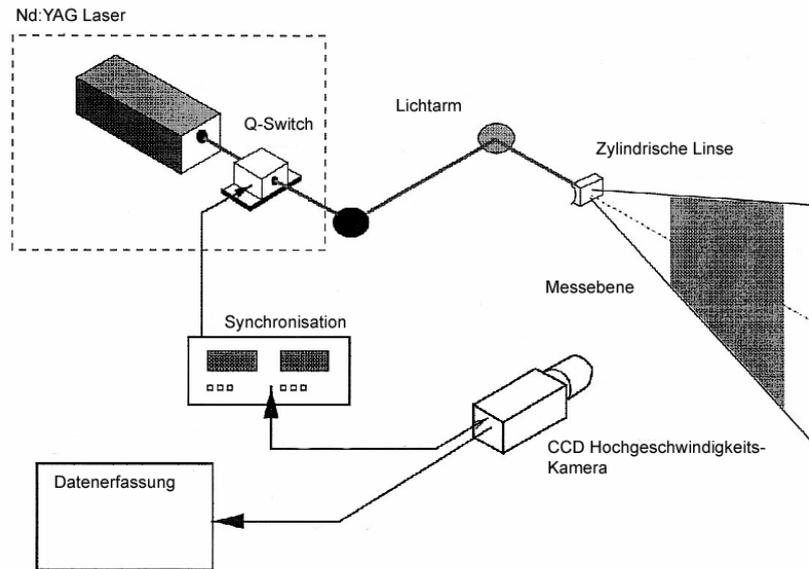


Bild 10: Prinzip der PIV-Methode: Mit Hilfe einer zylindrischen Linse wird der gepulste Laserstrahl zu einer dünnen Laserebene aufgeweitet. Eine Synchronisationseinheit steuert Kamera und Laser.

Durch das Aufspannen einer Laserebene deckt PIV im Gegensatz zur Laser Doppler Anemometrie (LDA) oder der Hot Wire Technik (HW) den gesamten Messbereich in einer Ebene zu einem diskreten Zeitpunkt ab. PIV liefert dadurch neben der Geschwindigkeitsverteilung auch die Geschwindigkeitsgradienten, welche Basis für weitere Ableitungen wie Wirbelstärke und Scherraten sind. Durch das Erfassen von Einzelbildern können nach R. J. Adrian [2] jedoch Informationen zwischen den Aufnahmen verloren gehen. Insbesondere bei starken Strömungsfluktuationen und Beschleunigungen ist die LDA bzw. LFV-Methode deshalb der PIV-Technik überlegen. Ein erfolgreiches Erfassen der Strömung hängt von der korrekten Erfassung der Partikelbewegung im Fluid ab. Bis heute haben sich drei Methoden etabliert, die abhängig von der Partikeldichte verschiedene Algorithmen und Datenauswertungsverfahren benutzen.

R.D. Kean et al. [59] beschreiben Particle Tracking Velocimetry (PTV) als Methode mit niedriger Partikeldichte, wobei die Bahn jedes einzelnen Partikels ausgewertet wird. Die Geschwindigkeitsvektoren ergeben sich anhand der Partikelbahn. Die räumliche Auflösung des Vektors entspricht der räumlichen Auflösung des Partikels, die Auflösung des Vektorfeldes dem durchschnittlichen Abstand zwischen den Partikeln.

Hingegen wird mit Particle Image Velocimetry bei mittlerer Partikeldichte eine Gruppe von Partikeln in einem definierten Teilbereich (Kleinfeld, Interrogation Area) erfasst und mittels statistischer Methoden ausgewertet. Diese Methode hat sich als Standard etabliert und wird auch schlicht als „PIV“ oder „Standard-PIV“ bezeichnet. Im Gegensatz zu PTV ist die Position der einzelnen Vektoren das Zentrum des jeweiligen

Kleinfeldes. Da das gesamte Messvolumen in Kleinfelder aufgeteilt wird, ergibt sich die maximale räumliche Auflösung aus dem Abstand zweier Vektoren bzw. Kleinfelder. Überlappen der Kleinfelder kann nach C. Willert [157] die Auflösung zwar erhöhen, führt jedoch zu Oversampling.

Im Gegensatz zu PTV und Standard-PIV arbeitet die Laser-Speckle-Velocimetry (LSV) mit hoher Partikeldichte. Die Bilder der sehr dichten Partikel überlappen ihre Nachbarbilder, so dass einzelne Partikel nicht mehr erkennbar sind. Zur Bestimmung der Geschwindigkeit wird das Muster der Partikelwolke analysiert, N.A. Formin [35].

Im Rahmen dieser Arbeit wird ein 2D-PIV eingesetzt. Das Verfahren bildet die dreidimensionale Bewegung eines Partikels in einer planaren (Bild-) Ebene ab. Das Ergebnis der Partikelverschiebung liefert die beiden Geschwindigkeitskomponenten \bar{u}, \bar{v} in der betrachteten Messebene und damit eine zweidimensionale Geschwindigkeitsverteilung. Partikelbewegungen orthogonal zur Messebene können vom System nicht erfasst werden. Im Rahmen der Arbeit sollen mit einem 2D-PIV orthogonale Ebenen erfasst und ein Verfahren zur Korrelation zu einem 3D-Vektorfeldes entwickelt werden.

4.1.1 Partikelauswahl, Partikelfolgevermögen

Voraussetzung für die genaue Bestimmung der Geschwindigkeitsverteilung ist das schlupffreie Verhalten der Partikel im Fluid. Besonders bei instationären Strömungen höherer Frequenzen, stark turbulenten Strömungen und engen Krümmungen und den damit verbundenen Fliehkräften ist die genaue Kenntnis des Partikelfolgevermögens unumgänglich. C.T. Crowe [24] fordert eine möglichst geringe Anzahl von Partikeln im Fluid, um eine Beeinträchtigung der eigentlichen Strömungscharakteristik zu vermeiden.

Das Partikelfolgevermögen wird durch die Relativgeschwindigkeit zwischen Fluid und Partikel beschrieben. Die vom Partikel durch dessen Beschleunigung und Masse ausgeübten Kräfte sind Funktionen der Geschwindigkeit zwischen Partikel und Fluid und der äußeren Kräfte wie Gravitations-, Flieh-, Widerstands-, Coriolis-, und Druckkräfte. Für kugelförmige Partikel im μm -Bereich entwickelten *Basset* (1988), *Bousinesq* (1903) und *Oseen* (1927) unabhängig voneinander die so genannten Basset-Bousinesq-Oseen-Gleichungen (BBO), welche Grundlage für die Beschreibung der Partikelbewegung sind. Die vollständige Formulierung der BBO-Gleichung findet sich bei M.R. Maxey et al. [86]. Um das Folgevermögen für das einfache Modell einer oszillierenden Strömung abzuschätzen wird der Ansatz nach G. Tadeschi et al. [142] herangezogen:

$$u = \bar{u} + u' = \bar{u} \cdot \left(1 + u_c \sin \frac{2\pi f t}{\bar{u}} \right) \quad (37)$$

Aus dem Modell einer örtlich gemittelten Grundströmung \bar{u} mit einer überlagerten, sinusförmigen Geschwindigkeitsschwankung u' ergibt sich das Geschwindigkeitsverhältnis von Partikel zu Fluid $\delta u_p / \delta u$

$$\frac{\delta u_p}{\delta u} = \frac{1}{\sqrt{1 + (2\pi f T_p)^2}} \quad (38)$$

Nach dem Stoke'schen Widerstandsgesetz ist die Relaxation T_p eines Partikels mit dem Durchmesser d_p und der Dichte ρ_p definiert durch

$$T_p = \frac{d_p^2 \rho_p}{18\eta} \quad (39)$$

Die Stokes-Zahl für PIV-Untersuchungen kann nach C.T. Crowe [24] als Verhältnis der Separationszeit zwischen den Aufnahmen T_{PIV} und der Relaxationszeit des Partikels T_p definiert werden:

$$St = \frac{T_p}{T_{PIV}} \quad (40)$$

Für eine vernachlässigbare Geschwindigkeitsdifferenz zwischen Partikel und Fluid muss die Stokes-Zahl wesentlich kleiner eins bleiben. Dies ist durch die für das Experiment gewählten Partikeldurchmesser von 2-30 μm sowie die relativ kurzen Pulszeiten von 250 – 1000 μs gewährleistet. Für die experimentellen Untersuchungen wurde das Folgevermögen verschiedener Partikel berechnet sowie deren Reflexionsverhalten getestet (siehe Anhang, Tabelle 6). Dabei zeigten TiO_2 und insbesondere HGS-Partikel im Wellenlängenbereich von 532nm ein deutlich besseres Reflektionsvermögen als die anderen Präparate.

4.1.2 Bildverarbeitung und Datenauswertung

Durch den Einzug leistungsfähiger Rechentechnik zur effizienten Auswertung digitalisierter Bilder entwickelten sich eine Vielzahl unterschiedlicher Methoden zur Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit anhand digitaler Aufnahmen. Während bei Particle Tracking Velocimetry (PTV) die Bahn eines Partikels verfolgt und zur Berechnung der Geschwindigkeit herangezogen wird, werden bei Standard-PIV die Geschwindigkeitskomponente anhand der Verschiebung der Intensitätsmaxima innerhalb des in Kleinfelder aufgeteilten Aufnahmebereiches berechnet, R.D. Kean et al. [58].

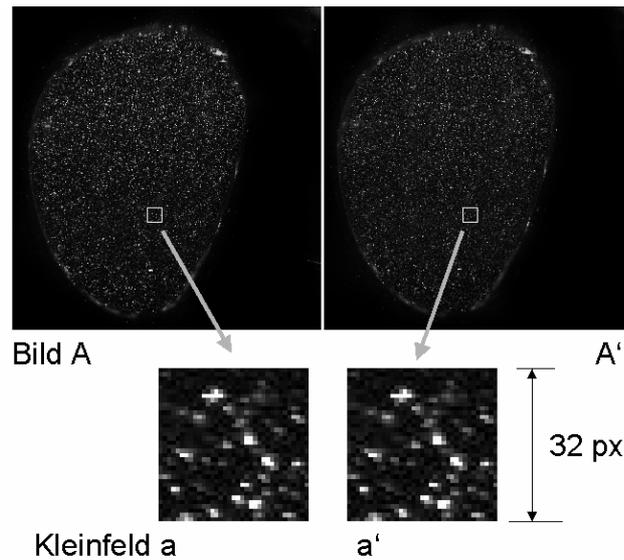


Bild 11: Die Doppelbilder werden in Kleinfelder aufgeteilt und zur Ermittlung der Geschwindigkeit korreliert.

4.2 Korrelation der Partikelbilder

Die Aufnahmen des Strömungsfeldes werden entweder als Doppelbelichtung auf das gleiche Bild (single frame/double exposure) oder als Einfachbelichtung zweier separater Bilder ausgeführt (double frame/single exposure). Letztere Methode findet bei Standard-PIV Anwendung. Die mit der Pulszeit Δt_p erfassten Aufnahmen A und A' werden als digitale Graustufenbilder von der CCD-Kamera gelesen und gespeichert. Zur Ermittlung der Geschwindigkeitsverteilung erfolgt eine Unterteilung in Kleinfelder a, a', welche durch direkten Vergleich oder anhand statistischer Methoden korreliert werden. In jedem Kleinfeld entsteht ein für dieses Gebiet repräsentativer Vektor. Die Anzahl der Kleinfelder in x und y-Richtung entspricht damit der Auflösung des Vektorfeldes $\bar{U}\{x,y\}$.

Die Kleinfelder können als zweidimensionale Funktionen von Graustufen interpretiert werden. Die Partikelverteilung des ersten Bildes wird durch $f(m,n)$, die des Zweiten durch $g(m,n)$ beschrieben. Unter Berücksichtigung von Signalrauschen $d(m,n)$ lässt sich nach C. Willert [156] der räumliche Versatz beider Funktionen beschreiben:

$$s(m,n) = [f(m,n) \circledast g(m,n)] + d(m,n) \quad (41)$$

Für den diskreten Fall von Einzelbildern führt der Zusammenhang zwischen ursprünglicher Verteilung $f(m,n)$ und veränderter Verteilung $g(m,n)$ auf das Faltungsintegral $s(m,n)$:

$$s(m,n) = \left[\sum_{k=-\infty}^{\infty} \sum_{l=-\infty}^{\infty} f(k-m, l-n) \cdot g(k, l) \right] + d(m,n) \quad (42)$$

Die Funktion $s(m,n)$ stellt eine Dirac Delta-Funktion $\delta(m-i, n-j)$ dar, welche um die Inkremente i und j von der Mitte des Kleinfeldes versetzt ist. Dieser Versatz korrespondiert direkt zur Partikelbewegung. Die Methode ist einfach, leidet jedoch an der Identifizierbarkeit des δ -Peaks, welcher nach C. Willert et al. [158] oft nicht vom Grundrauschen $d(m,n)$ zu separieren ist. Zudem ist mit der Dirac Delta-Funktion keine Bestimmung des Versatzes in einer Größenordnung kleiner ein Pixel (Sub-Pixel) möglich, was die Genauigkeit limitiert.

Für die Auswertung der Partikelbilder wird deshalb die statistische Methode der Korrelation bevorzugt. Die Position des Korrelationsmaximums liefert Betrag und Richtung der Partikelverschiebung (siehe Bild 12). Der resultierende Vektor entsteht aus dem Versatz des Korrelationsmaximums gemessen zur Mitte des Kleinfeldes und der Pulszeit Δt_p beider Aufnahmen.

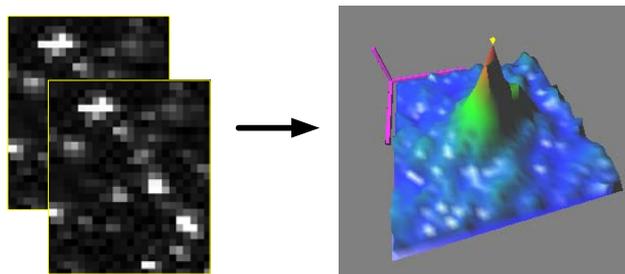


Bild 12: Die Korrelation von zwei Kleinfeldern führt zu einem Korrelationsmaximum, das aus dem Zentrum des Kleinfeldes versetzt ist.

Durch das Belichten von zwei Bildern und durch Anwendung der Kreuzkorrelation ist nach J. Westerweel [152] im Gegensatz zu doppelbelichteten Bildern mit Autokorrelation eine Zweideutigkeit der Richtung des Korrelationsmaximums ausgeschlossen. Die zweidimensionale Kreuzkorrelation ist allgemein definiert durch

$$\Phi(s_x, s_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot g(x - s_x, y - s_y) \quad (43)$$

Es ist $f(x,y)$ die Intensitätsverteilung der Ersten, $g(x-s_x, y-s_y)$ die der zweiten Aufnahme. Voraussetzung für die korrekte Durchführung der Korrelation ist die Kenntnis der Bildreihenfolge sowie die Vorgabe der Überlappung s_x, s_y beider Bereiche. Zur Korrelation diskretisierter Datenfelder ergibt sich das Faltungsintegral

$$F(j, i) = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N f(m, n) \cdot g(m - i, n - j) \quad (44)$$

wobei sich M und N aus der Anzahl der Reihen und Spalten der $M \times N$ Matrix des Kleinfeldes ableiten lassen. Die Inkremente i, j stellen den Versatz der zu korrelierenden

Kleinbilder dar. Da die Lösung des Faltungsintegrals für einige tausend Bildkleinfelder sehr zeitaufwendig ist, wird die Intensitätsverteilung mit Hilfe der Fouriertransformation (FT) in den Frequenzbereich transformiert. Für den zweidimensionalen Raum lautet sie allgemein

$$F(\omega, \nu) = \mathfrak{F}(f(\omega, \nu)) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i2\pi(\omega x + \nu y)} dx dy \quad (45)$$

mit den Ausdrücken ω und ν als Frequenzkoeffizienten. Für ein diskretes, symmetrisches, zweidimensionales Datenfeld $f(n, m)$ mit N Datenpunkten folgt nach L. Lourenco [84]

$$F(\omega, \nu) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{m=0}^{N-1} f(n, m) \cdot e^{-\frac{i \cdot 2\pi}{N}(n\omega + m\nu)} \quad (46)$$

Beim Übergang in den Frequenzbereich ergibt sich, ähnlich wie bei der Faltung zweier Funktionen, die Korrelationsfunktion als Produkt der beiden Transformierten F und G^* , was den Rechenaufwand deutlich reduziert. Die Korrelationsfunktion lautet

$$R = F\{\omega, \nu\} \cdot G^*\{\omega, \nu\} \quad (47)$$

J. Cooley, P. Lewis und P. Welch entwickelten einen schnellen Algorithmus für die Transformation diskreter Datenreihen (Fast Fourier Transformation, FFT). Dieser beschränkt sich nach Umsortierung (Permutation) der Datenreihen auf die Auswertung einer Hälfte der so entstandenen, symmetrischen Matrix. Am effizientesten arbeitet er, wenn sich die Anzahl der Datenreihen aus einer Potenz zur Basis 2 ergibt. Das Ergebnis stellt eine komplexe, quadratische Matrix gleicher Dimension dar. Durch den Einsatz der FFT wird nach M. Raffel et al. [109] der Rechenaufwand von $\sim (N^4)$ auf $\sim (N^2 \log_2 N)$ Arbeitsschritte reduziert. Die Rücktransformation in den Ortsbereich erfolgt mit der inversen Fourier Transformation (IFT).

$$f(\omega, \nu) = \frac{1}{N} \sum_{\omega=0}^{N-1} \sum_{\nu=0}^{N-1} F(\omega, \nu) \cdot e^{\frac{i \cdot 2\pi}{N}(n\omega + m\nu)} \quad (48)$$

Durch Reduktion der Kleinfeldgröße kann die räumliche Auflösung des Vektorfeldes erhöht werden. Je kleiner jedoch die Felder gewählt werden, desto mehr Partikel können aus dem betrachteten, diskreten Gebiet entweichen („in-plane loss of particles“). Um verlorene Partikelpaare dennoch korrelieren zu können, wird die einfache Kreuzkorrelation durch weiterführende Techniken ergänzt.

4.2.1 Weiterführende Korrelationsmethoden

Ziel weiterführender Korrelationsmethoden ist, im zweiten Kleinbild möglichst viele Partikel aus dem ersten Bild zu erhalten und so eine qualitativ hochwertige Korrelation zu erreichen. Als Standardmethode hat sich bei DPIV die adaptive Kreuzkorrelation etabliert. Dabei wird das zweite Korrelationsfenster in Richtung der erwarteten Partikelbewegung versetzt. Voraussetzung ist nach J. Westerweel et al. [155] eine bereits durchgeführte Korrelation, aus der die Position von Kleinfeld a' anhand des Vektors \vec{U} berechnet wird.

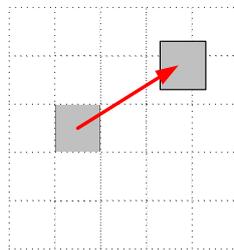
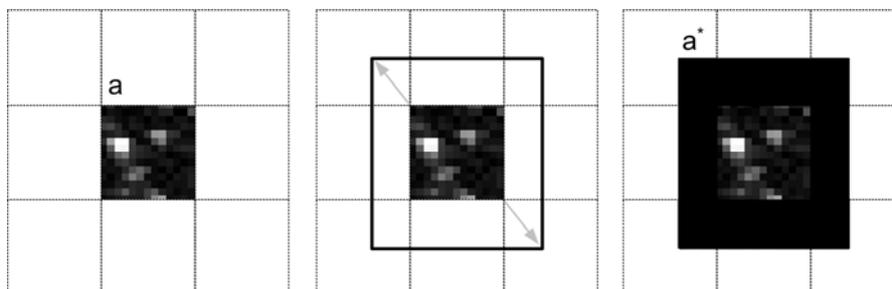


Bild 13: Verschiebung des zweiten Kleinfeldes a' in Richtung des zuvor berechneten Vektors \vec{U}

In Strömungsverhältnissen mit einem in eine Richtung stark ausgeprägten Geschwindigkeitsgradienten ist der Einsatz rechteckiger Kleinfeldere von Vorteil. Sie erlauben eine höhere Auflösung in Richtung des hohen Geschwindigkeitsgradienten bei konstanter Anzahl von Partikeln im Kleinfeld. Um auch für dieses Modell die FFT nutzen zu können, wird das rechteckige Kleinfeld zu einem Quadrat erweitert, wobei die zusätzlich entstandenen Streifen Null gesetzt werden („Zero Padding Technique“). Eine weiterführende Technik besteht in der zusätzlichen Rotation des rechteckigen Kleinfeldes. Dabei wird die lange Seite in Richtung des Versatzes, also in Richtung des größten Gradienten gedreht.



a

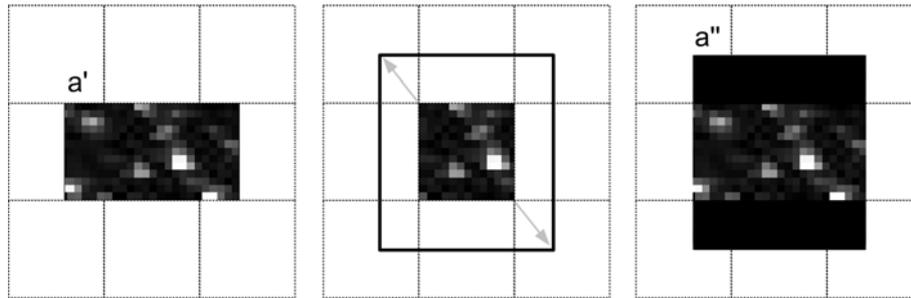


Bild 14 oben: Erweitern des ersten Kleinfeldes a auf a^* , unten: Erweitern der zweiten Aufnahme a' auf ein rechteckiges Format und zugleich Nullsetzen der restlichen Bereiche, so dass ein Quadrat in gleicher Größe wie a^* entsteht.

Allerdings führen scharfe Ecken zwischen dem Kleinfeld und dem angehängten Bereich zu Rauschen, welches durch Entfernen des Hintergrundrauschens und Glättung der Bilder minimiert werden kann. Eine weitere Methode arbeitet mit Vergrößerung des zweiten Kleinfeldes a' auf ein quadratisches Format. Das erste Fenster a wird im gleichen Maß erweitert (a^*) und in benachbarte Kleinfelder ragende Bereiche Null gesetzt (Zero Padding).

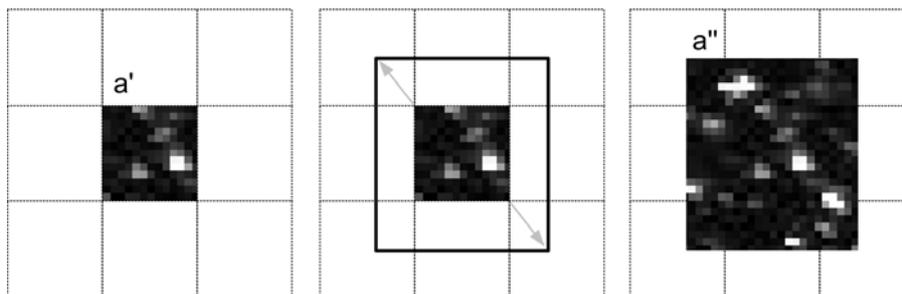


Bild 15: Erweitern der zweiten Aufnahme auf ein größeres Format a'' und Vergleich mit der erweiterten Aufnahme a^* (vgl. Bild 14 oben)

Mit beiden Methoden bleibt die ursprüngliche Kleinfeldgröße und Auflösung erhalten, jedoch muss insbesondere bei letzterer Technik durch das Vergrößern der Beobachtungsgebiete ein erhöhter Rechenaufwand in Kauf genommen werden.

M. Raffel et al. [109], F. Scarano et al. [123] beschreiben die sog. „Multigrid-Methode“, bei der die Kleinfelder zunächst so groß gehalten werden, so dass auch die größten Geschwindigkeiten erfasst werden können. Subsequent werden die Kleinfelder dann gleichförmig in kleinere Gebiete geteilt. Dabei wird der Divisor 4 verwendet, um den Anforderungen an die FFT zu genügen. Jedes Kleinfeld wird ausgehend von der vorangegangenen Berechnung in Richtung des erhaltenen Vektors versetzt. Dieser Prozess wird wiederholt, bis die gewünschte Auflösung erreicht ist. Durch iteratives wiederholen der Kreuzkorrelation ohne weiteres Verkleinern der Kleinfelder kann dabei nach A. Vogt et al. [148] die Verzerrung der Korrelation (Bias-Error) deutlich reduziert werden.

4.2.2 Korrektor korrelationsbedingter Fehler

Die Korrelation der Partikelbilder weist eine Verzerrung („Bias“) auf. Dies bedingt auch für die berechneten Geschwindigkeitsdaten einen Fehler. Die Amplitude der Verzerrung ist proportional zur Breite des Korrelationspeaks. Abhängig von der verwendeten Gewichtsfunktion ist sie konstant oder proportional zum Versatz (Gleichmäßige bzw. Gauß'sche Verteilung). Um die Verzerrung zu eliminieren, schlagen J. Westerweel [152] die Division der Korrelation R mit der ursprünglichen Verteilung F vor

$$R^* = \frac{R(\omega, \nu)}{F(\omega, \nu)} \quad (49)$$

Diese effektive Methode beeinflusst nur die Intensitätsverteilung über dem Kleinfeld und benötigt darüber hinaus keine zusätzlichen Informationen, wie etwa die Größe der Partikel. Sie ist damit nicht-parametrisch.

Schwer identifizierbare Peaks können durch Vergleich mit den angrenzenden Kleinfeldern lokalisiert werden. Mit der Annahme, dass der Partikelversatz in benachbarten Kleinfeldern ähnlich ist kann gefolgert werden, dass auch das Korrelationsmaximum ähnlich positioniert ist. Nach D.P. Hart [48] wird der Vergleich durch Multiplikation der Korrelationen R_A mit der Korrelation beliebig vieler, benachbarter Kleinfeldern R_n durchgeführt. Dies führt zu einer Verstärkung der Amplitude des gesuchten Korrelationspeaks in R_A . Der Methode liegt die Erkenntnis zugrunde, dass „falsche“ Peaks, welche durch Korrelation unterschiedlicher Partikelbilder entstehen, zufällig verteilt sind. Hingegen treten Peaks, welche durch Korrelation des gleichen Partikelbildes entstehen (Partikelpaar), immer an der gleichen Stelle auf. Um eine Verzerrung des Peaks zu vermeiden, sollte die Methode mit einer geraden Anzahl benachbarter Kleinfeldern durchgeführt werden.

4.2.3 Berechnung des Korrelationsmaximums

Nach Multiplikation der Korrelationsfunktion beider Aufnahmen und anschließender Rücktransformation in den Ortsbereich wird das Korrelationsmaximum ermittelt. Die Genauigkeit der Aufnahme hängt vorrangig vom verwendeten Algorithmus ab. Nach Raffel et al. kann ein 8-Bit Graustufenbild mit einer Genauigkeit von bis zu 1/10 Pixel ausgewertet werden M. Raffel et al. [109].

Ist die Partikelgröße kleiner der Pixelgröße, kann mit einem einfachen Suchalgorithmus gearbeitet werden. Erstrecken sich die Partikelbilder über mehr als ein Pixel, lässt sich das Zentrum des jeweiligen Maximums anhand einer Dreipunkt-Gauesskurvenannäherung bestimmen. Diese Methode wird üblicherweise verwendet, da

das Korrelationsmaximum in etwa einer Gaussverteilung entspricht. Insbesondere wenn innerhalb des Kleinfeldes kein gravierender Geschwindigkeitsgradient auftritt, kann bei den Peaks eine typische Gaussverteilung beobachtet werden. Andernfalls treten irreguläre Maxima auf, die von der Gausskurven-Näherung schlecht detektiert werden, D.J. Forliti [34], M. Raffel et al. [109]. Die Gauss-Funktion ist definiert als

$$f(x) = C_0 \cdot e^{-\frac{(x_{\max} - x)^2 - (y_{\max} - y)^2}{k}} \quad (50)$$

wobei x_0, y_0 das Maximum der Kurve darstellt. Nach Ableitung und Diskretisierung der Funktion erhält man x_0, y_0 durch Addition des Offset i und j .

$$x_{\max} = i + \frac{\ln f(i-1, j) - \ln f(i+1, j)}{2 \ln f(i-1, j) - 4 \ln f(i, j) + 2 \ln f(i+1, j)} \quad (51)$$

$$y_{\max} = j + \frac{\ln f(i, j-1) - \ln f(i, j+1)}{2 \ln f(i, j-1) - 4 \ln f(i, j) + 2 \ln f(i, j+1)} \quad (52)$$

Nach C. Willert [156] eignet sich die Methode gut für kleine Korrelationsbereiche von 32^2 bis 128^2 Pixel, da hier schlanke Peaks auftreten. Durch die Anwendung von drei Punkten kann sie leicht implementiert werden und benötigt wenig Rechenkapazität.

Bei asymmetrischen und irregulären Peaks, wie sie etwa bei Partikelbildern größer als 2-3 Pixel auftreten eignet sie die „Centroid – Methode“ besser als die Gausskurve, da letztere zu einer Verzerrung der Korrelation führen kann. Bei dieser Methode muss ein „Cut-Off-Level“ als Parameter gegeben werden. Die parabolische Annäherung des Maximums zeigt bei unsymmetrischen Peaks ähnliche Probleme wie die Gaussverteilung, weist dabei jedoch nach D.J. Forliti [34] eine höhere Fehlerquote auf und ist deshalb weit weniger populär.

Mit der Verschiebung der Intensitätsmaxima beider Aufnahmen ergibt sich der Geschwindigkeitsvektor \vec{U} der Partikelbilder anhand der Verschiebung des Korrelationspeaks \vec{s} und der bekannten Zeitdifferenz Δt_p zwischen den Einzelaufnahmen. Dabei ist M der dimensionslose Skalierfaktor, der sich durch die optische Versuchsanordnung ergibt. Der Ausdruck $\vec{\varepsilon}$ stellt den Fehlerterm dar; er setzt sich aus systematischem und remanentem Anteil zusammen.

$$|\vec{U}| = \frac{|\vec{s}|}{M \cdot \Delta t_p} + \frac{|\vec{\varepsilon}|}{M \cdot \Delta t_p} \quad (53)$$

Bild 16 zeigt den vollständigen Ablauf des Korrelationsverfahrens: Zur Verbesserung der Datenqualität wird nach der Kreuzkorrelation die adaptive Kreuzkorrelation angewandt.

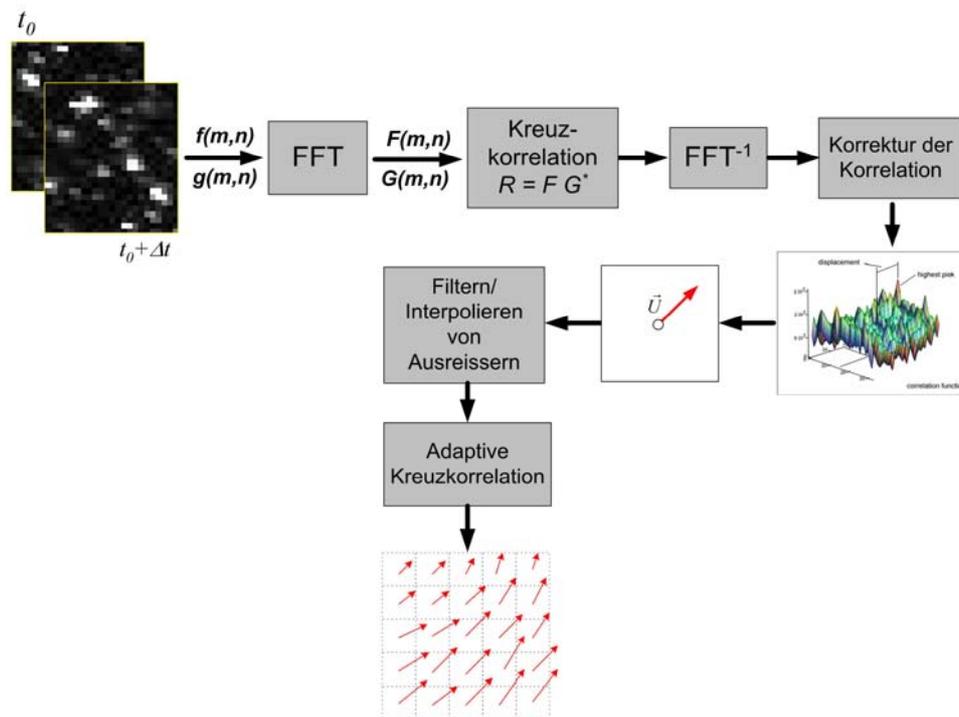


Bild 16: Schema des Korrelationsverfahrens

4.3 Fehlerquellen

Messfehler werden mit der Größe ε quantifiziert, wobei zwischen systematischen und remanenten Fehlern differenziert wird. Systematische Fehler resultieren aus den verwendeten Algorithmen, dem Versuchsaufbau und der Qualität der Datenerfassung. Sie können durch eine Optimierung der Versuchsanordnung minimiert werden. Beispielsweise kann das „out-of-plane-displacement“ durch eine kürzere Pulszeit Δt_p verkleinert werden. Der remanente Anteil fasst die Eigenfehler zusammen, welche aus der Methodik selbst resultieren. Beispielsweise kann die exakte Berechnung des Korrelationsmaximums in einem diskretisierten Datenfeld mit Hilfe von Näherungskurven nur mit einer begrenzten Genauigkeit durchgeführt werden (s.o.). Hintergrundrauschen kann den Korrelationspeak verkleinern bzw. verbreitern. Bei der FFT kann Rauschen durch die Konvertierung zwischen Frequenz und Ortsbereich entstehen.

4.3.1 Peak Locking und Partikelgröße

Durch das Abschätzen des Korrelationspeaks mit Hilfe von Näherungsfunktionen (Gauß, Centroid, Parabolisch) kann so genanntes „Peak-Locking“ auftreten. Dabei werden die berechneten Geschwindigkeiten hin zu ganzzahligen Werten (Pixel)

verzerrt. Ursache ist ein zu großer Unterschied zwischen berechneter Näherungskurve und tatsächlicher Form des Peaks, welcher im Sub-Pixelbereich nicht mehr aufgelöst werden kann. Insbesondere bei einer Partikelgröße kleiner als 2 Pixel tendieren die Näherungskurven dazu, das Korrelationsmaximum an ganzzahlige Werte anzunähern. Zur Lösung des Problems wurden von L. Gui et al. [44], J. Nogueira et al. [97], F. Scarano [122] verschiedene Techniken wie die „Multigrid-Methode“, „Continuous Windows Shifting“ oder „Iterative Image Deformation“ vorgestellt. Peak Locking kann ggf. schon durch die Wahl eines geeigneten Näherungsverfahrens eliminiert werden. J. Westerweel [152] fand bei Messungen in einer turbulenten Rohrströmung Peak Locking, nachdem die Korrelationsmaxima mittels der Centroidmethode berechnet wurden, während beim Einsatz der Gauß'schen Drei-Punkt-Näherung keine Verzerrung auftrat. Durch die begrenzte Auflösung des CCD-Chips ist aufgrund der Bedingung $\text{Partikelbild} \geq 2 \text{ Pixel}$ der Einsatz beliebig kleiner Partikel zur Verbesserung der Auflösung limitiert. Auch der Einsatz zu großer Partikel beeinträchtigt die Genauigkeit der Peak-Bestimmung. Große Partikel benötigen zudem größere Kleinfelder, was die Auflösung des gesamten Strömungsfeldes reduziert.

Ideale Partikel folgen dem Fluid exakt und verändern das Fließverhalten nicht. In der Realität beobachtete R. J. Adrian [2] jedoch vor allem bei turbulenten Strömungsstrukturen eine Abweichung zwischen Strom- und Partikelbahn, so dass eine korrekte Abbildung der Strömung nicht gewährleistet ist. Für die Strömungsuntersuchungen muss abgeschätzt werden, in wie weit die verwendeten Partikel der Strömung bei den zu erwartenden Fließgeschwindigkeiten folgen können. Eine hohe Partikeldichte erhöht zwar die Genauigkeit der Messung, verändert unter Umständen jedoch die zu untersuchende Strömung. Die effektiv erforderliche Anzahl N_I von Partikeln ist abhängig von der ursprünglichen Anzahl, dem „in-plane loss of particles“ sowie dem „out-of-plane loss of particles“.

$$N_I = N \cdot F_i \cdot F_o \quad (54)$$

N_I stellt die Gesamtzahl der in den beiden Kleinfeldern a und a' vorhandenen Partikel dar. N ist die ursprüngliche Anzahl von Partikel im ersten Kleinfeld a . Der Faktor F_i beschreibt den Verlust von Partikelpaaren in der Ebene (in-plane loss), der Faktor F_o den Verlust von Partikeln, welche die Ebene verlassen (out-of-plane loss).

Durch die adaptive Korrelation bzw. die Multigrid-Methode kann F_i verkleinert werden, was den Verlust von Partikelpaaren in der Ebene reduziert (in-plane loss). R. J. Adrian [1] und M. Raffel et al. [109] fordern mindestens $N_I > 5$ Partikel im Kleinfeld, um Partikelpaare mit einer Wahrscheinlichkeit von mehr als 95% identifizieren zu können.

4.3.2 Geschwindigkeitsfluktuationen, Gradienten

Geschwindigkeitsfluktuationen können mit Standard PIV-Systemen nur bedingt aufgelöst und dargestellt werden. Das zeitliche Auflösungsvermögen ist abhängig von der Wiederholrate des Lasers und der Totzeit der Kamera. Standard-Systeme decken in der Regel einen Aufnahmefrequenzbereich von 10 bis 30 Hz ab. Bei einem Ruhepuls

von 70 bpm ist mit der vorhandenen Anordnung eine minimale zeitliche Auflösung von 0,085s möglich.

Die PIV-Methode geht von einer nahezu gleichförmigen Bewegung der Partikel im Kleinfeld aus. Mit dieser Annahme wird aus der Korrelation beider Kleinfeldern das Korrelationsmaximum zur Berechnung des Geschwindigkeitsvektors herangezogen. Treten große Geschwindigkeitsgradienten auf, entweichen Partikel aus dem Kleinfeld und können nicht korreliert werden. Hingegen verbleibt eine Mehrheit an langsameren Partikel und verfälscht das Ergebnis hin zu niedrigeren Geschwindigkeiten. Dieser Fehler kann durch Reduktion der Kleinfeldgröße sowie der Pulszeit Δt_p minimiert werden. Bei pulsierenden bzw. oszillierenden Strömungen können kurze Pulszeiten zu ungenügender zeitlicher Auflösung führen, wenn die langsamsten Geschwindigkeiten keinen ausreichenden zeitlichen Versatz der Partikel gewährleisten. Bei großen Gradienten liefert die Centroidmethode bessere Ergebnisse als die Gauß'sche Dreipunkt-Näherung. Particle Tracking Velocimetry wird von hohen Gradienten nicht beeinflusst. E.A. Cowen [22], R.D. Kean et al. [59] konnten beide Techniken miteinander verbinden und damit die Einschränkung von PIV hinsichtlich Gradienten verbessern.

4.3.3 Optische Einflüsse

Die effektive Partikelgröße, welche auf dem CCD abgebildet wird, ergibt sich aus dem optischen Zusammenspiel von Blende und Vergrößerung. Die Streulichtenergie wird bei gegebener Belichtungszeit und Intensität durch die am Objektiv auftreffenden Lichtstrahlen bestimmt und durch die Blende begrenzt. Die Blendenzahl k ergibt sich aus dem Quotienten von Objektivbrennweite zu Blendendurchmesser. Durch Reduktion von k wird die einfallende Lichtenergie erhöht, wobei sich gleichzeitig die Tiefenschärfe verringert. Zur Erfassung des Streulichtes, das eine sehr geringe Lichtenergie aufweist, ist eine genaue Justierung bei geöffneter Blende auf den Laserlichtschnitt außerordentlich wichtig. An der begrenzenden Öffnung der Blende tritt Beugung der Lichtstrahlen auf, welche das Auflösungsvermögen der Objektivs durch Unschärfen beeinträchtigt. Dies hat zur Folge, dass ein ideal kleiner Punkt auf dem CCD zu einem Kreispunkt mit Durchmesser d_B aufgeweitet wird:

$$d_B = 2,44 \cdot (1 + M) \cdot k \cdot \lambda \quad (55)$$

Der effektive Bilddurchmesser berechnet sich unter Berücksichtigung des konkreten Partikeldurchmessers d_p zu

$$d_e = \sqrt{M^2 \cdot d_p^2 + d_B^2} \quad (56)$$

Um aller Partikel im Messvolumen scharf zu fokussieren, muss der Schärfengrenzwert größer als die Dicke des Lichtschnittes sein. Die optimale Lichtschnittdicke δz berechnet sich nach R. J. Adrian [1] zu

$$\delta z = 4 \cdot \left(1 + \frac{1}{M}\right)^2 \cdot k^2 \cdot \lambda \quad (57)$$

Dabei ist k die Blendenzahl, λ die Wellenlänge der Lichtquelle und M der dimensionslose Skalierfaktor. Wird etwa bei starker Vergrößerung die Lichtschnittdicke größer als der Schärfengrenzwert, reduziert sich das Messvolumen auf die Dicke der Fokusebene. Partikel außerhalb der Ebene werden zwar beleuchtet, erscheinen jedoch unscharf als Hintergrundrauschen, was die Korrelation beeinträchtigen kann.

Verzerrung durch optische Einflüsse

Da die Laserebene keine ideale Ebene ist, sondern eine endliche Dicke aufweist, muss präziser von einem Messvolumen gesprochen werden. Partikel können sich nicht nur in der x - und y -Richtung, sondern auch in z -Richtung innerhalb der Grenzen des Lichtschnittes aufhalten. Letztere führt nach M. Raffel et al. [109] zu einer Verfälschung der Geschwindigkeit, insbesondere an den Rändern der Projektion, wo der Projektionswinkel groß ist.

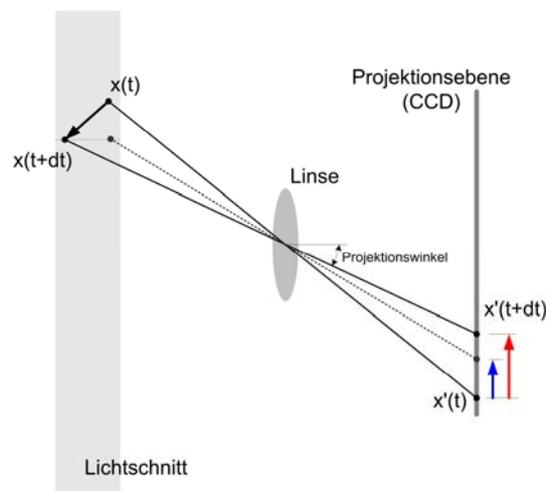


Bild 17: Verzerrung bei Partikelbewegung senkrecht zum Lichtschnitt

Durch die Bewegung orthogonal zur Lichtschnittebene erzeugt das Partikel einen stark verzerrten Vektor (rot), während der blaue Vektor die tatsächliche Geschwindigkeitskomponente in x -Richtung darstellt. Dieser Fehler tritt auch bei starken Bildvergrößerungen auf, durch welche die Brennweite reduziert und damit der Projektionswinkel vergrößert wird.

Verzerrung durch unterschiedliche Brechungsindizes

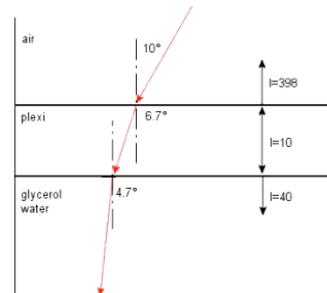
Durch den Einsatz von Medien mit unterschiedlichen Brechungsindizes am Versuchsaufbau kommt es bei großen Lichteinfallswinkeln, also vor allem an den Rändern des Beobachtungsbereiches zu Verzerrungen. Das von den Partikeln reflektierte Laserlicht wird durch die Anordnung von den drei Medien Glycerin-Wasser ($n_{CW} = 1.41$), dem Plexiglasgehäuse ($n_{PG} = 1.49$) und der Luft ($n_L = 1.0$) beeinträchtigt,

bevor es auf das Objektiv trifft. Die Strahlen werden vom optisch dünneren zum optisch dichteren Medium gebrochen und gehorchen der Beziehung

$$\frac{n_b}{n_a} = \frac{\sin \alpha}{\sin \beta} \quad (58)$$

Bei dem verwendeten Objektstand von 310 mm ergibt sich für die Ränder der langen Seite des Messbereiches (100 x 60 mm) ein Beobachtungswinkel von ca. 10°. Tabelle 1 zeigt die resultierende Ablenkung des Lichtstrahles.

Medium	Länge [mm]	Winkel [°]
Luft	310	10
Plexiglas	10	6,7
Fluid	40	4,7



4.3.4 Out-of-plane Fehler

Problematisch für das Messen mit 2-D PIV ist die unbekannte Verschiebung normal zum Lichtschnitt. Ist die Geschwindigkeit senkrecht zur Lichtschnittebene im Verhältnis zur Pulszeit zu groß, verlassen Partikel das Messvolumen und werden in der zweiten Belichtung nicht abgebildet („out-of-plane displacement“). Partikel aus der ersten Belichtung werden dadurch nicht mit sich selbst, sondern mit anderen Abbildungen korreliert, was zur fehlerhaften Darstellung der Bewegung führt. Ursache für out-of-plane Fehler sind stark turbulente Strömungsverhältnisse bzw. eine dominante Geschwindigkeitskomponente senkrecht zum Lichtschnitt, welche die Partikel aus der Ebene transportiert.

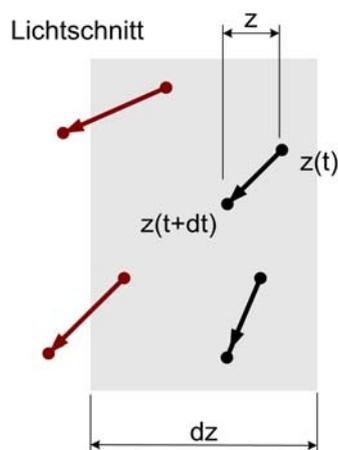


Bild 18: Out-of-plane Versatz: Partikel (rot) werden durch eine zu große Strömungskomponente in z-Richtung aus dem Messvolumen dz gespült.

Je schmaler der Lichtschnitt ist, desto weniger Verzerrung tritt insbesondere an den Rändern der Projektionsebene auf. Jedoch steigt damit das Risiko, Partikelpaare zu verlieren. R. J. Adrian [1] geht davon aus, dass die maximale Bewegung senkrecht zum Lichtschnitt $z \approx \frac{1}{4} dz$ nicht übersteigen soll

4.4 Kleinfeldgröße

Für die Bestimmung der Kleinfeldgröße gilt die Beziehung: Je größer die Fläche gewählt wird, desto höher ist die Auflösung der Partikel auf dieser Fläche. Allerdings reduziert sich durch die limitierte Auflösung des CCD-Chips die Gesamtzahl der Geschwindigkeitsvektoren. Durch das statistische Korrelationsverfahren wird die Geschwindigkeit über ein Kleinfeld gemittelt. Dies bedingt insbesondere bei Geschwindigkeitsgradienten einen Verlust an Informationen. Um eine optimale Beschreibung des Strömungsfeldes zu erzielen, werden die Kleinfelder deshalb so klein als möglich gewählt. Nach Adrian R. J. Adrian [1] sollen sich mindestens 10-20 Partikelpaare im Bildkleinfeld befinden. Die maximale, tangentielle Verschiebung der Bildpaare („maximal in plane displacement“) sollte 20% - 25% der Kleinfeldgröße nicht überschreiten, die minimale Verschiebung („minimal in plane displacement“) zwei Partikeldurchmesser nicht unterschreiten. Beim Einsatz eines schnellen Algorithmus zur Kreuzkorrelation (FFT) der Bildpaare wird eine quadratische Kleinfeldgröße mit der Bedingung einer Seitenlänge der Potenz zur Basis 2, 2^n verwendet (z.B. 16x16 px, 32x32 px). Genügt man der Bedingung, dass zur eindeutigen Sichtbarmachung eines Partikels mindestens ein freier Nachbarpixel benötigt wird und ein Partikel auf ein Pixel abgebildet wird, so ergibt sich bei 15 Partikeln die Anzahl der benötigten Pixel zu 7x7 Pixel Kleinfeldgröße.

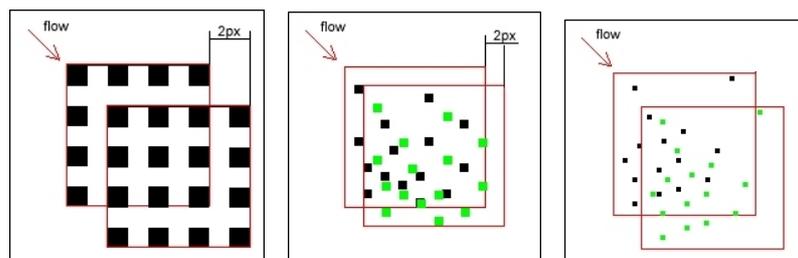


Bild 19: Kleinfeldgrößen: Links 7x7 px, Mitte: 16x16 px, rechts 32x32 px

Die minimale Verschiebung in xy-Richtung soll mindestens den zweifachen, effektiven Partikeldurchmesser betragen. Wird dem geforderten Kriterium entsprochen, kann bei minimaler Kleinfeldgröße von 7x7 Pixel kein Intensitätsmaximum bestimmt werden (siehe Bild 19, links). Die Verschiebung um den Mindestverschiebefaktor liefert die gleiche Intensitätsverteilung und damit die Geschwindigkeit 0 m/sec. Um einen Versatz der Partikel detektieren zu können, muss das Kleinfeld wenigstens 8x8 Pixel groß sein. Bei 16x16 Pixel (Bild 19, mitte) kann eine günstigere Partikelverteilung erreicht und das Kriterium für die minimale Partikelverschiebung erfüllt werden. Allerdings wird die Bedingung zur maximalen Verschiebung von 20 Prozent nicht eingehalten, wodurch es

zu einer nicht eindeutigen Bestimmung der Richtung der Verschiebung und letztendlich zur fehlerhaften Darstellung des Geschwindigkeitsvektors kommen kann. Bild 19 rechts zeigt die gewählte Kleinfeldgröße von 32×32 px, welche den geforderten Anforderungen, insbesondere bei effektivem Partikeldurchmesser größer ein Pixel gerecht wird.

4.4.1 Überlappung der Kleinfelder

J. Westerweel [154] schlägt einen Überlappungsfaktor von 50% vor. Mit diesem Wert wird das Nyquist-Kriterium erfüllt und das kontinuierliche Vektorfeld adäquat auf ein diskretes Vektorfeld abgebildet. Die Fouriertransformation geht von periodischen Daten aus. Überschreitet ein Korrelationsmaximum den Wert $N/2$, wird der Peak in der Korrelationsebene entgegen seiner eigentlichen Richtung gespiegelt und gegenüber seiner korrekten Position im Kleinfeld abgebildet („Aliasing“). Der Versatz der Partikel soll deshalb $N/2$ nicht überschreiten. In der Praxis bevorzugen C. Willert [156] insbesondere aufgrund des auftretenden Signalrauschens einen maximalen Partikelversatz von ca. 20-40% der Kleinfeldgröße.

4.4.2 Fehlerkorrektur

Zur Validierung der Daten und Korrektur fehlerhafter Vektoren wurden in der Literatur verschiedene Verfahren dokumentiert. Im Rahmen dieser Arbeit werden lokale Filter (local-mean) eingesetzt. Sie sind insbesondere bei großen Gradienten den globalen Verfahren (global mean) überlegen, da falsche Vektoren den Durchschnitt nur geringfügig beeinflussen, J. Westerweel [153]. Für die Validierung wurde zudem eine Routine programmiert, welche auf Basis eines festzusetzenden Schwellwertes fehlerhafte Vektoren detektiert („local median with threshold“). Lokale Filter vergleichen den zu untersuchenden Vektor mit seinem direkten Umfeld, d.h. in der Regel 3×3 oder 5×5 Nachbarvektoren. Gefilterte Vektoren werden anhand der umliegenden Werte linear interpoliert, (vgl. J. Westerweel [153]).

4.5 Berechnungsmethoden

4.5.1 Differentialoperatoren

Die berechneten Geschwindigkeiten stellen bei Standard-PIV den lokalen Durchschnitt eines Kleinfeldes dar. Da die Position einzelner Partikelbilder im Kleinfeld nicht bestimmt wird, sind die gebildeten Ableitungen insbesondere bei großen Gradienten fehlerbehaftet. Überlappen benachbarter Kleinfelder zur Verbesserung der Auflösung führt zu Oversampling.

Tabelle 4 zeigt die gebräuchliche Differentialoperatoren nach M. Raffel et al. [109] zur Bildung der Ableitungen (s. Anhang S. 181). Die Fehlerunsicherheit ist umgekehrt

proportional zum Abstand der Vektoren ΔX . Bild 20 zeigt die Ableitungen, die um den diskreten Messpunkt (i,j) gebildet werden: Wirbelstärke, Scherraten und Normalspannung. Dabei ergibt sich die Wirbelstärke als Zirkulation um den Punkt (i,j) .

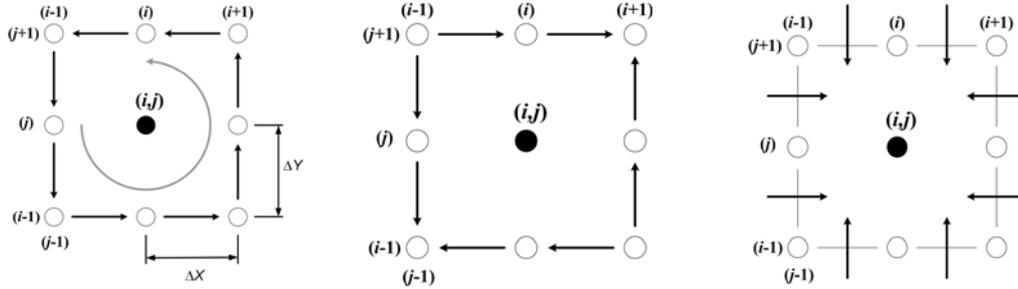


Bild 20: Berechnung von Wirbelstärke (links), Scherspannung (mitte) und Normalspannung (rechts) aus den umgebenden, diskreten Datenpunkten.

C. Willert [157] verwendet zur Integration der diskreten Datenpunkte für den programmierten Algorithmus die Trapezformel:

$$\begin{aligned}
 (\omega_z)_{i,j} = & \frac{v_{i+1,j-1} + 2v_{i+1,j} + v_{i+1,j+1}}{8\Delta X} - \frac{v_{i-1,j+1} + 2v_{i-1,j} + v_{i-1,j-1}}{8\Delta X} \\
 & - \frac{u_{i+1,j+1} + 2u_{i,j+1} + u_{i-1,j+1}}{8\Delta Y} + \frac{u_{i-1,j-1} + 2u_{i,j-1} + u_{i+1,j-1}}{8\Delta Y}
 \end{aligned} \tag{59}$$

Die Berechnung der Scherraten erfolgt analog durch Vertauschen der Vorzeichen.

$$\begin{aligned}
 (\dot{\gamma}_z)_{i,j} = & -\frac{v_{i-1,j+1} + 2v_{i-1,j} + v_{i-1,j-1}}{8\Delta X} + \frac{v_{i+1,j-1} + 2v_{i+1,j} + v_{i+1,j+1}}{8\Delta X} \\
 & + \frac{u_{i+1,j+1} + 2u_{i,j+1} + u_{i-1,j+1}}{8\Delta Y} - \frac{u_{i-1,j-1} + 2u_{i,j-1} + u_{i+1,j-1}}{8\Delta Y}
 \end{aligned} \tag{60}$$

Zur Berechnung der Scherspannung $\tau_{i,j}$ wird die zugeordnete Viskosität $\eta(\dot{\gamma})$ multipliziert.

$$\tau_{i,j} = \eta(\dot{\gamma}) \cdot \dot{\gamma} \tag{61}$$

Für die Normalspannung gilt:

$$\theta_{i,j} = \frac{v_{i-1,j-1} + 2v_{i-1,j} + v_{i-1,j+1}}{8\Delta Y} - \frac{v_{i+1,j+1} + 2v_{i,j+1} + v_{i-1,j+1}}{8\Delta Y} + \frac{u_{i+1,j-1} + 2u_{i+1,j} + u_{i+1,j+1}}{8\Delta X} - \frac{u_{i-1,j+1} + 2v_{i-1,j} + v_{i-1,j-1}}{8\Delta X} \quad (62)$$

Zur Berechnung der Normalspannung $\sigma_{i,j}$ wird die zugeordnete Viskosität $\eta(\dot{\gamma})$ multipliziert sowie der Druck p addiert:

$$\sigma_{i,j} = -p + \eta(\theta) \cdot \theta \quad (63)$$

4.5.2 Interpolation des 3D-Vektorfeldes

Mit Interpolation und anschließender Verknüpfung der orthogonalen Messebenen ergibt sich das Raumgitter aus Messpunkten mit 3D-Geschwindigkeitsvektoren. Um einen einheitlichen Vektorabstand zu erreichen, werden die Ebenen mit Hilfe einer kubischen Funktion (Spline) interpoliert:

$$v(x) = ax^3 + bx^2 + cx + d \quad (64)$$

Bild 21 zeigt das räumliche Gitter aus Messpunkten mit gleichem Abstand $\Delta X = \Delta Y = \Delta Z$ und den zugehörigen Geschwindigkeitsvektoren $[u, v, w]$

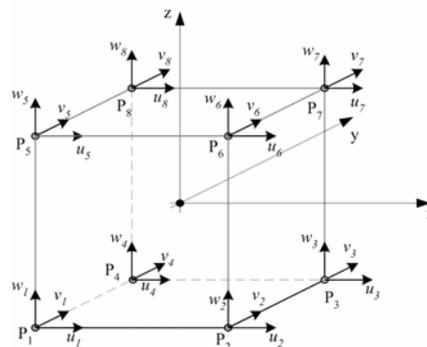


Bild 21: Räumliche Struktur der Messpunkte nach kubischer Interpolation.

Die absolute Geschwindigkeit jedes Punktes ergibt sich aus dem Betrag des Geschwindigkeitsvektors, also der Vektorsumme aus den Einzelkomponenten $[u, v, w]$ nach der Gleichung

$$|\vec{v}| = \sqrt{u^2 + v^2 + w^2} \quad (65)$$

Das Rauggitter ist durch die Indizes i, j, k beschrieben. Die Berechnung der partiellen Ableitungen für Wirbelstärke, Scher- und Normalspannung erfolgt analog der zweidimensionalen Methode, berechnete Werte werden im Punkt (i, j, k) gespeichert.

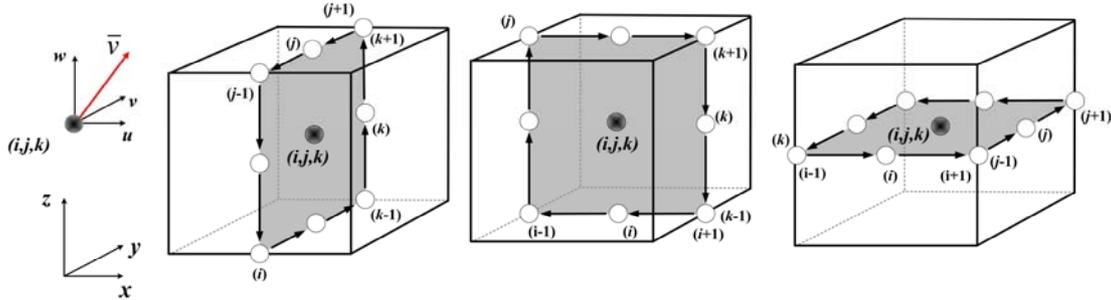


Bild 22: Berechnung der Wirbelstärke ω_x (links), ω_y (mitte) und ω_z (rechts)

Im räumlichen Fall treten Winkelgeschwindigkeiten um alle drei Achsen auf. Die zugehörigen Beziehungen erhält man durch zyklisches Vertauschen von ω_z . Die Rotation in x -Richtung ist linksdrehend positiv in Richtung der positiven x -Achse. Für ω_x und ω_y gilt

$$(\omega_x)_{j,k} = \frac{w_{j+1,k-1} + 2w_{j+1,k} + w_{j+1,k+1}}{8\Delta Y} - \frac{w_{j-1,k+1} + 2w_{j-1,k} + w_{j-1,k-1}}{8\Delta Y} - \frac{v_{j+1,k+1} + 2v_{j,k+1} + v_{j-1,k+1}}{8\Delta Z} + \frac{v_{j-1,k-1} + 2v_{j,k-1} + v_{j+1,k-1}}{8\Delta Z} \quad (66)$$

$$(\omega_y)_{i,j} = \frac{u_{i-1,k+1} + 2u_{i,k+1} + u_{i+1,k+1}}{8\Delta Z} - \frac{u_{i+1,k-1} + 2u_{i,k-1} + u_{i-1,k-1}}{8\Delta Z} - \frac{w_{i-1,k-1} + 2w_{i-1,k} + w_{i-1,k+1}}{8\Delta X} + \frac{w_{i+1,k+1} + 2w_{i+1,k} + w_{i+1,k-1}}{8\Delta X} \quad (67)$$

Die Berechnung der Scherraten erfolgt analog durch Vertauschen der Vorzeichen:

$$(\dot{\gamma}_x)_{j,k} = -\frac{w_{j+1,k-1} + 2w_{j+1,k} + w_{j+1,k+1}}{8\Delta Y} + \frac{w_{j-1,k+1} + 2w_{j-1,k} + w_{j-1,k-1}}{8\Delta Y} + \frac{v_{j+1,k+1} + 2v_{j,k+1} + v_{j-1,k+1}}{8\Delta Z} - \frac{v_{j-1,k-1} + 2v_{j,k-1} + v_{j+1,k-1}}{8\Delta Z} \quad (68)$$

$$\begin{aligned}
 (\dot{\gamma}_y)_{i,j} = & -\frac{u_{i-1,k+1} + 2u_{i,k+1} + u_{i+1,k+1}}{8\Delta Z} - \frac{u_{i+1,k-1} + 2u_{i,k-1} + u_{i-1,k-1}}{8\Delta Z} \\
 & + \frac{w_{i-1,k-1} + 2w_{i-1,k} + w_{i-1,k+1}}{8\Delta X} - \frac{w_{i+1,k+1} + 2w_{i+1,k} + w_{i+1,k-1}}{8\Delta X}
 \end{aligned}
 \tag{69}$$

4.6 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau ist in drei Bereiche unterteilt:

1. Lasersystem und Datenerfassung
2. Modellkasten mit Pumpkammer und Komprimiereinrichtung
3. Simulation des Körperkreislaufes

Der Modellkasten mit Pumpkammer wird zum Anfahren der Messebenen auf einem 3D-Verschiebetisch montiert, während das Lasersystem, bestehend aus Kamera und Laseroptik ortsfest bleiben. Mit der Anordnung ist eine Positionierung des Messvolumens mit einer Genauigkeit von 1/100 mm möglich.

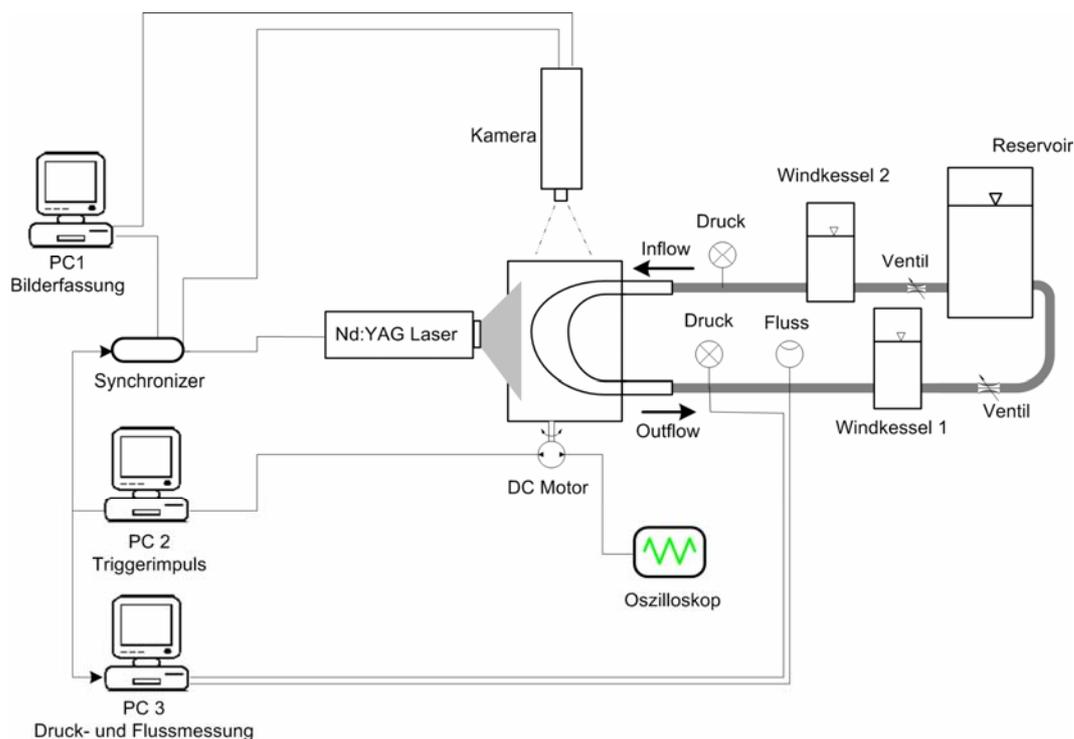


Bild 23: Versuchstand mit Laser und Datenerfassung (links), Modellkasten (mitte) und Kreislaufsimulation (rechts)

4.6.1 PIV Laser und Kamera

Der dimensionslose Skalierfaktor M (Magnitude), welcher unter anderem für die Berechnung der Partikeldichte (Seeding Density) herangezogen wird, entspricht dem Vergrößerungsfaktor des Objektes y auf dem Bild des CCD-Chips y' . Er berechnet sich zu

$$M = \frac{y'}{y} = \frac{8,8\text{mm}}{140\text{mm}} = 0,0063 \quad (70)$$

Mit Festlegung des Objektabstandes und des Skalierfaktors kann die Auflösung R_x des zu erwartenden Vektorfeldes bestimmt werden. Hierzu wird die Kleinfeldgröße I sowie der Überdeckungsfaktor O festgelegt. Um eine optimale Ausbeute an Vektoren zu erhalten, wird der rechteckige CCD-Chip (2/3“- Geometrie, Auflösung $R_{cx}=1280 \times 1024$ px) entsprechend dem rechteckigen Messvolumen (140 x 80 mm) ausgerichtet.

$$R_x = \frac{y \cdot I \cdot O}{R_{cx}} = \frac{140\text{mm} \cdot 32\text{px} \cdot 0,5}{1280\text{px}} = 1,75\text{mm} \quad (71)$$

Zur Festlegung der Pulszeit zwischen den Einzelaufnahmen ist die Kenntnis der zu erwartenden Geschwindigkeiten erforderlich. Ein zu großer Pulsabstand führt zu fehlerhaften Messungen aufgrund zu großer Partikelverschiebungen. Es erscheint deshalb sicherer, eine etwas höhere maximale Geschwindigkeit anzunehmen. Eine zu geringe Einschätzung der Geschwindigkeit verursacht den Verlust an Informationen dort, wo sie überschritten wird.

$$t_p = \frac{R_x \cdot q}{v_{\max}} \quad (72)$$

Nach R. J. Adrian [1], M. Raffel et al. [109] sollte q , abhängig von den vorherrschenden Strömungsbedingungen zwischen 0,2 und 0,4 gewählt werden. Die berechneten Pulszeiten finden sich im Versuchsprotokoll, Tabelle 5, S. 181.

Die Steuerung der Laser und der Kamera erfolgte mit Hilfe des PIV-Synchronizers, welcher durch ein extern generiertes Triggersignal angeregt wird. Während eines Periodendurchganges werden jeweils 36 Doppelbilder aufgenommen. Grundsätzlich ist die Aufnahme zweier Bilder kurz hintereinander durch die kürzeste Wiederholrate der Kamera und die Pulsrate des Lasers limitiert. Die Anordnung liefert damit maximal 10 Doppelbilder pro Sekunde.

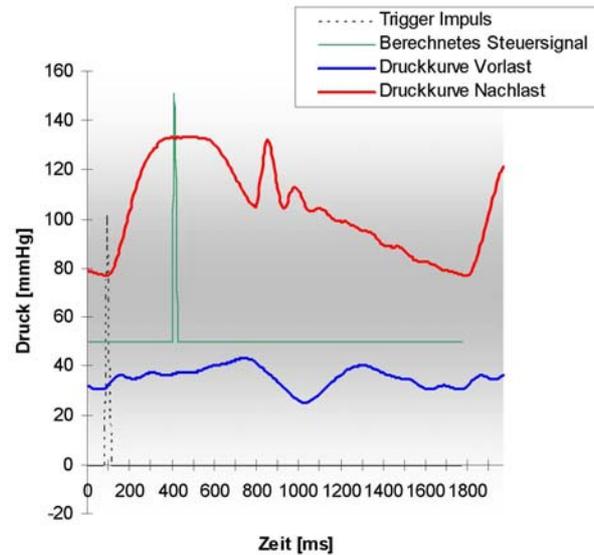


Bild 24: Detektiertes Signal und berechneter Triggerimpuls, der an den Synchronizer weiter gegeben wird.

Da sich der Pumpvorgang periodisch wiederholt, kann die Aufnahme einzelner Bildpaare zu diskreten Zeitpunkten in unterschiedlichen Pumpzyklen erfolgen, wodurch Aufnahmen zu beliebigen Phasen des Pumpzykluses möglich sind. Hierfür wird die Position der Druckplatte mittels Sensorik erfasst, das erforderliche Triggersignal mit einem zusätzlichen Computer und einer eigens entwickelten Software berechnet und als TTL-Signal ausgegeben. Bei einer Abtastrate von 10 kHz ermöglicht die Anordnung eine diskrete, zeitliche Auflösung des kompletten Pumpzyklus bei einer Genauigkeit von ± 1 ms.

4.6.2 Simulation des Herzunterstützungssystems

Die Messung der Geschwindigkeit durch die gekrümmte und permanent bewegte Kammerwand erfordert die Anpassung des Brechungsindex, da die Laserstrahlen unweigerlich abgelenkt würden. Um einen einheitlichen Strahlengang zu gewährleisten, wird die Pumpkammer in einem Modellkasten aus Plexiglas eingebettet, welcher mit Flüssigkeit (Glycerin-Wasser) der gleichen Brechzahl wie das Silikon der Kammer und das Modellfluid ($n=1,41$) befüllt ist. Somit verschwindet die bewegte Wand der Pumpkammer in Medien gleicher Brechungsindizes.

Die Kompression der Herzkammern erfolgt über eine Druckplatte, welche von einer exzentrisch arbeitenden Kinematik ausgelenkt wird. Im Modellkasten ist eine Exzentrerscheibe montiert, über ein Pleuel wird die Druckplatte vertikal bewegt (z-Richtung). Analog zum VAD ist sie rotierbar um die x-Achse gelagert. Der Antrieb des Exzentrers erfolgt stufenlos durch einen Gleichstrommotor. Die Auslenkung der Druckplatte kann an der Exzentrerscheibe in Abständen von 1 mm eingestellt werden. Für die Versuche wird eine maximale Kompression des Druckschlauches auf 9 mm eingestellt (= verbleibender Raum zwischen Druckplatte und Gehäuse).

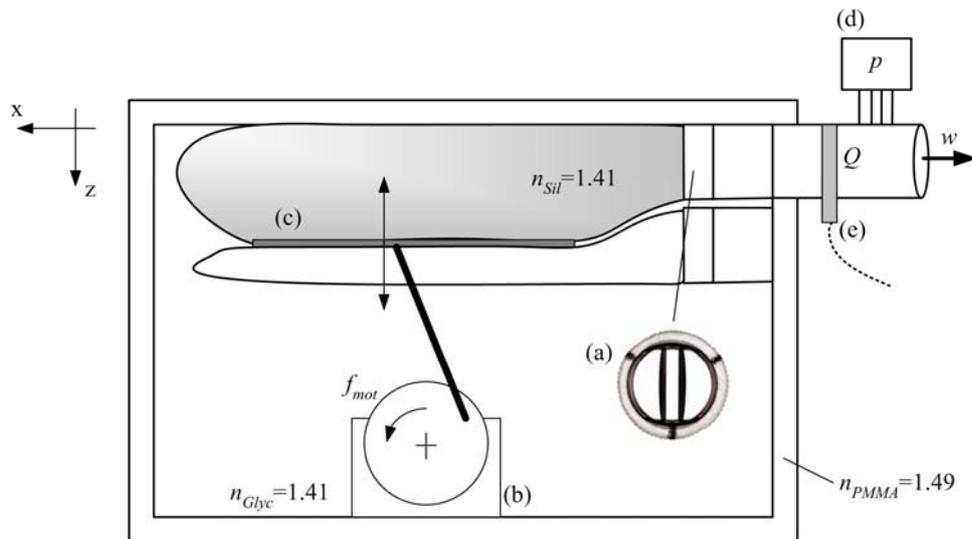


Bild 25: Modellkasten zur Simulation des VAD: (a) Herzklappenprothese, (b) Antrieb, (c) Druckplatte, (d) Drucksensor, (e) Volumenstromsensor

Mit einer vollen Umdrehung der Exzentrerscheibe wird die Pumpkammer entleert und wieder befüllt. Für Motorfrequenz f_{mot} und Pumpfrequenz f_p gilt der Zusammenhang

$$f_p = 2 \cdot f_{mot} \quad (73)$$

4.6.3 Simulation des Körperkreislaufes

Zur Simulation des Körperkreislaufes muss die Dehnbarkeit des arteriellen Systems berücksichtigt werden, D. Liotta et al. [79] ermittelten eine mittlere Compliance von $\bar{C} = 1/133$ [ml/Pa]. Für den Laborversuch kann die Dehnbarkeit der Gefäße mit Windkesselsystemen simuliert werden. Diese bewährte Technik wurde bereits vielfach etwa von H. Reul et al. [114] eingesetzt. B. Knierbein et al. [65] stellten eine Anordnung zum Testen künstlicher Herzen vor, die ein exaktes Einstellen der hämodynamischen Randbedingungen ermöglicht. Die verwendete Anordnung besteht aus zwei Windkesseln und einem Reservoir, welche miteinander verbunden sind.

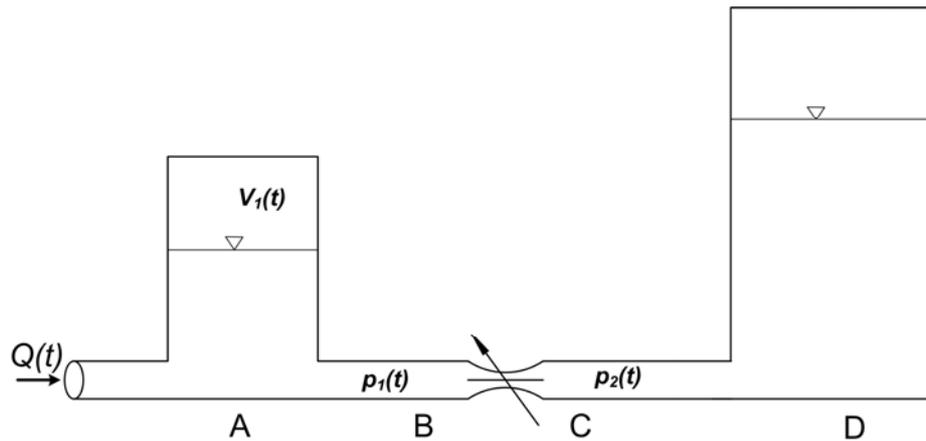


Bild 26: Windkessel und Reservoir zur Simulation von systemischer Compliance und Widerstand.

Bild 26 zeigt die sinngemäße Anordnung von Windkessel und Reservoir beispielhaft zur Simulation der arteriellen Compliance und Nachlast. Der vom VAD geförderte, pulsatile Volumenstrom $Q(t)$ wird zwischen B und C gedrosselt. Drossel B-C simuliert den systemischen Widerstand mit dem resultierenden, zeitabhängigen Druck $p_2(t)$. Im Windkessel A stellt sich abhängig von der Phasenlage der Druck $p_1(t)$ ein. In der VAD-Systole wird das Luftpolster in Windkessel A komprimiert, während es sich in der Diastole wieder ausdehnt und damit Druck $p_1(t)$ aufrechterhält. Durch Justieren von Drossel B-C und Anpassen des Luftpolsters kann mit der Anordnung das Verhältnis systolischer zu diastolischer Druck auf physiologische Werte eingestellt werden.

Zur Abschätzung der erforderlichen Größe der Luftpolster in den Windkesseln werden die von B. Knierbein et al. [65] mit Hilfe des allgemeinen Gasgesetzes, der Kontinuitätsgleichung sowie der instationären Bernoulli-Gleichung bestimmten Werte als Grundlage herangezogen. Ergebnis ist eine Differentialgleichung zweiter Ordnung, in welche der Fluss Q entsprechend einem physiologischen Strömungsprofil eingegeben wird. Als Ergebnis liefert die Gleichung den zeitabhängigen Druck p_1 , welcher den aortalen bzw. pulmonalen Druck repräsentiert. Für den systemischen Druck 120/80 mmHg sowie für den pulmonalen Druck von 40/20 mmHg wurden von Knierbein nach numerischer Lösung der Gleichung folgende Füllvolumen für die Windkessel bestimmt:

$$\begin{aligned} 1034 \text{ cm}^3 < V_0 < 2068 \text{ cm}^3 & \text{ Aorta} \\ V_0 < 2840 \text{ cm}^3 & \text{ Pulmonalis} \end{aligned}$$

Im Versuchsprotokoll (Tabelle 5, S. 181) sind die in den Strömungsuntersuchungen eingestellten Füllvolumina dokumentiert.

4.3.4 Modellfluide

Um die physiologische Relevanz der Messungen zu garantieren, werden die Fließeigenschaften des Blutes im Versuch nachgebildet. Das nichtnewtonsche Fließverhalten beeinflusst die Strömung besonders nach Verzweigungen und Krümmungen. Somit ist die Nachbildung der Blutviskosität eine notwendige Voraussetzung für eine exakte Simulation der Blutströmung.

Da für die PIV-Messungen ein transparentes Fluid erforderlich ist, kann Blut nicht verwendet werden. Als Ersatzfluid wird nach D. Liepsch et al. [76] eine Mischung bestehend aus DMSO, Wasser und Polyacrylamiden verwendet, die bei Raumtemperatur eine dem Blut ähnliche Viskosität besitzt. Zu beachten ist, dass Blut viskoelastische Eigenschaften mit scherverdünnendem, viskosem Fließverhalten besitzt. Bild 27 zeigt eine Vergleichsmessung der scheinbaren Viskosität über der Scherrate zwischen Blut bei 37°C und den Ersatzfluiden bei Raumtemperatur.

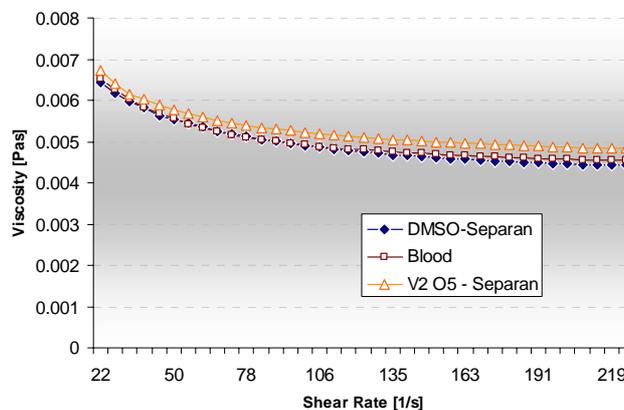


Bild 27: Viskosität der DMSO-H₂O-Separan-Lösung, der Vanadium-Pentoxid-Lösung sowie von Humanblut in Abhängigkeit der Scherrate.

Das scherverdünnende Fließverhalten ist deutlich erkennbar: Bei niedrigen Scherraten steigt die Viskosität über 6 mPas, bei hohen Scherraten sinkt sie bis auf 4 mPas ab. Beide Flüssigkeiten zeigen gute Übereinstimmung im gewählten Messbereich. Das gewählte Mischungsverhältnis der Modellfluide ist in Tabelle 5, S. 181 dokumentiert.

4.3.5 Versuchsdurchführung

R. J. Adrian [1] fordern für eine qualitativ hochwertige Korrelation etwa 10 bis 20 Partikel im Kleinfeld. Der Zusammenhang zwischen Kleinfeldgröße D und Teilchenzahl N ergibt sich zu

$$N = D^2 (\delta z_0) \cdot C \quad (74)$$

Da die Messebene durch die Dicke des Laserlichtschnittes keine ideale Ebene darstellt, muss ihre Dicke δz_0 berücksichtigt werden. Unter der Annahme, dass sich wenigsten N

= 12 Partikel im Kleinfeld befinden sollen, errechnet sich die minimale Partikeldichte für das Messvolumen zu

$$C = \frac{12}{D^2 \cdot \delta z_0} \quad (75)$$

Unter der Annahme einer homogenen Verteilung der Partikel wird mit Beziehung (75) die Partikeldichte C für das gesamte Modellfluid (Seeding Density) berechnet. Tabelle 5 zeigt die verwendeten Parameter der PIV-Messungen (s. Anhang, S. 181). Als Koordinatenursprung der Messebenen wird der Verzweigungspunkt zwischen Ein- und Auslass gewählt. Er ist zusätzlich mit einem Marker versehen und kann mit dem Lasersystem präzise fokussiert werden. Von hier ausgehend werden die Ebenen in Schnitten senkrecht zu allen drei Raumachsen durchgeführt (siehe Bild 28).

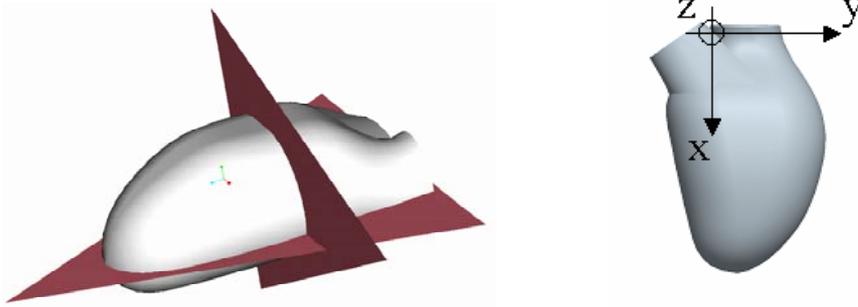


Bild 28 links: Lage der Laserebenen im Messvolumen, rechts:
Als Koordinatenursprung dient die Verzweigung von Ein- und Auslass

4.7 Sichtbarmachung der Strömung mit Spannungsoptik

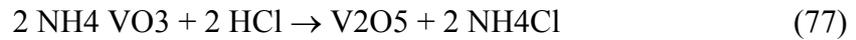
Um einen schnellen, qualitativen Überblick über die Strömungsvorgänge in der Pumpkammer zu erhalten, wird die Strömung mit Hilfe einer doppelbrechenden Flüssigkeit sichtbar gemacht. Liepsch et al. führten mit dieser Methode umfangreiche Strömungsuntersuchungen an Gefäßmodellen durch. Das Prinzip des spannungsoptischen Versuches beruht auf einem Polarisationsfilter (Polarisator), in dem nichtpolarisiertes Licht in x-Richtung gefiltert wird. Der Lichtstrahl durchsetzt das Messobjekt und einen weiteren Polarisationsfilter (Analysator), bei dem die Durchlassrichtung orthogonal zur x-Richtung ist. In der Regel ist damit das Licht ausgelöscht. Wird das Messobjekt durch Kräfte in einen Spannungszustand (σ_1 und σ_2) versetzt, wird der in x-Richtung polarisierte Lichtstrahl in zwei Komponenten zerlegt. Die beiden Strahlen des linear polarisierten Lichtes breiten sich mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten aus, es entsteht ein Gangunterschied Δs , der proportional der Differenz der Beträge der Hauptspannungen $\Delta s \approx |\sigma_1| - |\sigma_2|$ ist. Durch den Analysator gelangen nur die Teilkomponenten in y-Richtung, da letztere in gleicher Richtung schwingen und miteinander interferieren können. Je nach Gangunterschied Δs erscheint der Lichtfleck auf dem Beobachtungsschirm hell oder dunkel. Linien oder Gebiete gleicher Hauptspannungsdifferenz bilden sich als Linien gleicher Helligkeit ab. Sie werden als Isochromaten bezeichnet. Die Hauptgleichung der Spannungsoptik lautet

$$\delta = \frac{C}{\lambda} (|\sigma_1| - |\sigma_2|)d \quad (76)$$

mit der Wellenlänge λ des Lichtes im Vakuum, den Hauptspannungen σ_1 und σ_2 , der Modelldicke d und einer konstante C . Für $\delta = 0, 1, 2, \dots$ usw. spricht man von Isochromaten 0., 1., 2. Ordnung etc.. Fällt eine der Hauptspannungsrichtungen mit der Polarisationsrichtung zusammen, das ist der Fall, wenn $\alpha = 0^\circ$ bzw. $\alpha = 90^\circ$, geht der Lichtstrahl ohne Aufspaltung der Geschwindigkeit durch das Modell und wird vollständig absorbiert. Alle Punkte des Modells, in denen die Hauptspannungs- und Polarisationsrichtung gleich sind, erscheinen durch dunkle Linien verbunden (sog. Isoklinen).

Das verwendete Diffuslicht-Polariskop besteht aus einem Lampenkasten, der mit einer weißen Lichtquelle (Natriumdampflampe) ausgestattet ist. Über die Mattscheibe trifft das Licht auf die beiden Polfilter (Polarisator, Analysator). Die Filter bestehen aus einer Polarisationsfolie und einer Viertelwellenfolie, die zwischen Glasplatten eingebracht sind. Soll zirkular polarisiertes Licht verwendet werden, muss die Viertelwellenfolie vor dem Analysator bzw. hinter dem Polarisator angebracht werden. Für linear polarisiertes Licht werden die Folien entsprechend außerhalb der Polarisatoren angeordnet. Die Polarisationsfilter sind in ihrer Ebene drehbar gelagert und mit einer Winkелеinteilung versehen. Sie können gleichzeitig gedreht werden, wodurch die Sichtbarmachung der Spannung in verschiedenen Schnitten des Messobjektes möglich ist.

Als Modellfluid wird Vanadium-Pentoxid-Sol verwendet. Es ist fast klar und erscheint dem Auge optisch isotrop, die Farbe ist rot. Die chemische Summenformel lautet:



Um ein Koagulieren zu vermeiden, muss bei der Herstellung darauf geachtet werden, dass die Flüssigkeit mit destilliertem Wasser angesetzt wird und im Strömungskreislauf nicht mit Metallen in Berührung kommt.

Strömt das Fluid durch ein Messvolumen, richten die Scherkräfte die Längsachse der Mizellen in Strömungsrichtung aus. Erhöht sich der Geschwindigkeitsgradient und damit die Scherspannungen, verstärkt sich die Doppelbrechung. In einem geraden Rohr bildet das Maximum des Strömungsparaboloiden in Rohrmitte eine dunkle Linie (Isokline), während die Scherschichten bis zur Rohrwand unterschiedliche Schattierungen aufweisen (Isochromaten n-ter Ordnung).

5 Antriebstechnik und Pumpkammern

5.1 Arbeitsweise des Herunterstützungssystems

Die entwickelte Pumpe arbeitet mit zwei Kammern, welche wechselseitig von einer rigiden Druckplatte komprimiert werden. Der nach dem Verdrängungsprinzip geförderte Volumenstrom wird als Produkt von Auswurfvolumen („Stroke Volume“) und Pumpfrequenz dargestellt.

$$\bar{Q} = f \cdot V_{Stroke} \quad (78)$$

Fluid wird von der Herzspitze entnommen und durch ein flexibles Konduit¹⁰ dem Adapter (1) zugeführt. Wird Schlauch (3b) von der Druckplatte komprimiert, kann sich Schlauch (3a) öffnen und mit dem Druck des linken Ventrikels befüllen.

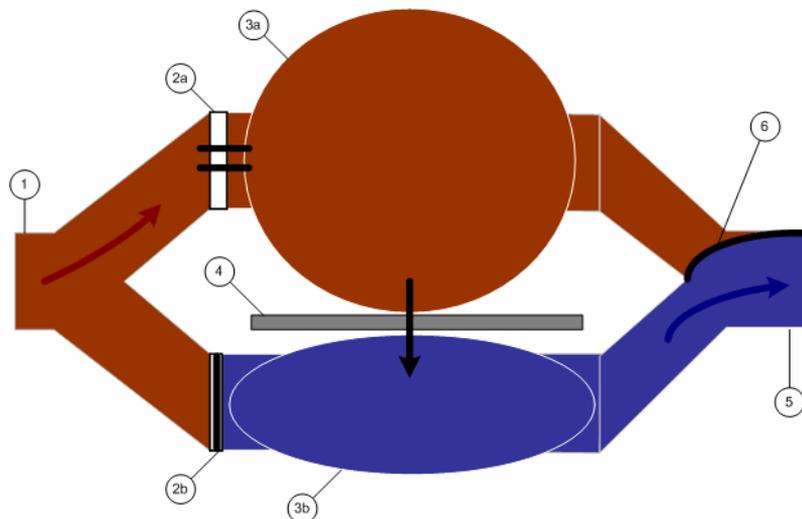


Bild 29: Pumpprinzip des VAD: (1) Inflow Adapter, (2a) und (2b) Herzklappenprothesen, (3a) und (3b) Pumpschläuche, (4) Druckplatte, (5) Outflow Adapter, (6) Segelventil

Während der Befüllung von Schlauch (3a) öffnet sich Ventil (2a). Durch das Komprimieren des Schlauches (3b) wird hoher Druck erzeugt (~ 120 mmHg), so dass Ventil (2b) schließt und Segelventil (6) in die obere Position klappt. Der Auslass von

¹⁰ Flexible, biokompatible Prothese zum Anschluss an das native Herz; in der Regel aus Gewebe oder Gore-Tex[®] hergestellt.

Schlauch (3a) wird verschlossen und die Kammer befüllt. Hat die Druckplatte ihren unteren, maximalen Auslenkungspunkt erreicht, setzt die gegenläufige Bewegung ein, d.h. Schlauch (3a) wird komprimiert, was unmittelbar zum Schließen von Ventil (2a) und dem Umschlagen des Segelventils in die untere Position führt. Blut wird aus Schlauch (3a) ausgetrieben, gleichzeitig befüllt sich Schlauch (3b).

Die Technik erlaubt gleichzeitiges Befüllen einer Kammer und das Auswerfen des Blutes aus der Anderen, wodurch kein Volumenausgleich wie bei Einkammersystemen erforderlich ist. Die Antriebseinheit arbeitet mit halber Drehzahl. Dadurch kann Energie gespart und die Dauerbelastbarkeit erhöht werden. Durch die Zweikammertechnik ergeben sich für die Pumpe zwei Anwendungsgebiete:

1. Univentrikuläre Unterstützung durch Zusammenfassen beider Kammern zu einem Ein- und Auslass. Anschluss an die Herzspitze (=Saugseite bzw. Vorlast) sowie an die Aorta (=Druckseite bzw. Nachlast)
2. Biventrikuläre Unterstützung durch Unterstützung des linken und rechten Ventrikels mit jeweils einer Kammer des VAD. Anschluss an die Herzspitze (Vorlast) und die Aorta bzw. Pulmonalis (Nachlast). Der Anschluss kann günstigerweise mit einem eigens entwickelten Doppeladapter erfolgen, der Blut sowohl aus dem LV als auch aus dem RV entnehmen kann, siehe auch Th. Schmid [125], Th. Schmid et al. [126].

Da das VAD voll implantierbar ist, wird es nach dem Medizinproduktegesetz (MPG) in die Kategorie III – *Herzklappen und aktive Implantate*¹¹ eingeordnet. Oberflächen, die mit Gewebe oder Körperflüssigkeiten in Kontakt kommen, müssen aus biokompatiblen Materialien gefertigt werden, das Implantat darf umliegendes Gewebe oder Blut nicht mehr als zwei Kelvin über Körpertemperatur erwärmen. Das vollständig implantierbare System erlaubt eine schnelle Mobilisierung des Patienten. Es soll deshalb zunächst als Überbrückung zur Transplantation (BTT), mittelfristig als Alternative zur Transplantation (ATT) eingesetzt werden. Die Haltbarkeit der Pumpe und aller eingesetzten Komponenten soll in der ersten Ausbaustufe mindestens 2 Jahre betragen. Um eine adäquate Perfusion auch im Fall eines totalen Ausfalls des linken Ventrikels zu gewährleisten, soll die Pumpe mindestens das Herzzeitvolumen (HZV) eines Erwachsenen Mannes von etwa 4,5 l/min gegen eine Nachlast von 120/80 mmHG fördern können.

5.2 Verifikation der Kinematik

Im Rahmen der Arbeit werden verschiedene Bewegungsmechanismen getestet und strömungsmechanisch verifiziert. Am effektivsten wird die Pumpkammer durch eine reine Translation \dot{z} der Druckplatte ausgepresst (siehe Bild 30-A). Die Platte erzeugt keine punktuellen Eingriffe und drückt den Schlauch in allen Bereichen gleichförmig aus. (Prototyp LVAS-1). Dabei sitzt der Antrieb in der Mitte der gebogenen Kammern. Um die Rotation des Motors in eine translatorische Bewegung der Druckplatte zu wandeln, wird eine Gewindespindel (DLR-Planeten-Wälz-Gewindespindel) verwendet.

¹¹ Es gelten insbesondere die EU-Richtlinien 90/385/EWG, 93/42/EWG, 98/79/EG

Aus der Anordnung resultiert eine kompakte Bauweise des Systems. Durch den einseitigen Krafteingriff neigt die Druckplatte jedoch zum Verkippen, wodurch hohe Reibungsverluste in der Linearführung entstehen. Um pulsatilem Fluss zu erzeugen, muss die Drehzahl des Antriebs geregelt werden, zudem ist eine Richtungsumkehr beim Erreichen der maximalen Auslenkungspunkte erforderlich, was erhöhten Energieverbrauch bedingt.

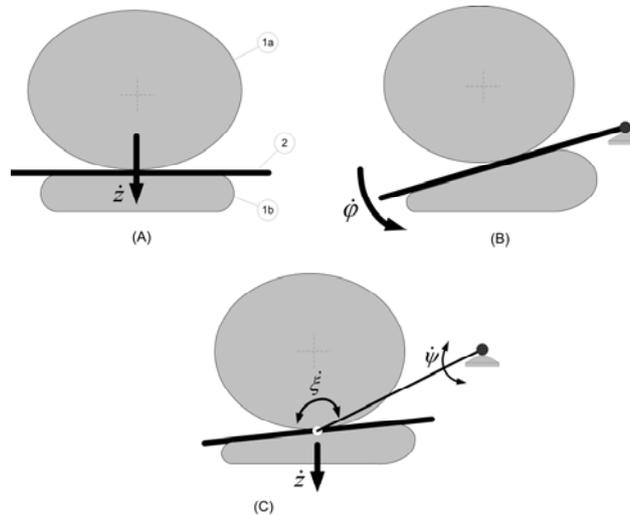


Bild 30: Entwicklung der Kinematik der Druckplatte von einer reinen Translation (A), über eine kippende Bewegung (B) zur Kombination von Kippen, Translation und freier Rotation der Druckplatte (C)

Alternativ kann die Druckplatte an einer Seite, günstigerweise dort wo die Auslassventile des Schlauches sitzen, gelagert werden (Prototyp LVAS-2). Die Einleitung der Kraft erfolgt am anderen Ende, wodurch Hebelwirkung entsteht (siehe Bild 30-B). Der Eingriff der Platte erfolgt über den gesamten Schlauch und belastet alle Bereiche gleichmäßig. Durch die Hebelwirkung wird der Energieverbrauch minimiert. Allerdings werden die Pumpschläuche durch die fixe, auslassseitige Lagerung nicht vollständig ausgepresst. Bei den zu Beginn eingesetzten, gebogenen Kammern führt dies zu einer Verstärkung des ohnehin vorhandenen Rezirkulationsgebietes an der inneren Schlauchwand und damit zu insuffizientem Auswaschen der Kammer.

Auf Basis der Ergebnisse mit LVAS-1 und LVAS-2 wird eine neue Kinematik vorgestellt, die eine quasi-Translation mit einer freien Rotation ξ der Druckplatte um eine zusätzlichen Achse erlaubt, Th. Schmid et al. [127], Th. Schmid et al. [128]. Dadurch wird ein der Kippbewegung (B) ähnliches Verhalten erzielt. Durch die Rotation ψ erzeugte Linearitäten liegen im Bereich $< 1,5$ mm und werden von der Elastizität der Pumpkammern aufgenommen. Durch den zusätzlichen Freiheitsgrad kann sich die Druckplatte den Druck- und Befüllungsverhältnissen in der Pumpkammer anpassen. Die quasi translatorische Gesamtbewegung der Druckplatte ermöglicht optimales Auspressen aller Bereiche des Pumpschlauches. Mit dieser Kinematik wurden während der Versuche die besten Resultate hinsichtlich Strömungsdynamik, Auswaschen der Kammern und Energieverbrauch erzielt, Th. Schmid et al. [127].

$$s(t) = r_3 \cdot \sin \left[\frac{r_1}{r_2} \Delta t_s \omega \right] \quad (79)$$

Die Pumpkammern können mechanisch mit Druckplatte und Gehäuse verbunden (z.B. verklebt) werden. Dadurch ist die Pumpe in der Lage, Fluid anzusaugen. Werden die Schläuche nicht verklebt, findet die Befüllung frei, d.h. unter den Druckverhältnissen am Einlass statt.



Bild 32: Entwickeltes Unterstützungssystem mit ventrikelförmigen Pumpkammern (Typ II)

Bild 32 zeigt das entwickelte Herzunterstützungssystem LVAS-4, ausgerüstet mit den ventrikelförmigen Pumpkammern (Typ II). Im Bild rechts ist das Anschlusskonduit für die Aorta, in der Mitte die Y-Anschlüsse sowie das Verbindungselement zur Herzspitze.



Bild 33: Halbschalen des entwickelten Herzunterstützungsystems LVAS-4

Um eine einfache Montierbarkeit zu gewährleisten, werden die Schläuche je in einer Halbschale verklebt. Die Antriebseinheit wird dem Gehäuse verschraubt (siehe Bild 33).



Bild 34: Entwickeltes Unterstützungssystem mit bogenförmigen Pumpkammern

Erste Akutversuche wurden mit dem Unterstützungssystem LVAS-3 durchgeführt. Es ist mit den (modifizierten) bogenförmigen Pumpkammern ausgestattet. Bild 34 zeigt VAD und Elektronik (rechts im Bild), welche an einem extrakorporalen Gürtel getragen werden kann. In der Mitte und im Vordergrund sind die Anschlusskanülen an Aorta und Herz zu erkennen. Die Systeme LVAS-1 und LVAS-2 (nicht abgebildet) dienen zur Verifikation des Zweikammerkonzeptes sowie der Antriebstechnik und wurden ausschließlich in Laborversuchen eingesetzt.

5.3 Pumpkammern

Der Auswurf des Fluids im Ventrikel erfolgt durch Verkleinerung des Querschnittes des Pumpschlauches. Während dieser durch die Auslenkung s der Druckplatte reduziert wird, ändert sich der Umfang nur durch die Dehnbarkeit (Compliance) der Kammer, welche vom Druck abhängt. Für eine erste Abschätzung kann die Querschnittsänderung des idealen Schlauches in Abhängigkeit vom Weg s der Druckplatte berechnet werden. Dabei wird vorausgesetzt, dass der Umfang $U(s)$ konstant bleibt.

$$U(s) = \pi \cdot s + 2 \cdot l = 2\pi \cdot r_0 \quad (80)$$

Für die verbleibende Querschnittsfläche gilt

$$A(s) = \frac{s^2}{4}\pi + s \cdot l \quad (81)$$

Da zwischen der Position der Druckplatte und dem Kammerdruck kein unmittelbarer Zusammenhang besteht, kann der exakte Umfang $U(s)$ in Abhängigkeit der Phasenlage der Druckplatte nur aus dem Experiment gewonnen werden. Das Laserlichtschnittverfahren PIV liefert neben der Strömungsmessung auch die Geometrie der Pumpkammer im Schnitt und wird deshalb für die Bestimmung der realen Geometrie herangezogen. Hierfür wird eine Software entwickelt, welche aus den PIV-Schnittbildern die Wandinformation extrahiert und zu einem digitalen, dreidimensionalen Modell generiert. Damit kann die reale Wandbewegung nachvollzogen und zusätzlich zu den Messungen eine Simulation der Strömung durchgeführt werden.

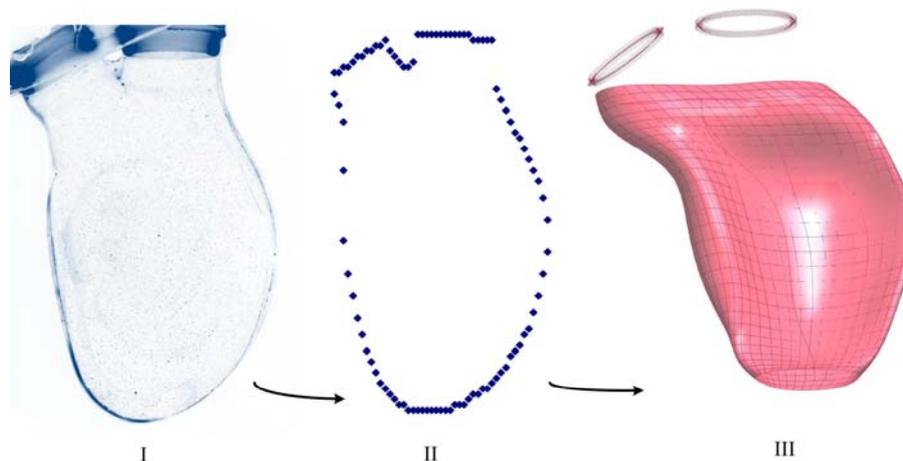


Bild 35: Berechnung der Kammergeometrie aus den PIV-Schnittbildern mit einer eigens entwickelten Software. (I) PIV-Schnittbild, (II) extrahierte Bildpunkte der Kammerwand, (III) Korrelation der Schnittebenen zu einem 3D-Volumen.

5.3.1 Pumpkammern auf Basis des linken menschlichen Ventrikels

Zur Optimierung der Strömungsdynamik werden Pumpkammern auf Grundlage des linken menschlichen Ventrikels entwickelt. Hierfür wird mittels MRI (Magnet Resonanz Imaging) der LV eines gesunden, erwachsenen Mannes (Alter: 35 Jahre) mit einer Schichtdicke von 2 mm digitalisiert. Über einen Pulszyklus werden 18 Phasen aufgenommen, auf Grundlage des Basisdatensatzes ein volumenbasiertes, dreidimensionales Modell des Ventrikels erstellt. Die Umrechnung der MRI-Daten in ein gängiges Grafikformat erfolgt mit einer für dieses Projekt entwickelten Software des Fraunhofer Institutes.

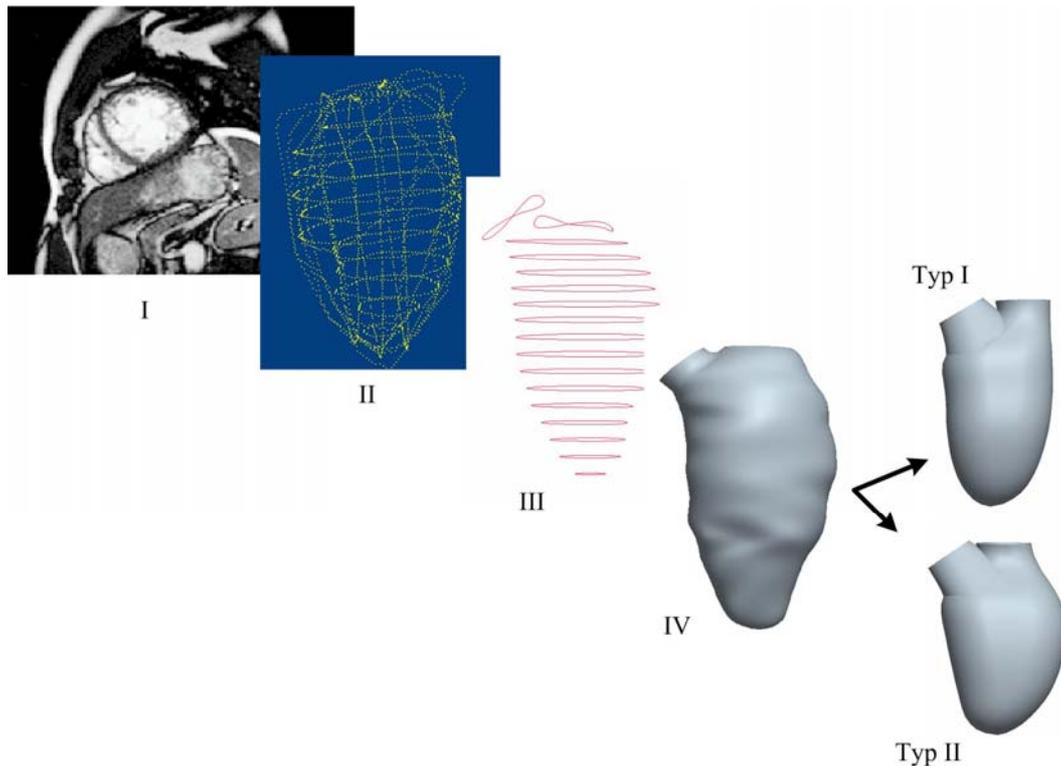


Bild 36: Entwicklung der Pumpkammern auf Basis eines gesunden, menschlichen Ventrikels (I). Die mit Hilfe der Fraunhofer-Software berechneten Splines (II und III) dienen als Grundlage für die Modellierung des Ventrikels in ProEngineer® (IV) und als Basis für die Entwicklung der Pumpkammern (Typ I und Typ II).

Zur Entwicklung der Pumpkammern wird aus den gewonnenen MRI-Bildern die Phase der maximalen Diastole herangezogen (t_{18}). Hier ist die Relaxation des Ventrikels am größten. Im Folgenden wird die Länge der Längsachse, gemessen von der Verzweigung zwischen den Klappen bis zur Kammerspitze, als dimensionslose Bezugsgröße (100%) für die übrige Masse herangezogen.

Bild 37 zeigt den relaxierten Ventrikel. Er ist über seine gesamte Länge nahezu kreisrund, sein maximale Durchmesser (52%) liegt etwa 38% hinter der Verzweigung. Analog weist der größte Durchmesser in der Lateralebene etwa 50% der Ventrikellänge auf (vgl. Bild 37, rechts). Der Öffnungsdurchmesser der Mitralklappe liegt bei ca. 35%, der Abgang zur Aorta bei ca. 21%. Der Öffnungswinkel zwischen den Klappen liegt bei etwa 40°.

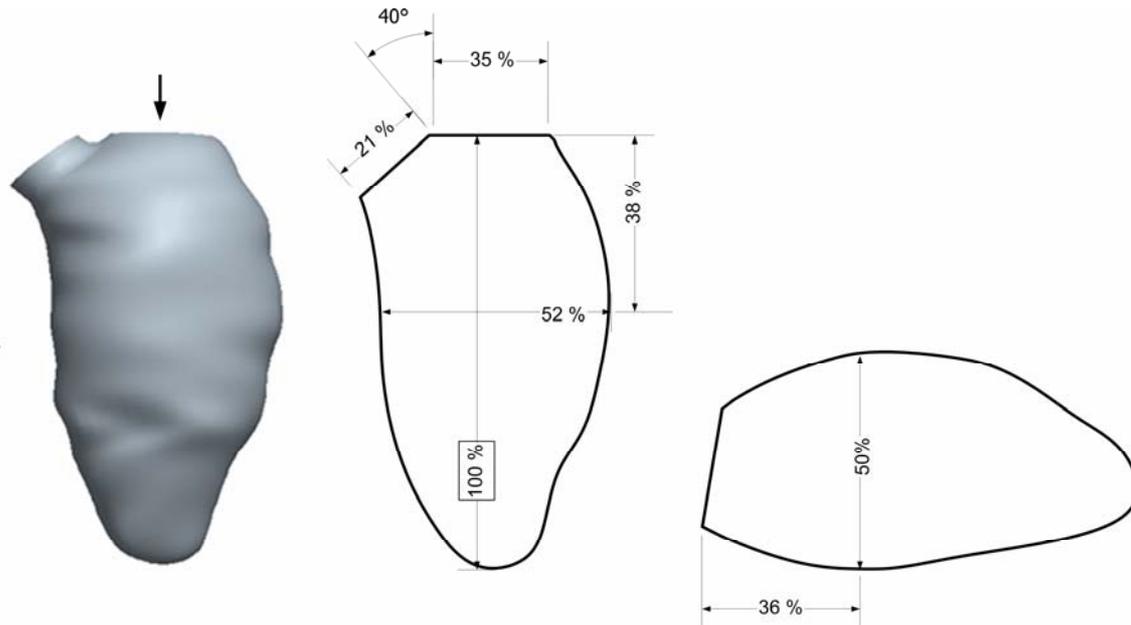


Bild 37: Menschlicher, linker Ventrikel während der maximalen Erschlaffung (Enddiastole, t_{18}). Links: Konvertiertes CAD-Bild, mitte: Schnittansicht der Hauptebene, rechts: Schnittansicht der Lateralebene.

Mittels CAD werden zwei volumenbasierte Pumpkammern entworfen. Typ I soll als verkleinerte Kammer (ca. 60% des physiologischen Volumens) vor allem die kompakte Bauweise des Unterstützungssystems gewährleisten. Die rechte Kammerwand (xz-Ebene) ist von der Mitralklappe bis zum Apex gerade nach unten. Die linke Wand der Pumpkammer läuft ebenfalls quasi senkrecht vom Apex zur Aortenklappe gezogen (siehe Bild 38). Der größte Kammerquerschnitt liegt in der Hauptebene ähnlich dem menschlichen Ventrikel bei etwa 52% der Kammerlänge. In der Lateralebene wurde die Kammer mit 41% flacher gestaltet als das natürliche Vorbild. Der Auslass ist mit 22% annähernd so groß wie die physiologische Aortenklappe, der Einlass liegt mit 26% deutlich unter dem Wert der Mitralklappe (35%). Der Winkel zwischen den Klappen beträgt 29° .

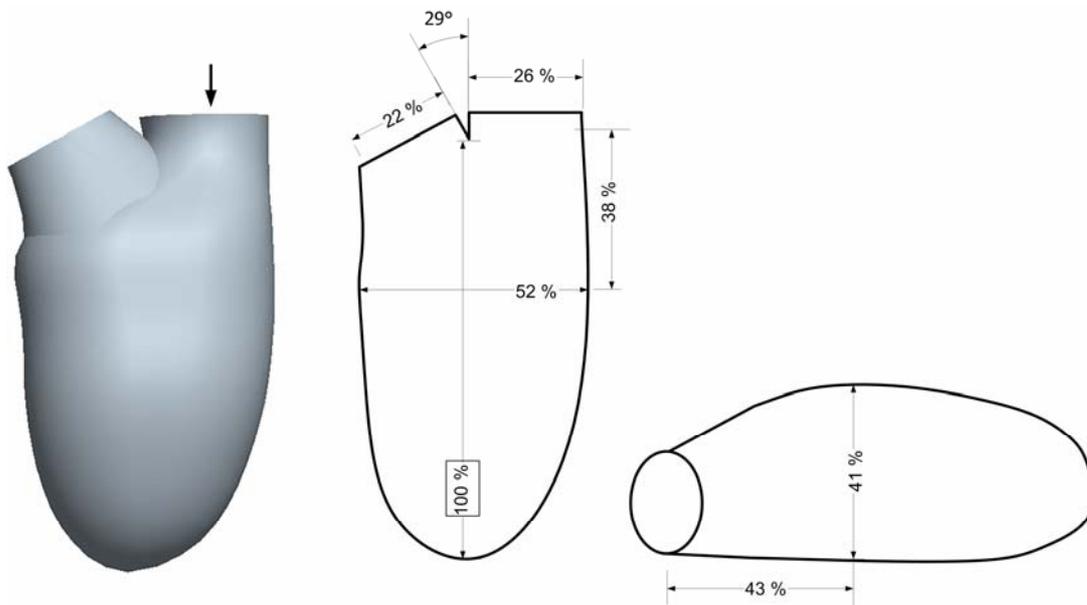


Bild 38: Entwickelte Pumpkammer Typ I. Ansicht der Hauptebene (links, mitte) und der Lateralebene (rechts).

Mit Entwicklung der zweiten Kammer (Typ II) liegt das soll vor allem die physiologische Strömung während der Befüllungsphase nachgebildet werden. Das maximale Volumen beträgt ca. 87% des physiologischen Vorbildes. Die Geometrie ist an der rechten Kammerwand nach außen gekrümmt, die linke Kammerwand läuft vom Apex zurück zur Aortenklappe leicht schräg, analog dem menschlichen Ventrikel.

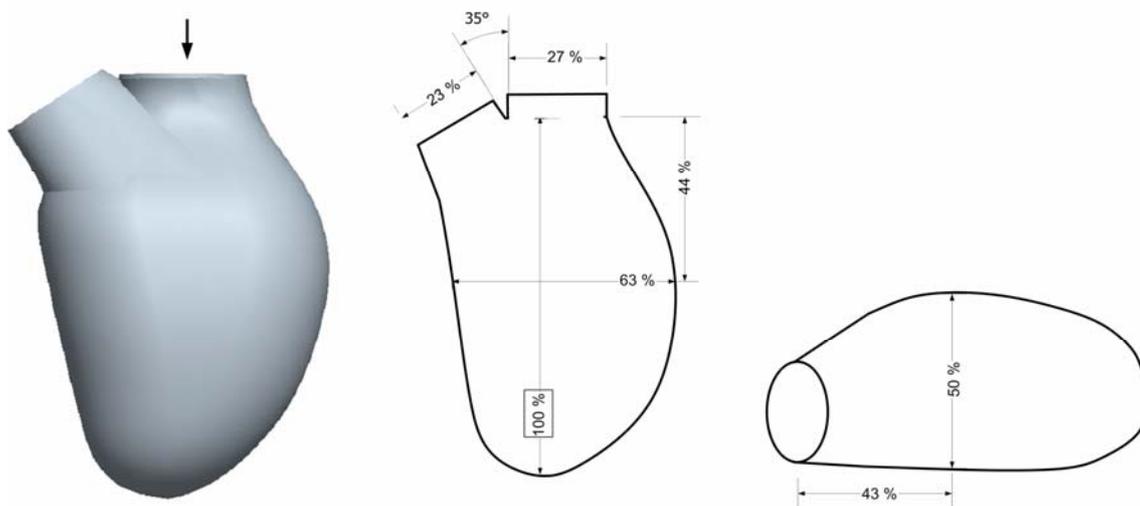


Bild 39: Entwickelte Pumpkammer Typ II. Ansicht der Hauptebene (links, mitte) und der Lateralebene (rechts).

Der größte Querschnitt beträgt 63% der Kammerlänge. Der Öffnungswinkel der Klappen beträgt 35° , der Querschnitt des Einlaufes liegt mit 27% unter dem Wert des physiologischen Ventrikels. Der Einlass (Mitralklappe) sitzt bei Kammer Typ I und Typ II nicht wie beim Ventrikel in Kammermitte, sondern am unteren Rand. Dadurch kann der Schlauch am Gehäuse aufliegen und erfährt keine übermäßige mechanische Beanspruchung.

Da sich das Herz während der Systole auch in axialer Richtung verkürzt, ist das Auswaschen der Herzspitze sichergestellt. Dies konnte etwa von R. Keber [60] durch Simulationsrechnungen bestätigt werden. Bei der Kompression durch die Druckplatte im Herzunterstützungssystem findet diese Verkürzung nicht statt (siehe Bild 40).

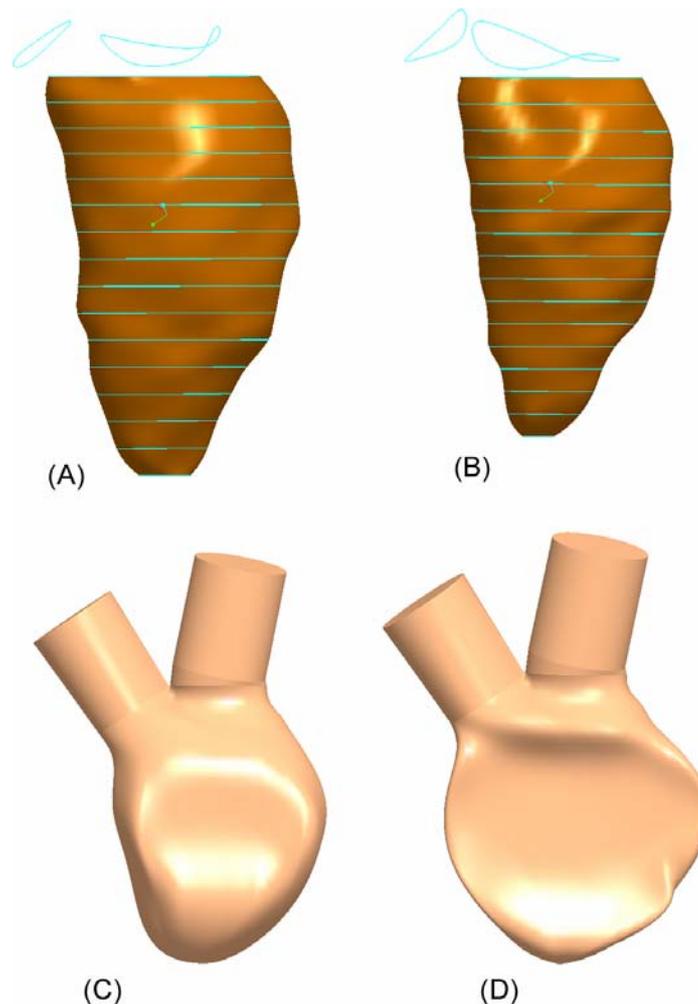


Bild 40: Wandbewegung während des Pumpvorganges. Reihe oben: Menschlicher Ventrikel; unten: Entwickelte Pumpkammer beim Einsatz mit einer festen Druckplatte. (A) und (C) enddiastolische Phase, (B) und (D) endsystolische Phase (maximale Kompression).

Da sich die Kompression im VAD von der natürlichen Herzbewegung unterscheidet, muss die Geometrie der Pumpkammer an das VAD und die Druckplattenkinematik angepasst werden. Während der physiologischen Systole komprimiert der LV durch

Zusammenziehen des spiralenförmigen Myokardiums gleichförmig, was zu einer gleichmäßigen Reduktion des Durchmessers führt. Zusätzlich findet eine axiale Verkürzung statt, die das Fluid zum Ende der Systole Richtung Aortenklappe drückt (vgl. Bild 41 –B).

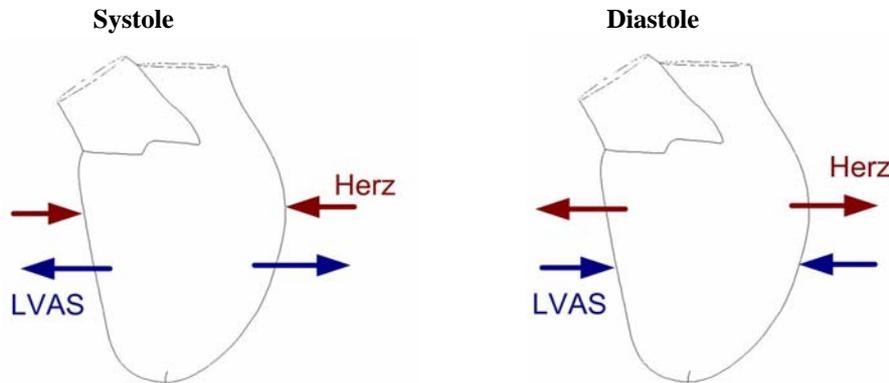


Bild 41: Links: Bewegung der Kammerwand während der Auswurfphase (Systole).
Rechts: Bewegung der Kammerwand während der Befüllungsphase (Diastole)

Bei der Kompression durch eine Druckplatte oder durch Hydraulik vergrößert sich während der Auswurfphase der Durchmesser bei gleichzeitiger Querschnittsverkleinerung. Die Kammer wird auf die Form einer Ellipse komprimiert. Zum Ende der Auswurfphase ist der Durchmesser der Pumpkammer am VAD maximal, während er beim Herzventrikel minimal ist (siehe Bild 41, Bild 41 B und D). Während des Befüllungsvorganges gibt die Druckplatte (oder Hydraulik) den Schlauch wieder frei, wodurch sich der Durchmesser bis auf seinen ursprünglichen Radius r_0 zurückformt. Das bedeutet, dass sich linke und rechte Wand des künstlichen Ventrikels nach innen bewegen, die obere Wand (mit der Druckplatte) nach oben wandert, die untere Wand durch das Gehäuse keine Bewegung ausführt. Im Gegensatz dazu weitet sich der physiologische Ventrikel gleichmäßig und verlängert sich in axialer Richtung wieder auf seine enddiastolische Größe.

Um das Durchspülen der Herzspitze (Apex) in den Pumpkammern sicherzustellen, werden sie deshalb mit einem größeren Radius als der menschliche Ventrikel ausgeführt. Tabelle 2 gibt einen Überblick zu den Geometriedaten der entwickelten Pumpkammern im Vergleich zum physiologischen Ventrikel.

Tabelle 2: Geometrie der Pumpkammern V1 und V2 und des Ventrikel in Phase 18				
	Einheit	Vent Phase 18	Typ I	Typ II
Volumen	ml	164	88	123
Länge	mm	101	85	90
Einlass (\varnothing / Fläche)	mm/mm ²	- / 452	23 / 415	23 / 415
Auslass (\varnothing / Fläche)	mm/mm ²	20,5 / 329	20 / 314	20 / 314

5.3.2 Optimierung der ventrikelförmigen Kammern

Auf Grundlage der durchgeführten Messungen und numerischer Simulationsrechnungen wird eine optimierte Geometrie der Pumpkammer vorgestellt. Charakteristisch für die verbesserte Kammerform ist ein größerer Öffnungswinkel (50°), größere Querschnitte der Zuläufe mit 33% sowohl am Ein- als auch am Auslass, als auch ein größerer Maximaler Querschnitt von 72% der Kammerlänge. Ferner ist der Einlass in der Lateralebene um 10° geneigt. Die Kammer ist im Gegensatz zu Typ I und Typ II am Boden nicht gerade, sondern erhält eine Aussackung von ca. 11% (siehe Bild 42, rechts).

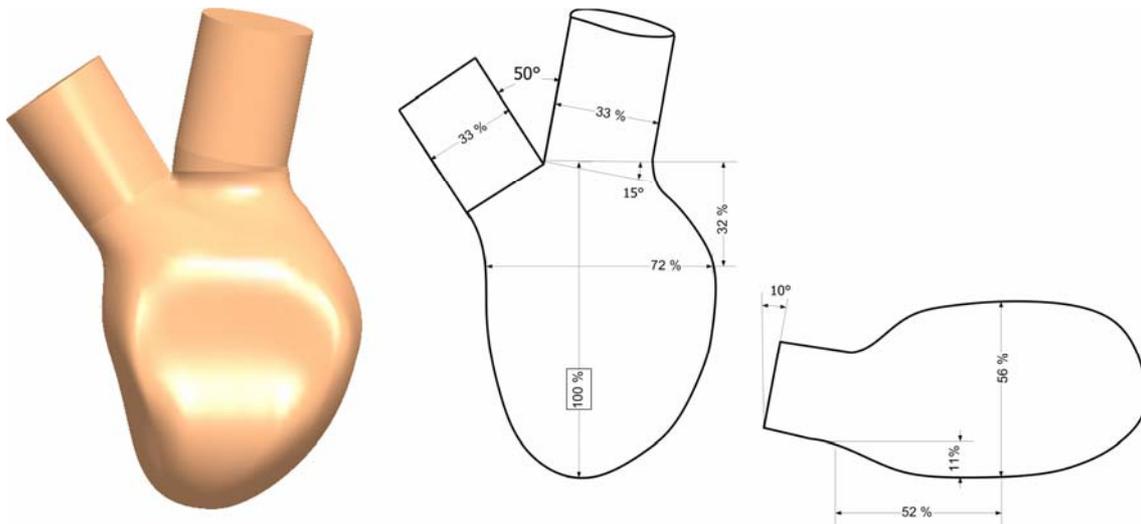


Bild 42: Optimierte Pumpkammer. Ansicht der Hauptebene (links, mitte) und der Lateralebene (rechts).

Analog wird die bislang plane Druckplatte (Dicke: 5mm) modifiziert. Sie wird profiliert gefertigt, ihre größte Stärke hat sie in der Mitte mit etwa 10% der Kammerlänge (siehe Bild 43). An den Kanten ist sie abgerundet, ihre Länge beträgt 73%, ihre größte Breite 66% der Kammerlänge. Die Druckplatte ist schmaler als die Kammer bei maximaler Kompression. Dadurch kann sich an den Rändern ein Wulst bilden und das Schlauchmaterial ausweichen.

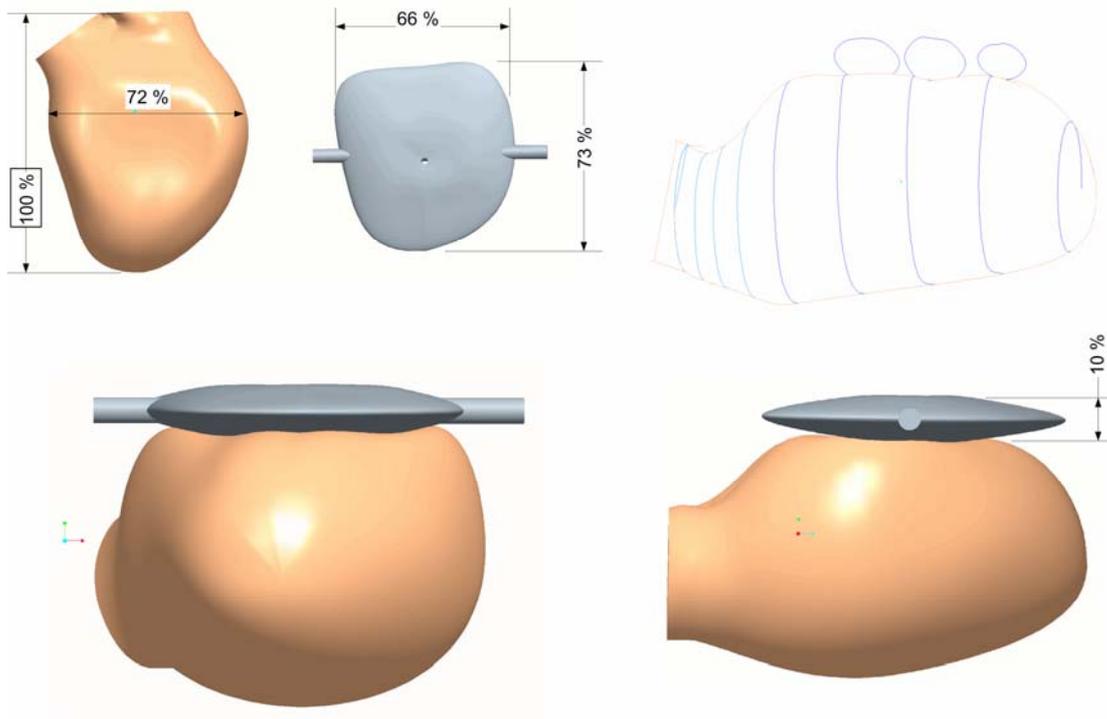


Bild 43: Optimierte Druckplatte.

5.3.3 Pumpkammern in U-Form

Ausgehend vom ersten Prototyp LVAS-1 wurden für die Systeme LVAS-2 und LVAS-3 zunächst Pumpkammern in Form eines gekrümmten Bogens mit variablem Durchmesser entwickelt. Die Antriebseinheit kann dabei im Zentrum des Bogens platziert werden, wodurch eine kompakte Bauform erreicht wird. Die entwickelte Geometrie basiert auf einem gekrümmten Rohr mit einem Öffnungswinkel von 165° . Der Durchmesser des Rohres steigt von $D_{Inflow} = 20$ mm kontinuierlich auf $D_{Mitte} = 42$ mm in der Mitte des Bogens an. Zum Auslass wird der Durchmesser wieder auf $D_{outflow} = 20$ mm reduziert. Die Pumpkammern sind symmetrisch.

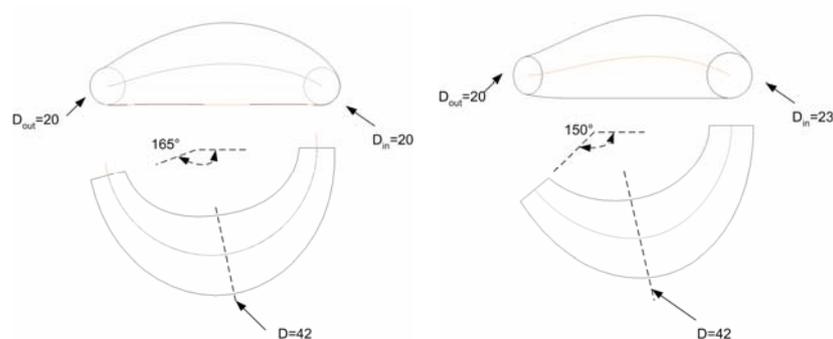


Bild 44: Bogenförmige Pumpkammern der Prototypen LVAS-2 und LVAS-3

Auf Grundlage der durchgeführten Strömungsmessungen wurde eine optimierte Geometrie entwickelt und gefertigt. Der Öffnungswinkel beträgt 150° (statt 165°), der maximale Durchmesser $D_{Mitte} = 42$ mm wird in das hintere Drittel der Kammer verlegt. Der Durchmesser des Einlaufes ist auf $D_{Inflow} = 23$ mm erhöht. Dadurch erhält die Kammer eine asymmetrische Form.

5.3.4 Fertigungsverfahren

Für die Fertigung der Pumpkammern des VAD werden Polyurethane (PUR) verwendet. Polyurethane sind Polymere mit einer Urethangruppe. Für die Pumpkammern künstlicher Herzen werden ausschließlich Polyurethane auf Basis von Polyethen verwendet, da sie hydrolytisch stabil sind. Tabelle 9 gibt einen Überblick am Markt erhältlicher, zertifizierter Poly(ether)urethane (s. Anhang, S. 182).

Zur Verifikation der Pumpkammern durch Strömungsversuche *in vitro* ist PUR ungeeignet, da die Kammern nicht transparent sind. Hier eignen sich Polysiloxane, welche unter Laborbedingungen einfach verarbeitet werden können. Nach E. Wintermantel et al. [159] werden diese sog. Silikone seit über 40 Jahren in der Medizintechnik für verschiedenste Anwendungen eingesetzt. Silikon bietet den Vorteil hoher Temperaturstabilität (-70 bis $+250^\circ$), hohen Widerstandes gegen Scherkräfte sowie Resistenz gegen Oxidation und Hydrolyse. Durch die leichte Verarbeitbarkeit, den niedrigen Preis und die guten Materialeigenschaften eignet sich Silikon besonders für die Herstellung der Pumpkammern der Prototypen. Technische Silikone stehen in vielfältigen Härten und Transparenzgraden zur Verfügung, so dass Laserlichtschnittverfahren (PIV) und Laser-Doppler-Anemometrie (LDA) eingesetzt werden können. Als Langzeitimplantat ist Silikon ungeeignet, da die Dauerfestigkeit durch die verwendeten Weichmacher begrenzt ist.

Für die Strömungsversuche werden Kammern aus Elastosil RT 601 gefertigt, da dieser Werkstoff sehr gute Transparenz aufweist. Die Herstellung erfolgt durch mehrmaliges Übergießen eines rotierenden Wachsornes. Mit einem Gießvorgang wird eine Schichtdicke von 0,1 bis 0,15 mm erzeugt. Die Wandstärken der im Strömungsversuch verwendeten Pumpkammern liegen zwischen 0,8 und 0,85 mm. Tabelle 8 gibt einen Überblick über die verwendeten Silikone (siehe Anhang, Seite 182).

5.4 Auswahl geeigneter Herzklappenprothesen

Die vorgestellte Dreiventiltechnik stellt ein Novum bei Herzunterstützungssystemen dar. In Kombination mit der entwickelten Zweikammertechnik kann damit auf ein viertes Ventil verzichtet werden, was Hämolyse und Thrombembolierisiko reduziert und die Dauerfestigkeit des Gesamtsystems steigert. Für den Inflow können beliebige, am Markt erhältliche Herzklappenprothesen eingesetzt werden. Hier wäre auch der Einsatz längerer Ventile, wie etwa der Medos PUR Trileaflet-Klappe denkbar.

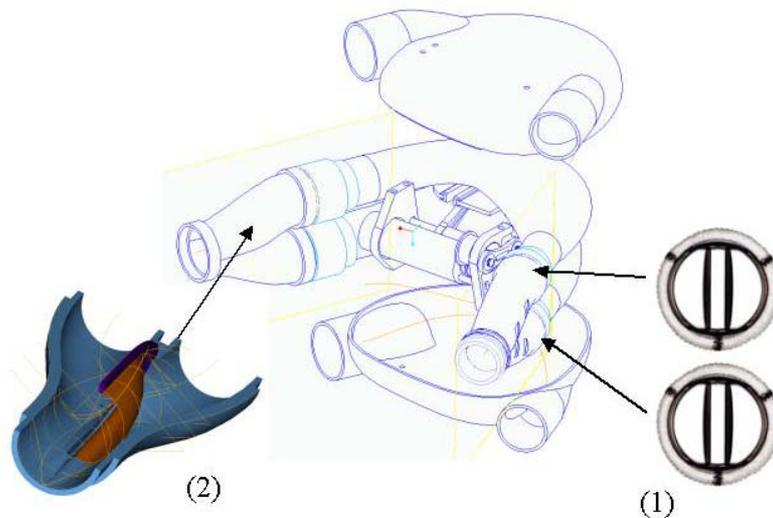


Bild 45: Dreiventiltechnik des VAD: Am Einlass regeln zwei konventionelle Prothesen die Befüllung (1), den Auswurf steuert ein eigens entwickeltes Segelventil (2).

Die in den Auslassadapter integrierte Segelklappe kann kompakt gebaut werden, hier können für das Segel auch biologische Materialien wie Perikard eingesetzt werden. Aufgrund der guten hämodynamischen Eigenschaften erscheinen für den Einlass Bioklappen günstiger als mechanische Prothesen. Dabei eignen sich Perikardklappen besser als porcine Prothesen, da sie leichter zu montieren sind. Zudem weisen sie deutlich weniger Druck- und damit Energieverluste auf. Soll die Klappe hohen mechanischen Anforderungen genügen, sind Zweiflügelklappen den Kippscheiben vorzuziehen. Steht ausreichend Platz zur Verfügung, erscheinen Kugelklappen und 3-Flügelklappen aus PUR sinnvoll.



Bild 46 links: St. Jude Zweiflügelklappe mit Pumpschlauch, rechts: Segelventil am Versuchstand

Zur Montage der Bioklappen am Ein- und Auslass der Pumpkammer sind Adapter erforderlich, die der Geometrie der Prothesen gerecht werden. Dies gestaltet sich bei Bioklappen schwieriger als bei mechanischen Klappen, die einen festen Außenring mit konstantem Radius besitzen. Insbesondere dürfen die Segel der Bioklappe nicht gegen den Adapter schlagen, um die Lebensdauer durch mechanische Beanspruchung nicht zu beeinträchtigen. Der Bereich hinter der Klappe muss mit jedem Puls sauber ausgewaschen werden, um Ablagerungen zu vermeiden. Da die Lebensdauer der

Herzunterstützungssysteme nach dem momentanen Stand der Technik auf fünf Jahre limitiert ist, zukünftige Systeme als „Destination Therapie“ bis zu zehn Jahren arbeiten sollen, scheint auch vom Standpunkt der Dauerfestigkeit der Einsatz von Bioklappen in Kunstherzen gerechtfertigt.

Für die Prototypen und die Strömungsmessung werden sowohl mechanische Zweiflügelklappen (St. Jude, TAD 29) als auch Perikardklappen (Edwards Perimount, TAD 25) verwendet (siehe Bild 47). Die Klappen weisen einen effektiven Öffnungsdurchmesser von 22,6 mm bzw. 20,3 mm auf.

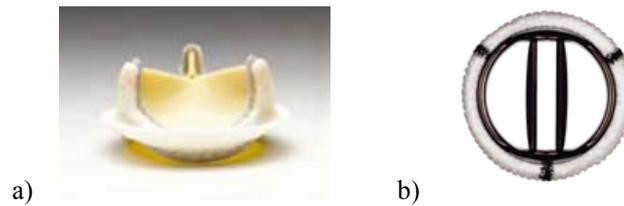


Bild 47: Für das LVAS und die Strömungsversuche ausgewählte Prothesen:
a) Bovine Prothese, Edwards-Perimount Aortic 2900, TAD 25
b) Zweiflügelklappe, St.Jude Master Series, TAD 29

Die Regurgitation der verwendeten St. Jude Klappe liegt nach E. Knott et al. [66] zwischen ca. 21% bei 3 Liter Auswurfvolumen und ca. 7% bei 8 Liter Auswurfvolumen. H. Reul et al. [113] konnten bei der Perikardklappe (Edwards-Perimount) unter gleichen Bedingungen ca. 13% Verlustvolumen bei 3 Liter und ca. 2,5% bei 8 Liter Auswurfvolumen nachweisen. Der relative Energieverlust, bezogen auf die Pumparbeit liegt bei beiden Modellen bei ca. 10%.

6 Ergebnisse

Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt in orthogonalen Schnitten durch die Kammern. Die Draufsicht der Kammern werden als Hauptebenen (xy), die orthogonalen Schnitte als Lateral- (xz) und Sekundärebenen (yz) bezeichnet. Der gewählte Koordinatenursprung liegt in der Projektion des (markierten) Verzweigungspunktes auf den Kammerboden ($z=0$). Bild 48 beschreibt die Lage der Ebenen, die Pfeile markieren die Blickrichtung auf die dargestellten Schnitte.

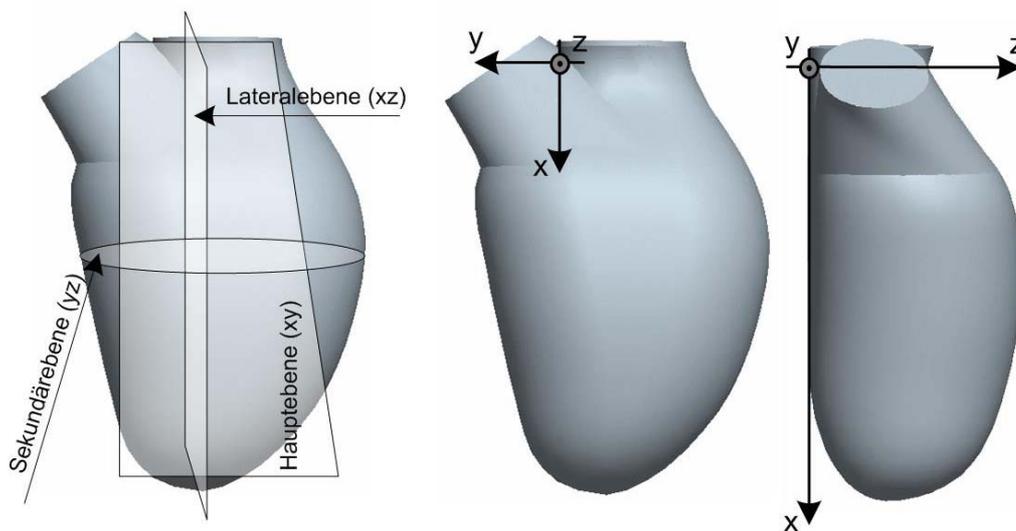


Bild 48: Messebenen und Lage des Koordinatensystems bei der ventrikelförmigen Pumpkammer.

Analog erfolgt bei den bogenförmigen Kammern die Bezeichnung der Ebenen (siehe Bild 49). Bild 50 und Bild 51 beschreiben die Lage der dargestellten Messebenen in den zugehörigen Schnitten. Die rechte Darstellung zeigt Detailbereiche, auf die näher eingegangen wird.

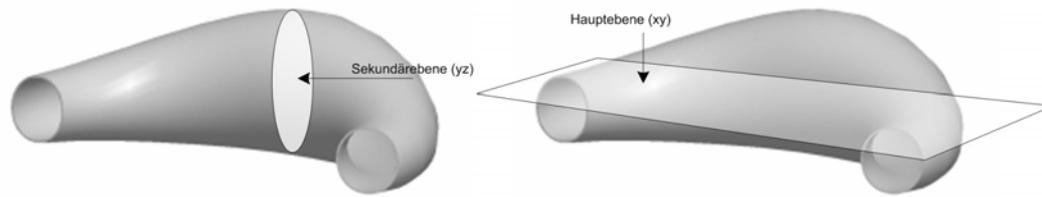


Bild 49: Bezeichnung der Messebenen bei den bogenförmigen Kammern.
Der Pfeil zeigt die Betrachtungsrichtung der dargestellten Schnitte.

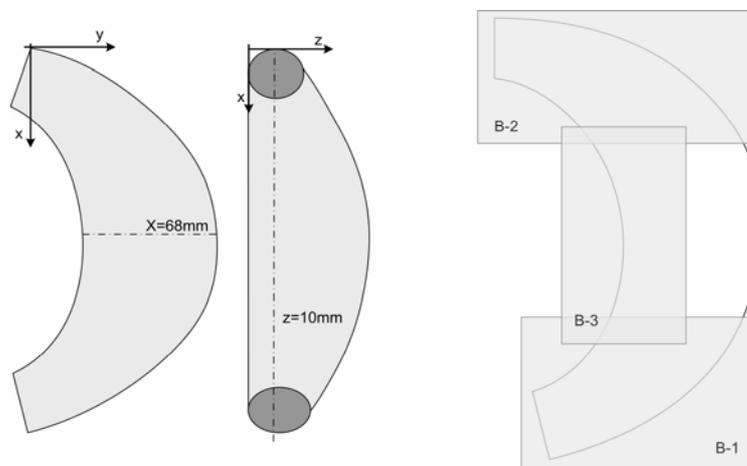


Bild 50 links: Lage der dargestellten Messebenen der bogenförmigen Pumpkammern.
Rechts: Gesondert dargestellte Detailbereiche.

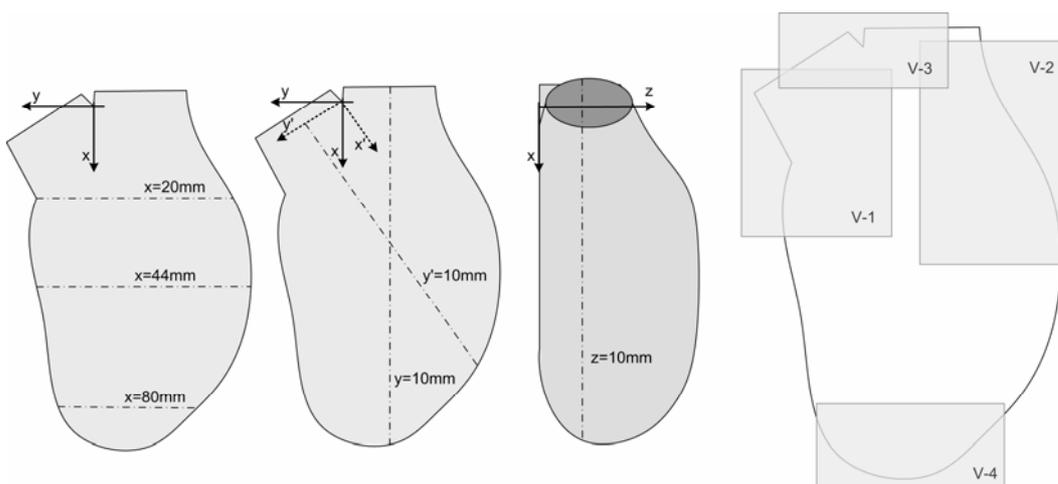


Bild 51 links: Lage der dargestellten Messebenen der ventrikelförmigen Pumpkammern.
Rechts: Gesondert dargestellte Detailbereiche.

Bild 52 zeigt die Durchflussrichtung der Kammern. Der Bogen wird von unten nach oben, die ventrikelförmige Kammer von rechts oben nach links oben durchströmt. Einlassseitige Herzklappenprothesen werden analog zur Physiologie als Mitralklappe, auslassseitige Ventile als Aortenklappe bezeichnet.

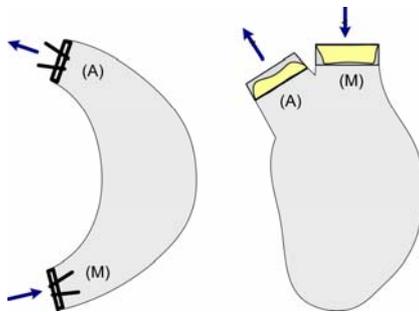


Bild 52: Durchflussrichtung, Lage und Bezeichnung der Herzklappenprothesen. Einlass: (M) Mitralklappe, Auslass: (A) Aortenklappe

Da das VAD mit zwei Kammern ausgestattet ist, welche wechselseitig komprimiert bzw. befüllt werden, steht jeder Kammer für Befüllung bzw. Auswurf eine komplette Zykluszeit zur Verfügung. Ein kompletter Pumpzyklus besteht aus Befüllung (= Diastole) und Auswurf (= Systole). Pro Zyklus werden von der Druckplattenkinematik zwei Sinusprofile, vom unteren Auslenkpunkt nach oben, und wieder zurück generiert (siehe Bild 53). Mit einem Hub wird eine Kammer befüllt, während die gegenüber Liegende komprimiert und entleert wird. Durch das gleichzeitige Auswerfen und Befüllen kann die Drehzahl auf die Hälfte einer Einkammerpumpe reduziert werden. Dies ermöglicht eine effizientere Befüllung und mindert den Verschleiß der Komponenten. Um mit der entwickelten Technik eine Pumpfrequenz von 70 bpm zu erzeugen, sind 35 U/min der Antriebseinheit erforderlich. Jede Kammer wird dadurch mit einer Frequenz von 35 s^{-1} geleert und wieder befüllt. Damit ergibt sich bei einer Pumpfrequenz von $f_{VAD} = 70 \text{ bpm}$ eine Zykluszeit von 1700ms, bei $f_{VAD} = 100 \text{ bpm}$ eine Zykluszeit von 1200 ms je Kammer. Dieser konstruktionsbedingte Umstand beeinflusst die Strömung und die dimensionslosen Kennzahlen. Bei den Strömungsuntersuchungen eingestellte Frequenzen werden im Folgenden als tatsächlich generierte Pumpfrequenz f_{VAD} dargestellt.

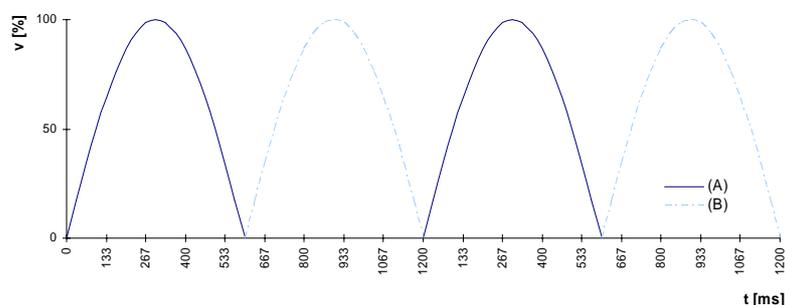


Bild 53: Pumpphasen des Doppelkammer-Unterstützungssystems bei einer Unterstützungsfrequenz von $f_{VAD}=100 \text{ bpm}$ (v = dimensionslose Geschwindigkeit der Druckplatte).

6.1 Bogenförmige Kammern

6.1.1 Strömungscharakteristika

Die Strömung in den bogenförmigen Pumpkammern wird durch die Form der Kammer von einem linksdrehenden Wirbel bestimmt, der sich während der Befüllungsphase bildet. Durch die Krümmung und relativ rasche Querschnittserweiterung löst die Strömung kurz nach der Mitralklappe von der Innenwand ab, was zur Bildung des Rezirkulationsgebietes in der Hauptebene führt. An der Innenwand tritt negative Strömung auf (Bild 54-I). Durch die Modifikation der Pumpkammer kann der Wirbel minimiert werden (Bild 54-II). Die Aufwärtsbewegung der Druckplatte und vorherrschenden Zentrifugalkräfte begünstigen während der Diastole die Bildung von Sekundärwirbeln (Bild 54-III).

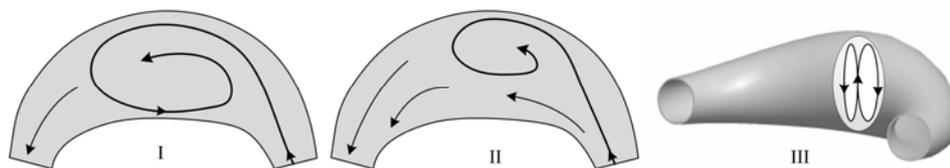


Bild 54: Charakteristische Strömung in den bogenförmigen Kammern. (I) Symmetrische Kammer, (II) modifizierte, asymmetrische Kammer, (III) Sekundärströmung während der Befüllungsphase

Um einen ersten Einblick in die Strömungsvorgänge der bogenförmigen, symmetrischen Kammer zu erhalten, wird die Strömung mit Hilfe einer strömungsdoppelbrechenden Flüssigkeit sichtbar gemacht. Die Kompression erfolgt dabei mit kippender Druckplattenbewegung (vgl. Bild 30, Seite 68). Die Sichtbarmachung der Strömung wird bei Pumpfrequenzen von $f_{VAD}=60$ bpm bis 120bpm durchgeführt. Bild 56 zeigt einen kompletten Pumpzyklus in der Hauptebene bei $f_{VAD}=100$ bpm. Mit dem Öffnen der Mitralklappe beginnt das Fluid zunächst gleichmäßig über den Querschnitt einzuströmen. Ab Phase 120° ($T \approx 400$ ms) löst sich die Strömung kurz nach dem Einlass am inneren Radius der Kammer ab und legt erst im Bereich des Auslasses wieder an der inneren Kammerwand an. Nachströmendes Fluid folgt der Kontur der Außenwand. Es bildet sich ein dominanter Wirbel, dessen Kern von der Kammermitte mit Fortschreiten der Diastole Richtung Auslass wandert. Mit dem Einsetzen der Systole wird der Wirbel aufgelöst und das Fluid ausgeworfen (Phase 200° , $T \approx 660$ ms ff.). Flüssigkeit im Bereich der Innenwand wird dabei jedoch nicht vollständig und in gleichem Maß wie der Rest der Kammerfüllung in Richtung Aortenklappe transportiert. Die gleichfarbigen und wenig strukturierten Bereiche sind ein Hinweis auf geringe Geschwindigkeiten in diesem Gebiet insbesondere während der Diastole (siehe Bild 55 rechts).

Einströmendes Fluid zeigt im Nachlauf der Mitralklappe kleine, wellenförmige „Cluster-Strukturen“, die auf erhöhte Strömungsfluktuationen, schließen lassen (Phase 200° , $T \approx 660$ ms). Hingegen wird beim ausströmenden Fluid in der Systole ein lang gestrecktes Muster beobachtet (Phase 240° , $T \approx 810$ ms).

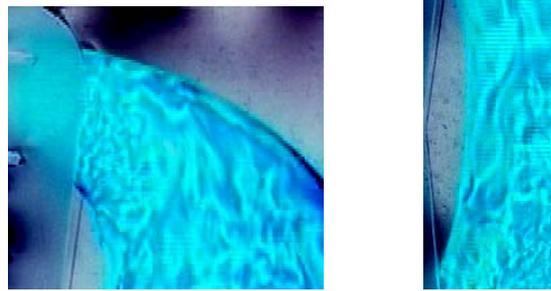


Bild 55 links: Kurze, wellenartige Störungen breiten sich beim Schließen der künstlichen Herzklappe ins innere der Kammer aus. Rechts: Die Innenwand zeigt gleichförmige, lang gestreckte Farbverläufe, die auf geringe Durchspülung schließen lassen.

Es deutet auf hohe Geschwindigkeiten und geringe Schwankungsbewegung hin. Das Schließen der Aortenklappe (Phase 342° , $T=1140\text{ms}$) verursacht analog zur Mitralklappe eine deutlich sichtbare Störung, die sich in Form einer Druckwelle zurück in die Kammer ausbreitet und kleine Cluster im Fluid hinterlässt (Bild 55 links). In das Fluid eingebrachte und für das Auge sichtbare Partikel (1-3mm) geben Aufschluss über den Durchspülungsgrad der Kammer. Insbesondere bei niedrigen Frequenzen ($f_{VAD} < 70\text{bpm}$) werden die Teilchen im Hauptwirbel gebunden und erst nach durchschnittlich 3-5 Pumpzyklen ausgewaschen.

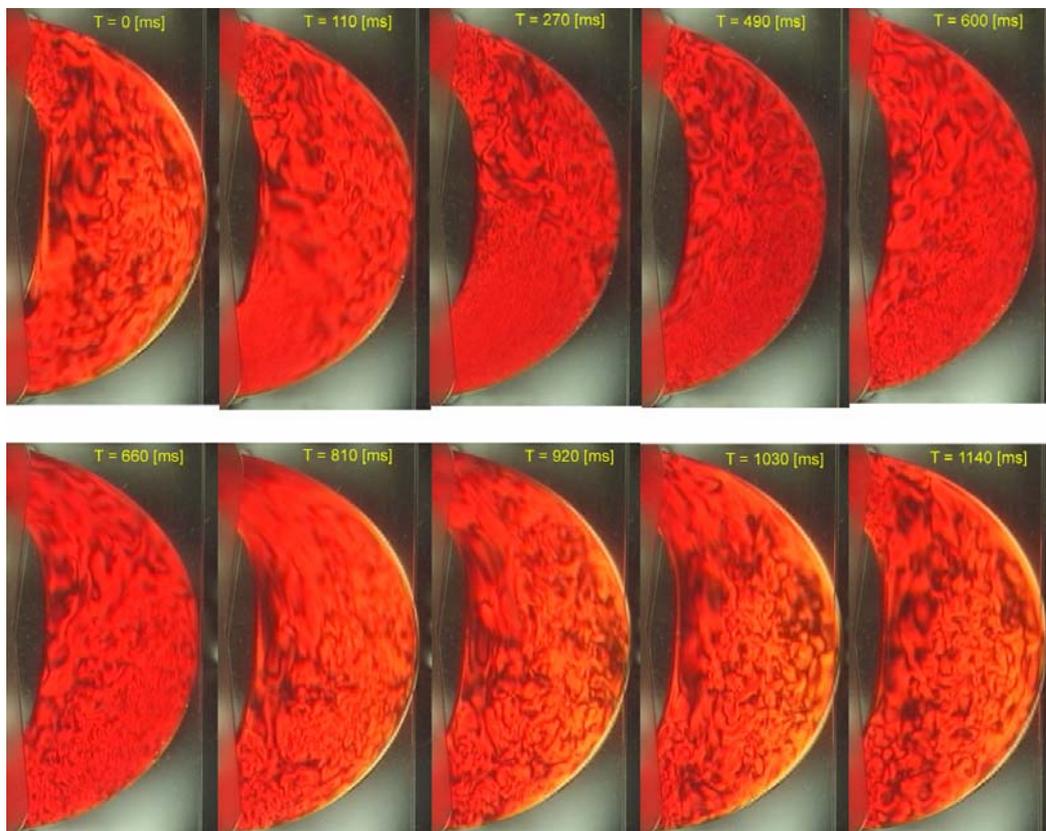


Bild 56: Sichtbarmachung der Strömung in der symmetrischen Kammer mit strömungsdoppelbrechendem Fluid (Hauptebene).

Die quantitative Messung der Strömung mit PIV zeigt im Folgenden einen detaillierten Einblick in die Geschwindigkeitsverteilung in der symmetrischen sowie der modifizierten, asymmetrischen Pumpkammer. Die Kompression erfolgt mit der neu entwickelten Kinematik, welche ein freies Rotieren der Druckplatte zulässt (vgl. Bild 31, S. 69).

Bei der symmetrischen Kammer werden während der Spitzendiastole im Nachlauf der Mitralklappe Geschwindigkeiten bis 1,2 m/s gemessen. Einströmendes Fluid löst kurz nach dem Einlass bei $x \approx 120\text{mm}$ von der Innenwand ab. An der Außenwand wird es durch die bogenförmige Geometrie der Kammer beschleunigt (siehe Bild 57, Phase 160° , $T=533\text{ms}$). Bei $x \approx 40\text{mm}$ legt die abgelöste Strömung wieder an der Innenwand an, Fluid strömt entgegen der Einströmrichtung entlang der inneren Kammerwand zurück zum Einlass. Es bildet sich ein ausgeprägter Wirbel in der Hauptebene. Begrenzt von den beiden singulären Stellen dominiert er die Strömung in der Kammer und bleibt bis zum Ende der Diastole stabil. Der Kern des Wirbels wandert mit fortschreitender Befüllung in Richtung Auslass, Geschwindigkeit und Wirbelstärke bleiben bis zum Einsetzen der Kompression erhalten. Ablöse- und Wiederanlegepunkt verändern ihre Lage nicht, bis das Fluid von der Druckplatte ausgetrieben wird (Phase 220° , $T=733\text{ms}$). Ab Phase 240° ($T=800\text{ms}$) wird die Wirbelstruktur endgültig aufgebrochen und das Fluid zur Aortenklappe gedrückt. Am vormaligen Ablösepunkt entsteht zeitgleich ein kleiner Wirbel in der Hauptebene, der erst mit dem Einströmen von neuem Fluid aufgelöst wird. Fluidpartikel, die im Rotor gebunden und nicht ausgespült werden, verbleiben häufig in dieser Struktur und geraten mit dem Einsetzen der neuen Diastole erneut in den Wirbel. Dies erklärt die häufig beobachtete, hohe Zahl an Pumpzyklen, die erforderlich sind, um Partikel auszuwaschen. Die Strömungsgeschwindigkeiten bleiben am Innenradius, insbesondere im Bereich des Einlasses während des gesamten Pumpzyklus unter 0,2 m/s.

In der Sekundärebene strömt Fluid durch die Zentrifugalkräfte an die äußere Kammerwand und formt im Verlauf der Diastole einen rechtsdrehenden Wirbel mit Kern im äußeren Drittel der Kammer (Phase 160° , $T=533\text{ms}$). Der Sekundärwirbel transportiert Fluid am Kammerboden nach außen, im oberen Teil ist die Strömung zum Innenradius orientiert. Er durchspült primär die äußere Kammerwand. Die Geschwindigkeiten im Wirbel betragen bis zu 0,32m/s. An der inneren Wand bleiben sie während des Pumpzyklus in einem Bereich von bis zu 0,1 m/s. Der Hauptwirbel wird erst durch aktives Komprimieren des Schlauches während der Diastole aufgelöst (Phase 240° , $T=800\text{ms}$). Bis dahin strömt Fluid an der inneren Kammerwand entgegengesetzt der Hauptströmungsrichtung (siehe Bild 56).

Die modifizierte, asymmetrische Pumpkammer zeigt mit $v=0.8$ m/s während der Befüllung deutlich geringere Spitzengeschwindigkeiten im Bereich der Mitralklappe (siehe Bild 59, Phase 120° , $T=400\text{ms}$). Das einströmende Fluid löst sich geringfügig später von der Kammerwand ab, analog zur symmetrischen Kammer bildet sich ein Halbsattel ($S1'$). Das Einströmen erfolgt gleichmäßig über den Querschnitt (vgl. $T=400\text{ms}$ und 533ms , Bild 59). Entlang der Außenwand wird keine Beschleunigung des Fluids beobachtet. Durch die Querschnittserweiterung bildet sich analog zu symmetrischen Kammer ein linksdrehender Wirbel ($F1$) aus. Er ist weit weniger

ausgeprägt und zerfällt bereits bei Phase 160° ($T=533\text{ms}$) in zwei Teile (F1) und (F2) mit einem Sattelpunkt (S1) (siehe Bild 59). Zu Beginn der Systole umfasst er, nur noch von Trägheitskräften angetrieben, einen kleinen Bereich in Kammermitte (F3), siehe Bild 60. Im Gegensatz zur symmetrischen Kammer bleibt der Kern bis zur Systole nahezu ortsfest. Mit dem Einsetzen der Kompression wird Fluid ab Phase 240° ($T\approx 800\text{ms}$) in Richtung Aortenklappe geschoben. Im Gegensatz zur symmetrischen Kammer erfolgt der Auswurf deutlich gleichmäßiger und effizienter. Geschwindigkeiten an der Innenwand bleiben während des Pumpzykluses in einer Größenordnung von $0,15\text{ m/s}$.

Durch den weniger gekrümmten Einlauf werden Strömungsbewegungen in der Sekundärebene mehr von der Druckplattenbewegung als von den Zentrifugalkräften beeinflusst.

Während der Befüllung wird das Fluid durch die Zentrifugalkraft an die äußere Wand gedrückt und gleichzeitig von der Druckplatte nach oben gezogen ($T=400\text{ms}$, Bild 59). An der Innenwand bildet sich ein linksdrehender Wirbel (F11). Durch die Vertikalbewegung der Druckplatte und die überlagerte Hauptströmung verstärkt sich der Wirbel (F11) und bildet einen Doppelwirbel (F12) mit zwei Sattelpunkten. Die komplexe Wirbelstruktur transportiert Fluid entlang des Kammerbodens nach oben. Mit Ende der Befüllung und Abschwächen des Hauptwirbels (F1) zerfällt sie. Zum Ende der Diastole bildet sich an der Kammeraußenwand ein Wirbel (F13), der sich mit dem Einsetzen der Systole durch die aktive Abwärtsbewegung der Druckplatte verstärkt (vgl. Bild 60).

Während der Auswurfphase wird das Fluid durch die Vertikalbewegung der Druckplatte ab Phase 220° ($T\approx 733\text{ms}$) zum Kammerboden gedrückt. Es bilden sich zwei Halbsattelpunkte mit je einem Wirbel an der Kammerinnen- sowie Außenseite ($T=800\text{ms}$). Die Wirbel lösen sich mit fortschreitender Kompression auf, das Fluid wird ausgeworfen. Die Geschwindigkeiten in der Sekundärebene betragen bis zu $0,3\text{ m/s}$.

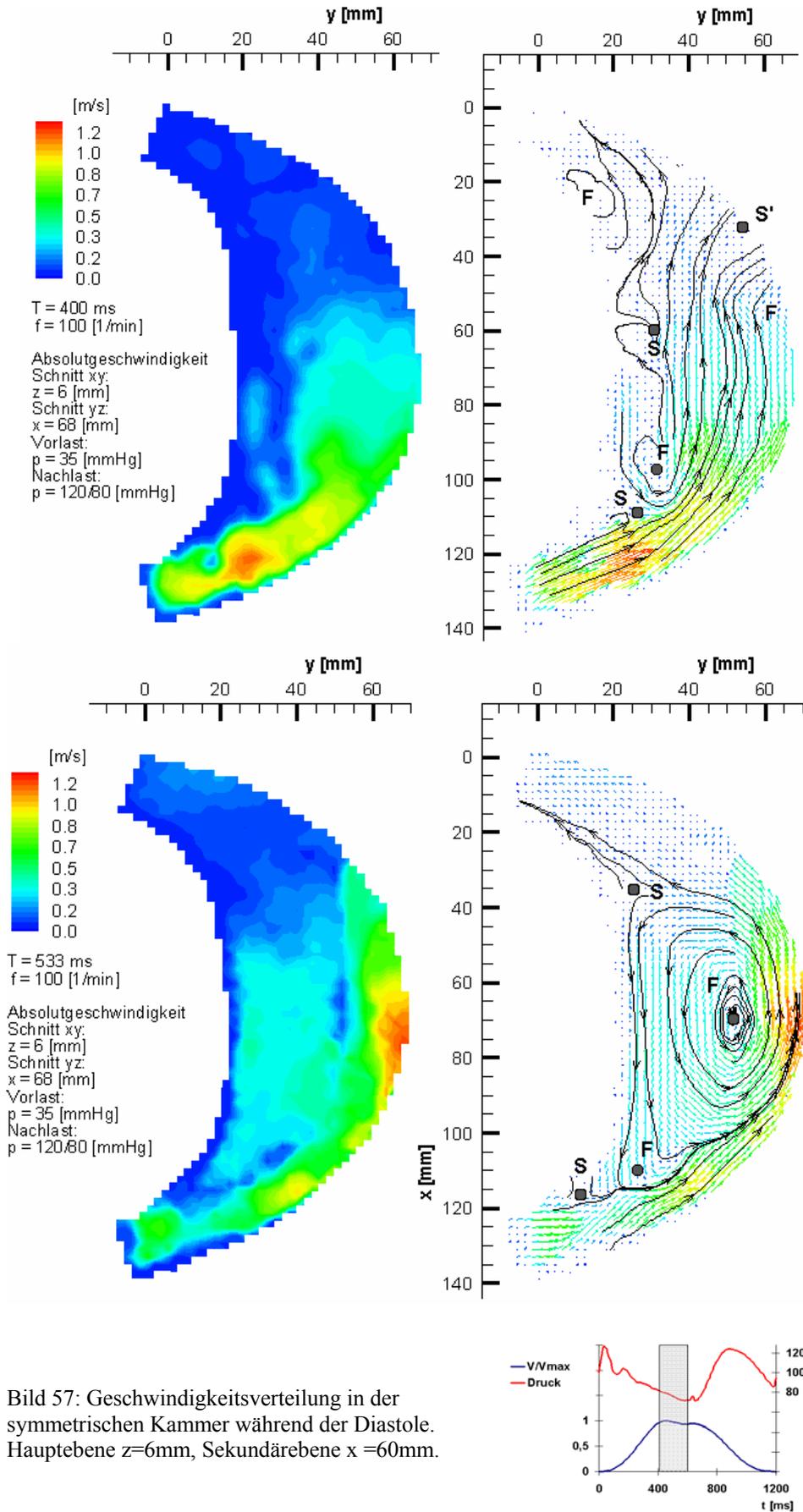


Bild 57: Geschwindigkeitsverteilung in der symmetrischen Kammer während der Diastole. Hauptebene z=6mm, Sekundärebene x =60mm.

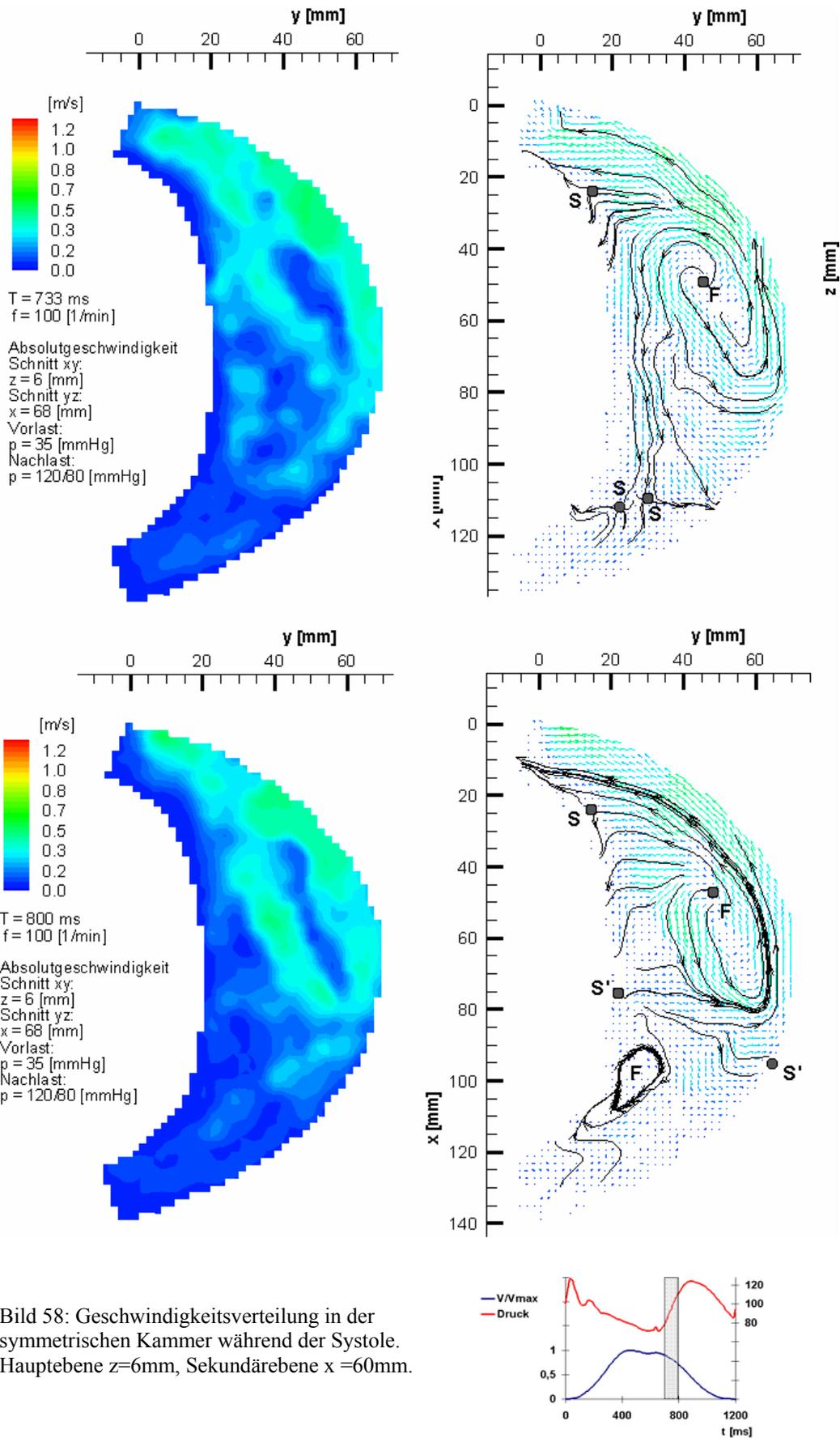


Bild 58: Geschwindigkeitsverteilung in der symmetrischen Kammer während der Systole. Hauptebene $z=6\text{mm}$, Sekundärebene $x=60\text{mm}$.

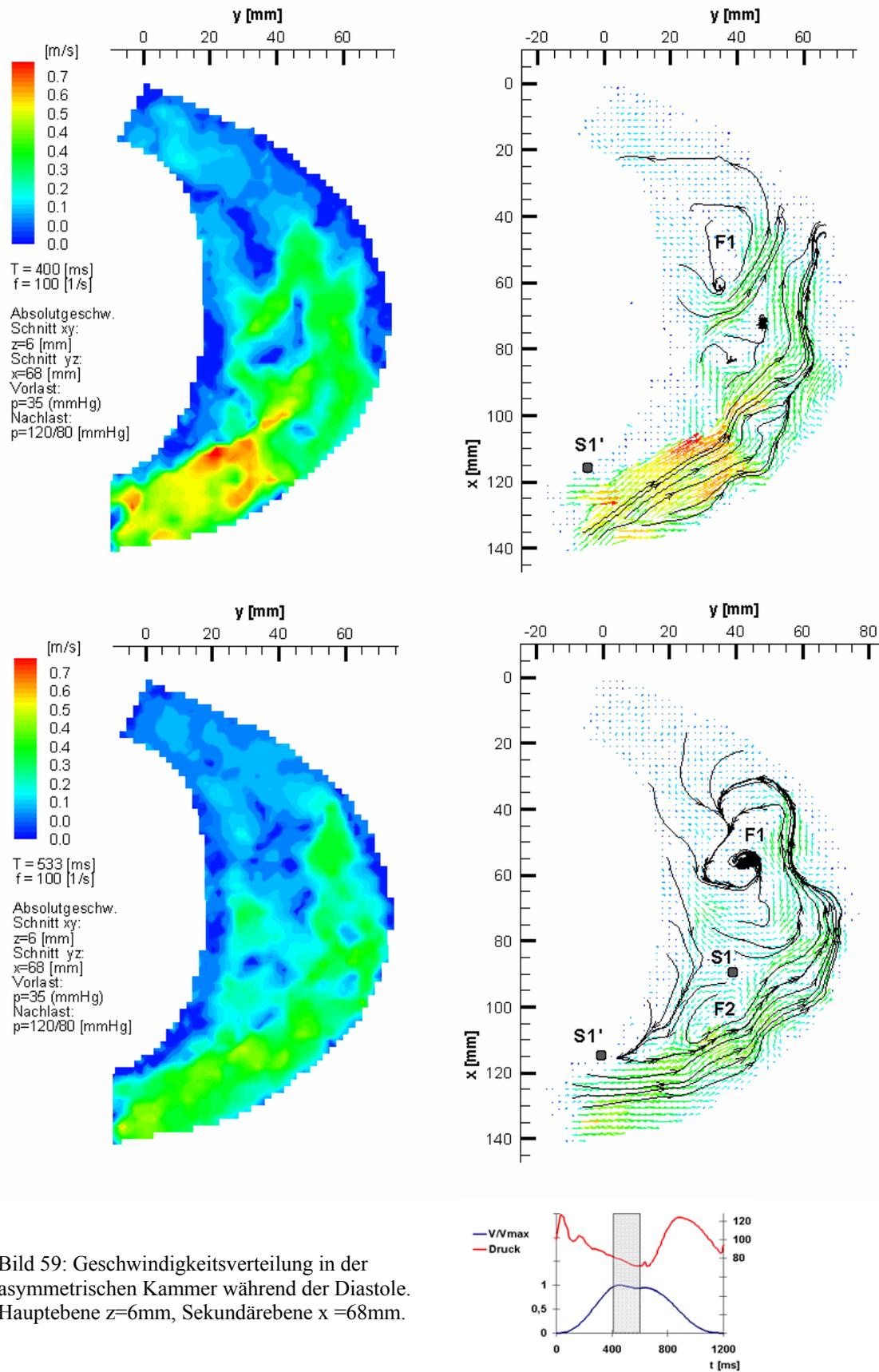


Bild 59: Geschwindigkeitsverteilung in der asymmetrischen Kammer während der Diastole. Hauptebene $z=6$ mm, Sekundärebene $x=68$ mm.

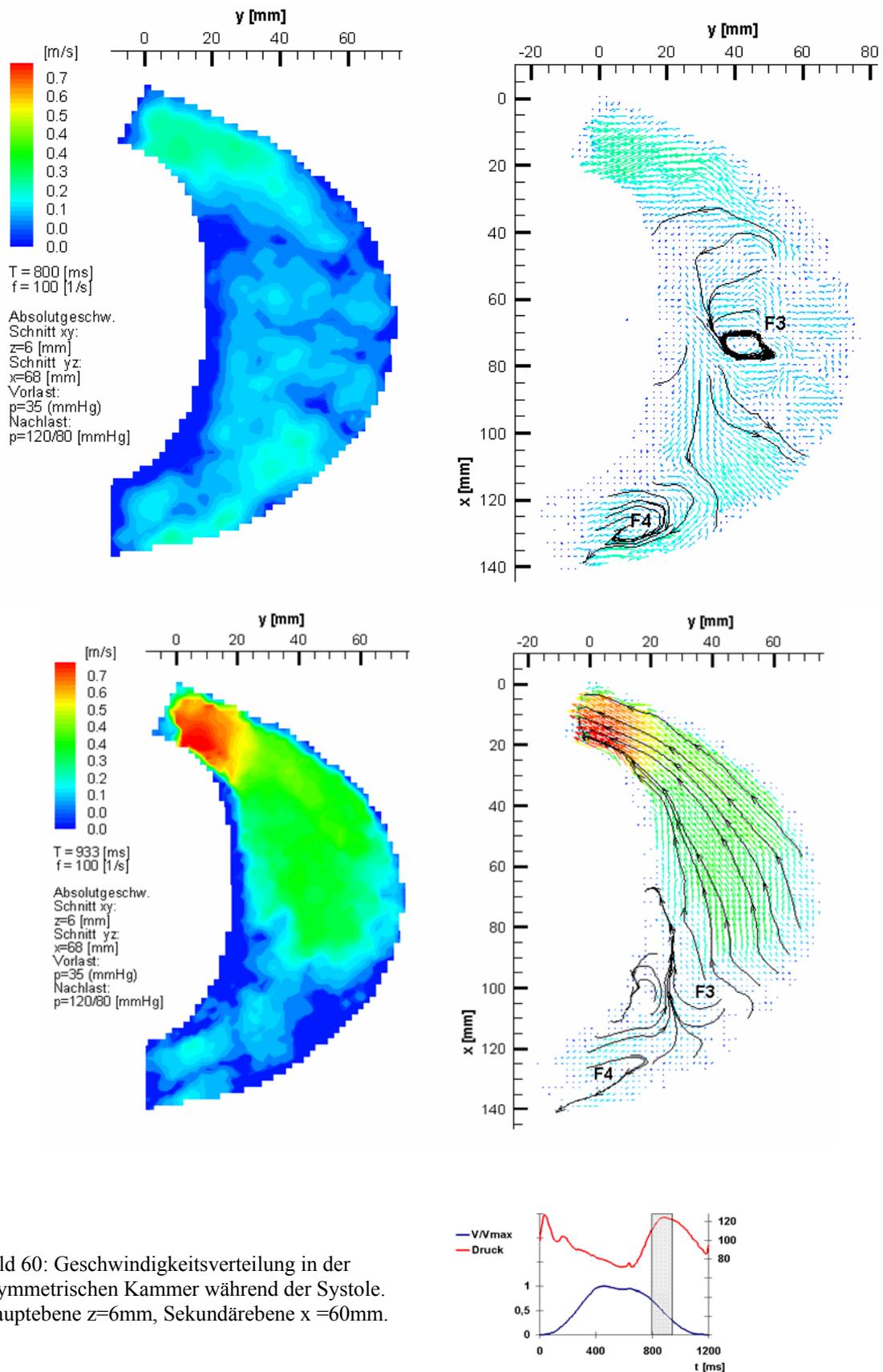


Bild 60: Geschwindigkeitsverteilung in der asymmetrischen Kammer während der Systole. Hauptebene $z=6$ mm, Sekundärebene $x = 60$ mm.

6.1.2 Ablösegebiete, Wirbelbildung und Scherraten

Durch das in der Hauptebene dominierende Rezirkulationsgebiet bleiben in der symmetrischen Kammer erhöhte Scherspannungen über die gesamte Zykluszeit erhalten. Sie treten während der Befüllungsphase zunächst stromabwärts der Mitralklappe auf und betragen in der Diastole bis zu $\tau = 4,7$ Pa (sym. Kammer) bzw. bis zu $\tau = 2,6$ Pa (asym. Kammer). Während bei der sym. Kammer erhöhte Schergradienten ab Phase 100° ($T \approx 330$ ms) abklingen, steigen sie in der sym. Kammer bis zum Ende der Diastole kontinuierlich an. Nach dem Schließen der Klappe ($T \approx 600$ ms) fallen sie rapide unter 2 Pa ab (siehe Bild 61 links). Durch den Hauptwirbel bleiben besonders in Kammermitte erhöhte Scherspannungen von bis zu 4,4 Pa bis zum Ende der Diastole ($T \approx 600$ ms) erhalten (siehe Bild 61 rechts). Hingegen fallen die Werte bei der asym. Kammer bereits ab Phase 120° ($T \approx 400$ ms) deutlich ab und steigen erst während der Diastole auf Werte über 2 Pa.

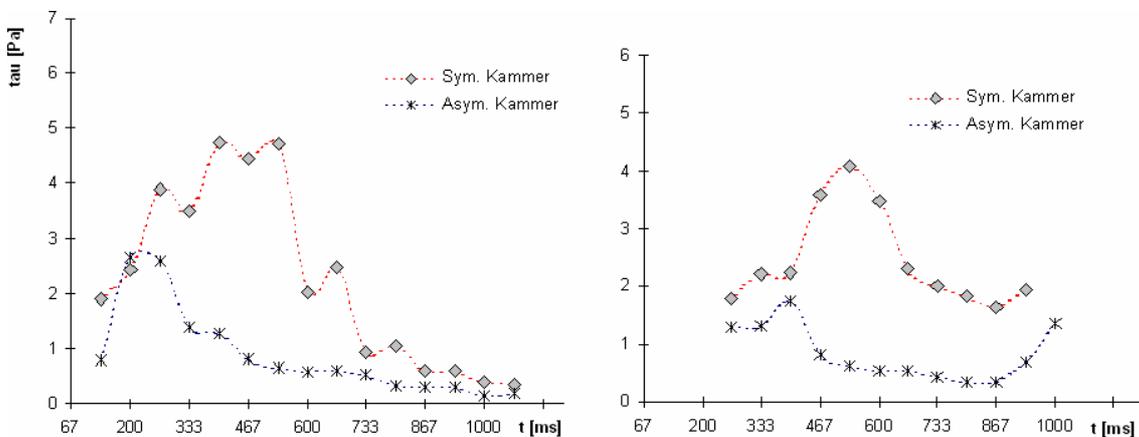


Bild 61: Entwicklung der Scherspannung über einen Pumpzyklus. Links: Einlassbereich im Nachlauf der Mitralklappe, rechts: Kammermitte. Wandabstand: $z = 2$ mm. Frequenz: $f_{VAD} = 100 \text{min}^{-1}$.

Bild 62 zeigt die Entwicklung der Wirbelstärke in der sym. Kammer während der Befüllungsphase. Im Nachlauf der mechanischen Herzklappenprothese werden zwei Wirbelgebiete gegensätzlicher Orientierung generiert. Die Wirbelstärke liegt in der Größenordnung von $\omega = 500 \text{s}^{-1}$. Durch das vorherrschende Rezirkulationsgebiet wird vor allem der rechte Wirbel weiter in die Kammer transportiert ($T \approx 533$ ms). An der Außen- und Innenwand der Kammer bilden sich, angetrieben durch die Sekundärströmung gegenläufige Wirbel mit $\omega = -400 \text{s}^{-1}$. Sie sorgen für die Durchspülung der Kammerwand. Deutlich erkennbar ist der Ablösepunkt der Strömung an der Innenwand, der zu Beginn der Befüllung durch geringe Wirbelstärken, im Weiteren durch Ablösen der Wirbellinie von der Innenwand gekennzeichnet ist ($T = 400$ ms, $T = 533$ ms).

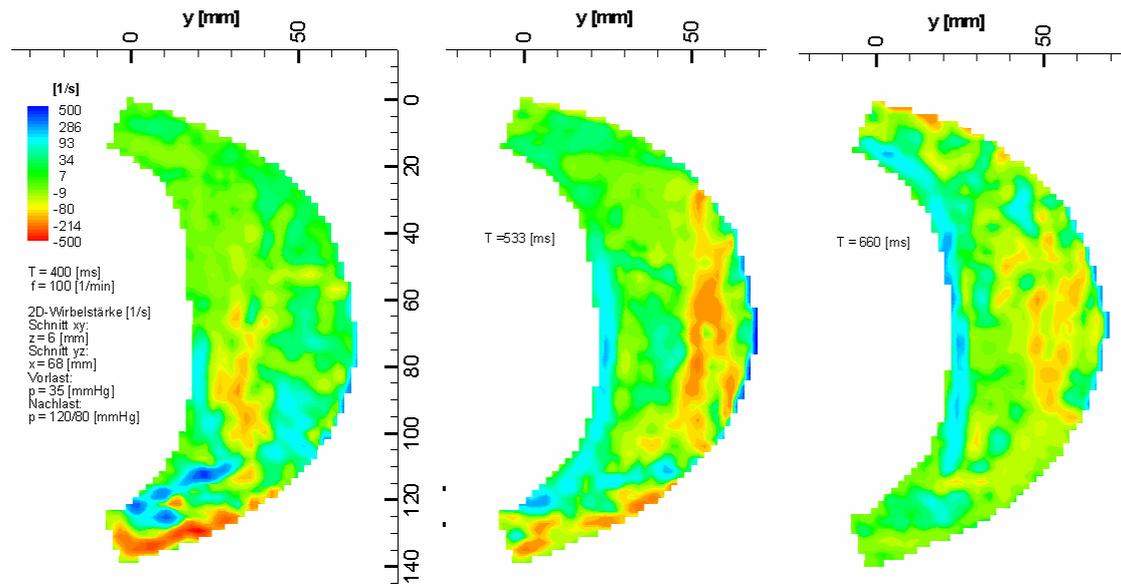


Bild 62: Wirbelstärke während der Befüllung der symmetrischen Kammer. Hauptebene $z=6\text{mm}$.

Die Wirbelstärke der asym. Kammer liegt im Bereich der Mitralklappe mit $\omega = 500\text{s}^{-1}$ deutlich unter dem Niveau der sym. Kammer. Störungen durch die Klappe klingen nach Überschreiten der Spitzendiastole auf $\omega \approx 350\text{s}^{-1}$ ab. Dabei wird eine positive Wirbellinie entlang des (moderaten) Hauptwirbels in der Nähe der inneren und äußeren Wand beobachtet ($T=533\text{ms}$, Bild 63).

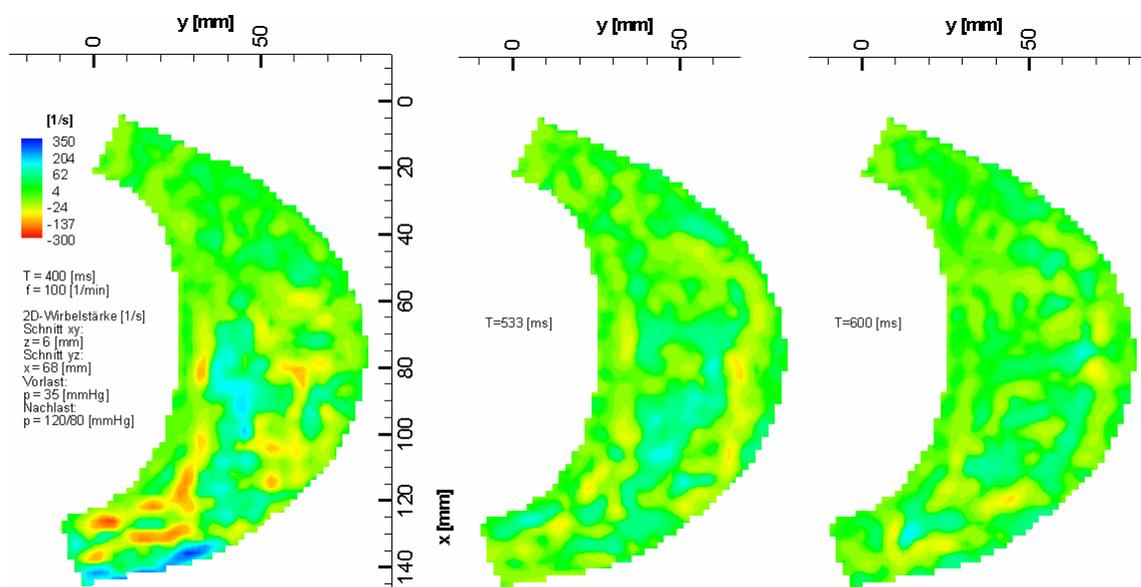


Bild 63: Wirbelstärke während der Befüllung der asymmetrischen Kammer. Hauptebene $z=6\text{mm}$.

6.1.3 Scherspannung an der Kammerwand

Erhöhte Scherraten treten bei der sym. Kammer an der Wand, im Nachlauf der Mitralklappe auf. Durch die Störung der Klappe und die Beschleunigung des Fluids entlang der Außenwand betragen sie in der Spitzendiastole bis zu 1500 s^{-1} bzw. $\tau = 6 \text{ Pa}$ (Phase 140° , $T \approx 466 \text{ ms}$, Bild 64). Während der Befüllung bleibt der Kern des Hauptwirbels am Boden im Bereich des Einlasses stationär (Phase 180° , $T = 600 \text{ ms}$, Bild 64), während er in höheren Schichten der Kammer mit fortschreitender Diastole Richtung Auslass wandert. Der Wirbelkern bewirkt an der Wand erhöhte Scherraten von bis zu 1380 s^{-1} . Am Ablösepunkt (A) an der Innenwand kann das Fluid nicht der Geometrie der Wand folgen. Bedingt durch Druckanstieg in der Grenzschicht und Verzögerung hebt die Strömung von der Wand ab, die Wandschubspannung wird zu $\tau = 0 \text{ Pa}$. Trotz hoher Scherraten im Bereich von Einlass und Innenwand ist der singuläre Punkt gut zu identifizieren (vgl. Bild 64). Er bleibt während der Diastole nahezu ortsfest. Im Verlauf der Befüllung vermischt sich im Bereich der Ablösung neu einströmendes mit rezirkulierendem Fluid, wodurch der eintretende Volumenstrom verstärkt an die Außenwand gelenkt wird.

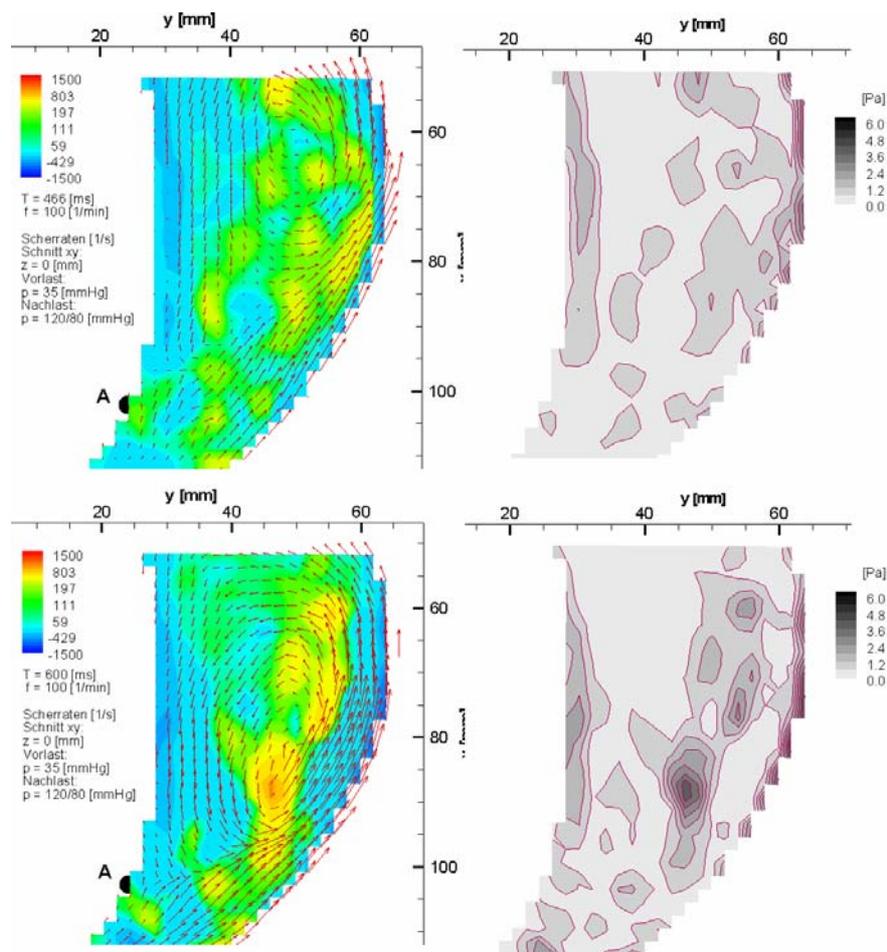
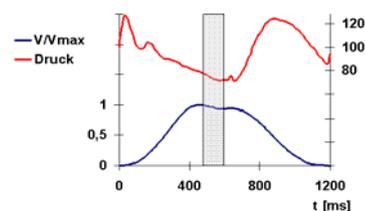


Bild 64: Scherraten (links) und Scherspannung (rechts) an der Wand der symmetrischen Kammer. Hauptebene $z=0\text{mm}$, Diastole.



Problematisch erscheint bei der symmetrischen Kammer die Entwicklung eines stationären Wirbels, der sich nach Schließen der Mitralklappe am Ablösepunkt (A) bildet (siehe Bild 65). Partikel aus dem Hauptwirbel werden dort zum Ende der Diastole abgesetzt und verweilen im Wirbel, bis sie in einem neuen Zyklus erneut in den Hauptwirbel geraten. Bild 66 zeigt den kritischen Bereich bei der modifizierten, asymmetrischen Kammer. Im Gegensatz zum sym. Typ dehnt sich der Hauptwirbel nach Schließen der Mitralklappe nach unten aus und durchspült den Bereich der vormaligen Ablösung, was die Gefahr von Ablagerungen reduziert.

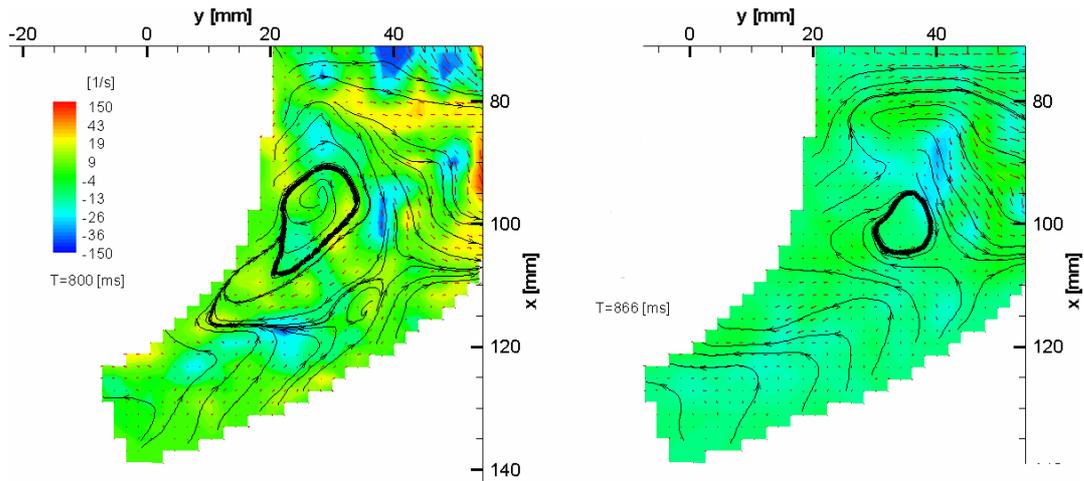


Bild 65: Detailansicht Einlass der symmetrischen Kammer. Nach Schließen der Mitralklappe bildet sich ein stationärer Wirbel im Bereich der vormaligen Ablösestelle.

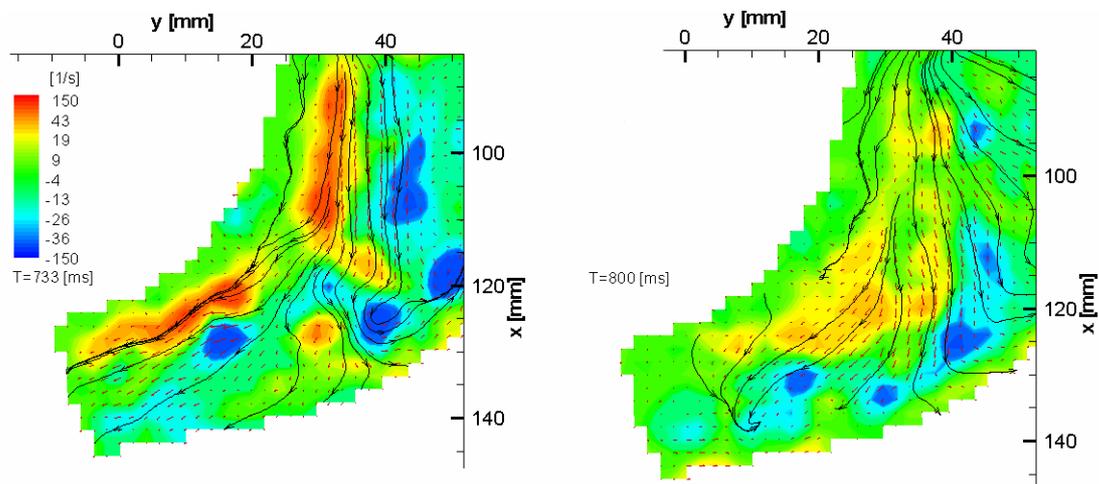
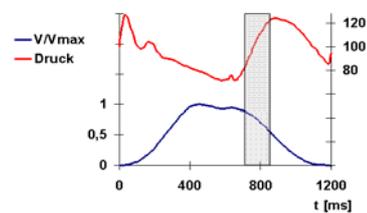


Bild 66: Detailansicht Einlass der asymmetrischen Kammer. Der kritische Bereich der Ablösung wird nach Schließen der Mitralklappe durchspült.



Während der Auswurfphase treten erhöhte Scherraten an den Wänden im Bereich der Aortenklappe auf. Bild 67 zeigt Scherraten am Boden ($z=0$) der symmetrischen Kammer. Die auftretenden Gradienten liegen bei beiden Kammertypen in der Größenordnung von $\dot{\gamma} = \pm 800s^{-1}$ und überschreiten damit keine kritischen Werte.

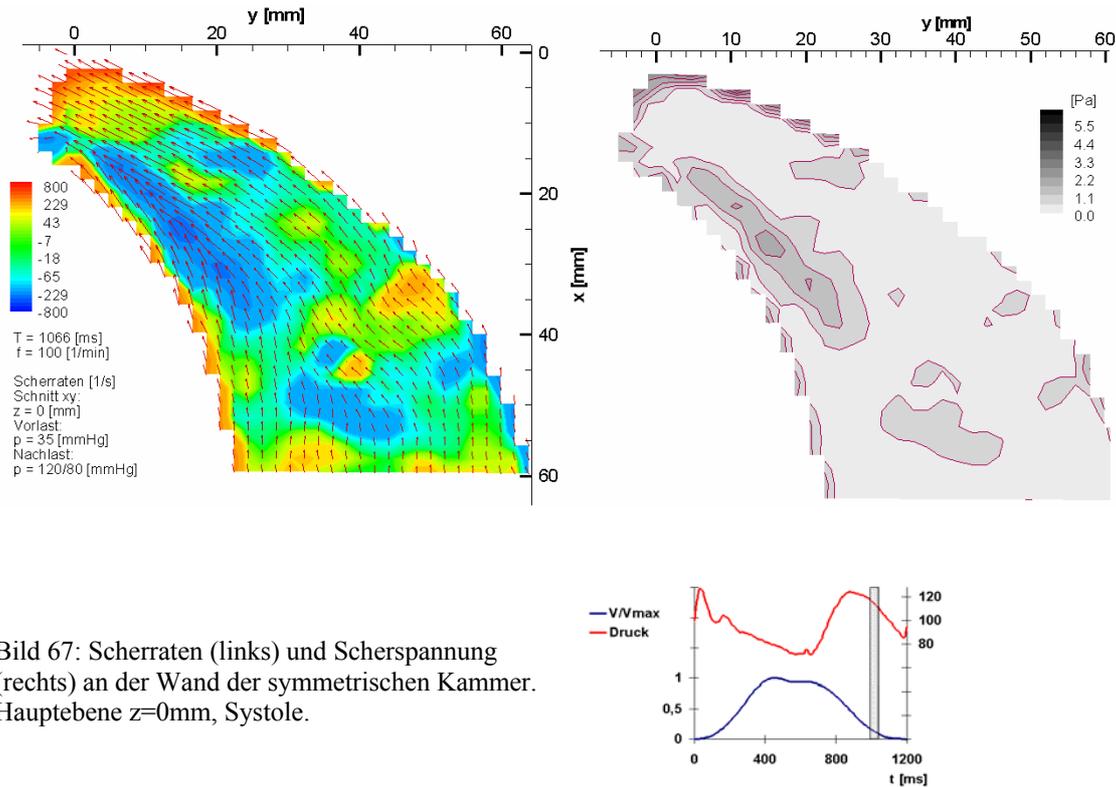


Bild 67: Scherraten (links) und Scherspannung (rechts) an der Wand der symmetrischen Kammer. Hauptebene $z=0\text{mm}$, Systole.

Die Modifikation der symmetrischen zur asymmetrischen Kammer bewirkt eine Verbesserung der Strömung sowohl während der Befüllung als auch während der Auswurfphase. Die Verweilzeit von Partikeln in der Kammer kann auf durchschnittlich drei Zyklen reduziert werden. Offen bleibt die Frage, ob die gemessenen Scherraten entlang der Wandbereiche ausreichen, um die Bildung von Clots langfristig zu verhindern. Fraglich ist auch, ob eine weitere Optimierung der bogenförmigen Geometrie zu nennenswerten Leistungssteigerungen führen kann. In weiteren Versuchsreihen werden aus diesem Grund ventrikelförmige Kammern entwickelt und untersucht. Es wird vermutet, dass die V-förmige Geometrie eine wesentlich günstigere Strömungsführung erlaubt und damit deutliche Leistungssteigerungen bewirken kann.

6.2 Wandbewegung der ventrikelförmigen Kammern

Im Rahmen der Arbeit werden die aus den MRI-Datensätzen entwickelten, ventrikelförmigen Kammern mittels Strömungsuntersuchungen verifiziert. Da sich bei Typ I (schlanke Form) bereits bei der Sichtbarmachung der Strömung eine wenig effiziente Strömungsführung abzeichnet, wird auf weitere, quantitative Untersuchungen verzichtet. Typ II zeigt eine dem menschlichen Herzen ähnliche Strömungsstruktur. Die Kammer wird in den Strömungsuntersuchungen im Weiteren sowohl mittels Hydraulikflüssigkeit als auch mit einer rigiden Druckplatte komprimiert. Die Kompression mit Hydraulik oder Pneumatik wird insbesondere in extrakorporalen Herzunterstützungssystemen angewandt, während feste Druckplatten bevorzugt in implantierbaren Pumpen zum Einsatz kommen. Der Vergleich beider

Kompressionsformen ist deshalb vor allem aus strömungsmechanischer Sicht von großem Interesse. Die mittels Hydraulik durchgeführten Messungen sollen darüber hinaus zur Verifikation der Herz-Simulationssoftware KaHMo herangezogen werden.

6.2.1 Hydraulische Kompression

Bei Kompression mit Hydraulikflüssigkeit öffnet die Kammer zulaufseitig deutlich schneller als auslassseitig (Bild 68 obere Reihe, links), gegen Ende der Systole bleibt sie zulaufseitig weniger komprimiert (vgl. Trajektorien Bild 69). Die Wandbewegung wird während der Diastole hauptsächlich von der Bewegung des Fluids beeinflusst, was effizientes Einströmen ermöglicht. Wird mit der Hydraulikflüssigkeit während der Diastole zusätzlich Unterdruck aufgebaut („aktives Befüllen“), ist die Bewegung der Wand durch den Unterdruck überlagert und über den Querschnitt betrachtet gleichförmiger (s. Bild 70). Bild 69 zeigt den Vergleich der Trajektorien zwischen hydraulischer Kompression und Druckplattenkompression im Nachlauf der Mitralklappe ($x = 20$ mm). Während bei Druckplattenkompression eine sinusförmige Bewegung vorgegeben ist, wird die maximale Öffnung der Kammer bei hydraulischer Kompression deutlich schneller erreicht (vgl. ca. 440 ms zu 600 ms). Analog ist während der Systole der Zustand maximaler Kompression schneller erreicht (vgl. ca. 900 ms zu 1200 ms).

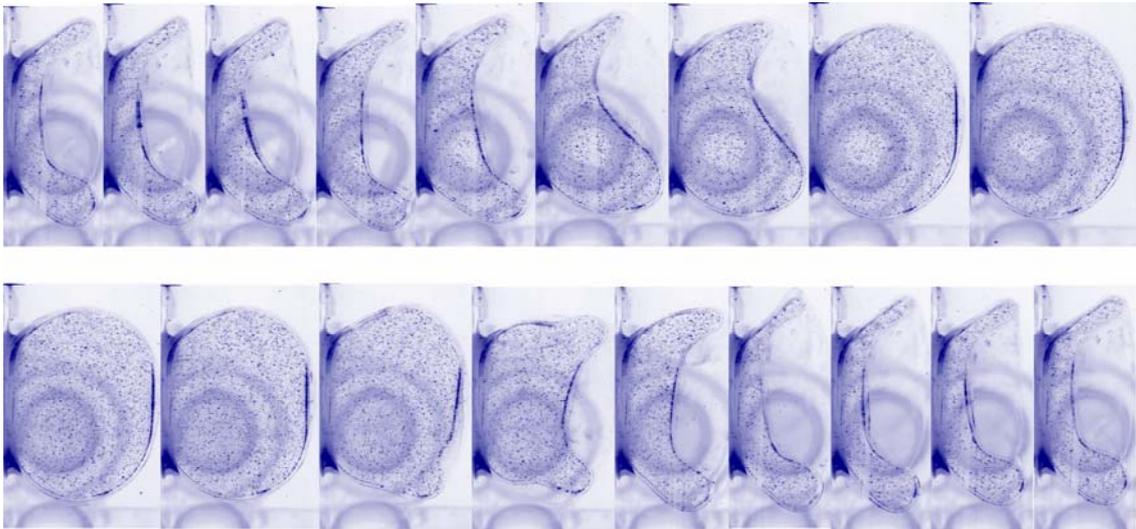


Bild 68: Wandbewegung der Kammer bei hydraulischer Kompression in der Sekundärebene, $x = 40$ mm. Reihe oben: Befüllung der Kammer, Reihe unten: Auswurfphase.

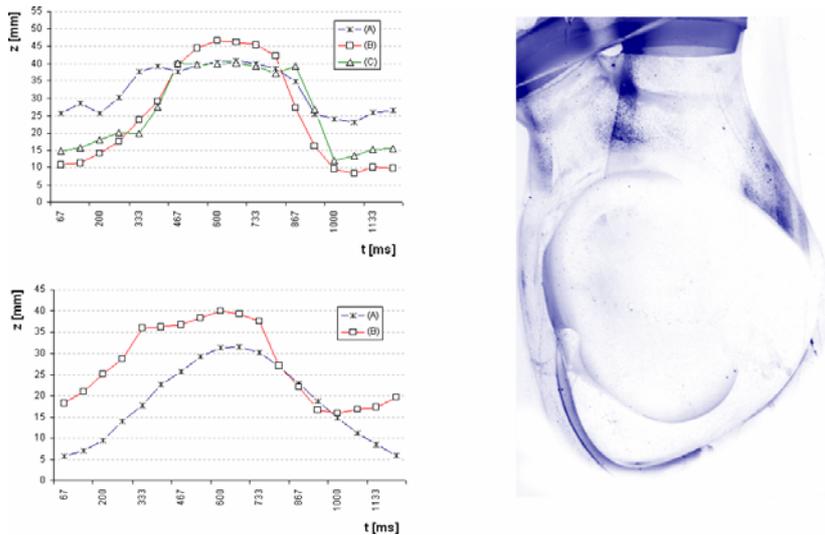


Bild 69 links oben: Trajektorien der Wandbewegung in der Sekundärebene $x = 40$ mm bei hydraulischer Kompression: (A) Kammerwand mitralseitig, (B) Kammermitte, (C) Kammerwand auslassseitig. Links unten: Vergleich der Wandbewegung in der Sekundärebene $x = 20$ mm (Mitteltrajektorie). (A) hydraulische Kompression, (B) Kompression mit der Druckplatte (A) Kompression mit der Druckplatte, (B) hydraulische Kompression. Rechts: Kompression der Kammer mit Druckplatte. Rechts: Ventrikelförmige Kammer mit Druckplatte

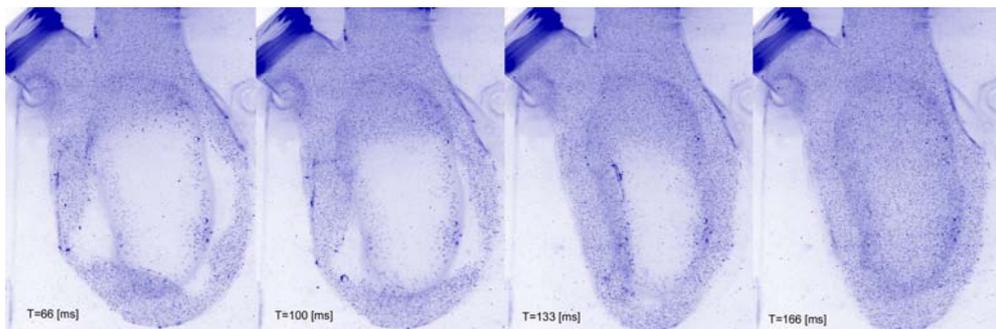


Bild 70: Wandbewegung bei aktiver, hydraulischer Kompression in der Hauptebene zu Beginn der Befüllung ($T = 66$ ms bis $T = 166$ ms).

6.2.2 Kompression mit der Druckplatte

Die Bewegung der Druckplatte ist oszillierend und quasi translatorisch, die Amplitude der Auslenkung ist durch die Hebellänge der Kinematik festgelegt. Bei maximaler Kompression des Druckschlauches beträgt der Abstand zwischen VAD-Gehäuse und Druckplatte $z = 6$ mm. Während der Diastole erreicht er $z = 33$ mm (Gesamthub: $\Delta z = 27$ mm). Da die Druckplatte um die Längsachse drehbar gelagert ist, stellen sich je nach vorherrschenden Druckverhältnissen und Position der Achse zur Schwerpunktsachse der Kammer differenzierte Bewegungsabläufe ein.

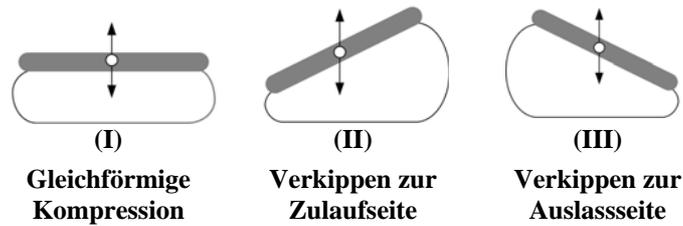


Bild 71: Kinematik der Druckplattenkompression

Fluchtet die Drehachse mit der Achse der Kammer, wird bei physiologisch normalen Druckverhältnissen (Nachlast: 120/80 mmHg, Vorlast: 15-35 mmHg) eine gleichförmige Kompression des Schlauches erreicht (siehe Bild 71-I). Eine Reduktion der Vorlast oder starkes Erhöhen der Nachlast führen zu einseitigem Auslenken der Platte auf der Zulaufseite (siehe Bild 71-II). Analog wird dieser Bewegungsablauf durch Verschieben der Drehachse hin zur Zulaufseite erreicht. Verschieben der Achse hin zur Auslassseite bewirkt ein permanentes Verkippen zur Auslassseite (Bild 71-III).

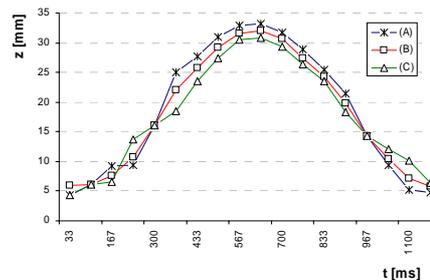
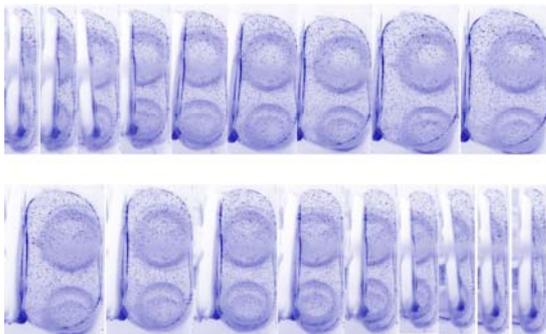


Bild 72 links: Bewegungsablauf der Druckplatte bei gleichförmiger Kompression, $f_{VAD}=70$ bpm. (A) Zulaufseite der Platte, (B) Mitte der Platte, (C) Auslassseite der Platte. Rechts: Trajektorien der Druckplatte, Schnittebene $x = 30$.

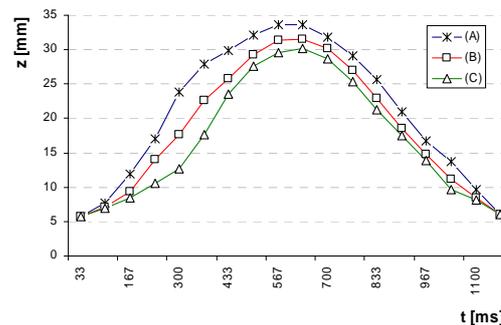
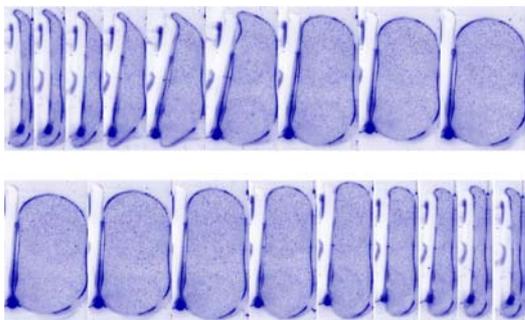


Bild 73 links: Bewegungsablauf der Druckplatte bei gleichförmiger Kompression, $f_{VAD} = 100$ bpm. (A) Zulaufseite der Platte, (B) Mitte der Platte, (C) Auslassseite der Platte. Rechts: Trajektorien der Druckplatte, Schnittebene $x = 30$.

Bild 72 zeigt Bewegungsablauf (links) bei gleichförmiger Kompression, Pumpfrequenz $f_{VAD} = 70$ bpm. Die Trajektorien (Kurven A-C) geben die sinus-angeregte Bewegung

des Druckhebels ohne nennenswerte Abweichungen wieder. Bei erhöhter Drehzahl wird das System instabiler, eine gleichförmige Kompression kann nicht mehr erreicht werden. Die Druckplatte tendiert je nach vorherrschenden Druckverhältnissen zum Zulauf oder zum Auslass zu verkippfen (siehe Bild 73). Kurve C entspricht zwar dem durch den Druckhebel vorgegebenen Geschwindigkeitsprofil, erreicht jedoch nicht den maximalen, diastolischen Auslenkpunkt von $z = 33$ mm. Für höhere Frequenzen ($f_{VAD} = 100$ bpm) muss deshalb von einer quasi-gleichförmigen Kompression gesprochen werden (siehe Bild 75).

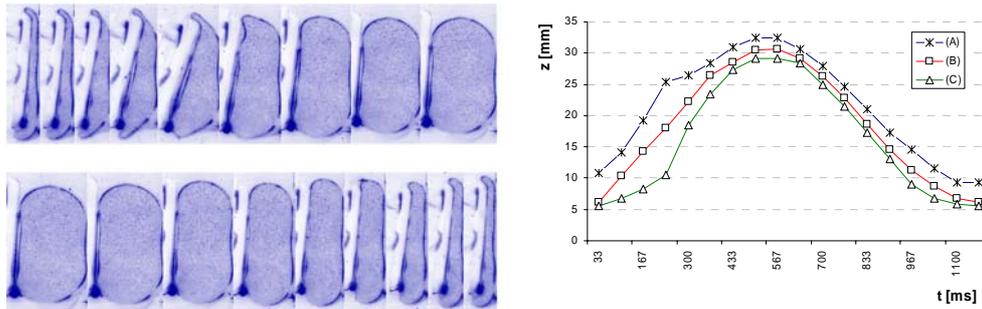


Bild 74 links: Bewegungsablauf der Druckplatte bei ungleichförmiger Kompression, $f_{VAD}=100$ bpm. Die Druckplatte kippt verstärkt zum Auslass. (A) Zulaufseite der Platte, (B) Mitte der Platte, (C) Auslassseite der Platte. Rechts: Trajektorien der Druckplatte, Schnittebene $x = 30$.

Wird die Drehachse parallel zur Schwerpunktsachse in Richtung Auslass verschoben ($\Delta y \geq 4$ mm), verkippt die Druckplatte permanent zum Auslass (siehe Bild 74). Die einlassseitige Trajektorie (Bild 74, Kurve A) erreicht während der Kompression nur eine minimale Auslenkung von $z \approx 10$ mm. Der Verlauf der Kurve A-C ist homogen und entspricht der Bewegung der Druckhebel. Niedrige Nachlasten (≈ 60 -80 mmHg) bzw. erhöhte Vorlasten (≥ 40 mmHg) beeinflussen den Bewegungsablauf der Druckplatte deutlich weniger als bei zulaufseitiger Exzentrizität der Achsen.

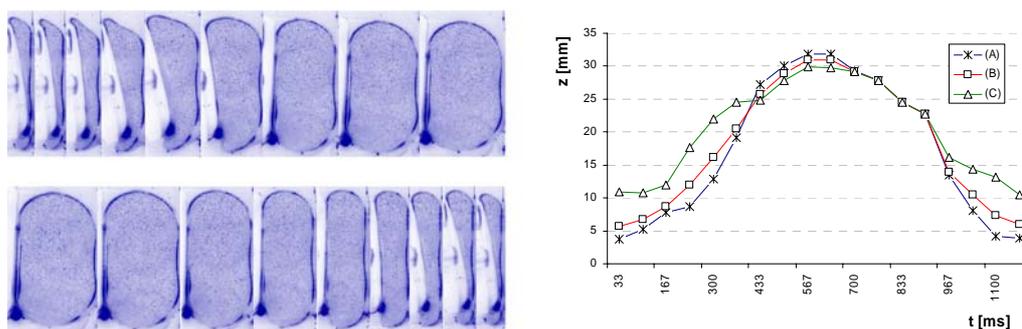


Bild 75: Bewegungsablauf der Druckplatte bei ungleichförmiger Kompression, $f_{VAD}=100$ bpm. Die Druckplatte kippt verstärkt zum Einlauf. (A) Linke Seite der Platte (zulaufseitig), (B) Mitte der Platte, (C) Rechte Seite der Platte (auslassseitig). Rechts: Trajektorien der Druckplatte, Schnittebene $x = 30$.

Analog erreicht die auslassseitige Trajektorie bei Verschieben ($\Delta y \geq 3$ mm) der Achse Richtung Einlass (Bild 75, Kurve C) während der Kompressionsphase nur minimale Werte von $z \approx 11$ mm. Im Gegensatz zur auslassseitigen Exzentrizität sind die Kurven

A-C inhomogen, insbesondere zwischen $t = 700 \dots 950$ ms zeigt sich ein deutlich abgeflachtes Profil. Die minimale Auslenkung auf der Einlassseite beträgt $z \approx 4,5$ mm. Werden zusätzlich extreme Druckbedingungen (Vorlast: > 180 mmHg, Nachlast < 6 mmHg) eingestellt, berühren sich die Innenfläche der Pumpkammer.

6.3 Strömung in der ventrikelförmigen Kammer Typ I

In Kammer Typ I wird die Strömung zunächst mittels strömungsdoppelbrechender Flüssigkeit untersucht. Die Sichtbarmachung zeigt eine ungünstige Ausbildung der Wirbel, so dass auf die weitere Optimierung der Kammer und quantitative Messungen verzichtet wird.

Während der Befüllung bildet sich in der Kammer ein dominanter Wirbel im Uhrzeigersinn aus. Da die rechte Kammerwand im Gegensatz zur Kammer Typ II geradlinig geschnitten ist, löst die Strömung während der Diastole nicht von der Wand ab. Sie folgt der Geometrie bis zum Apex, an dem sie umgelenkt wird. Entlang der gegenüberliegenden Wand strömt sie zurück nach oben und bildet durch die aufgeprägte Rotation einen Wirbel (siehe Bild 76).

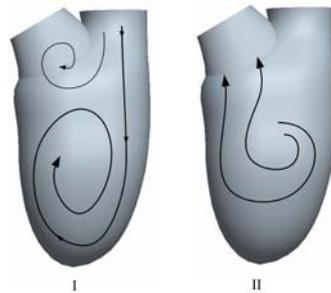


Bild 76: Durchströmung der ventrikelförmigen Kammer während der Befüllungs- (I) und Auswurfphase (II).

Auf der linken Seite entsteht durch die Querschnittserweiterung an der Bifurkation ein im Uhrzeigersinn rotierendes Rezirkulationsgebiet, das den Hauptwirbel in seiner Ausdehnung nach oben begrenzt. Der Hauptwirbel besteht über ca. 600ms, dabei bleibt der Kern nahezu konstant im Zentrum der Kammer. Erst durch die Kompression der Druckplatte wird er aufgelöst und das Fluid ausgeworfen (Phase 300° , $t \approx 1000$ ms). Sämtliche Wandbereiche werden in dieser Zeit gespült (siehe Bild 77).

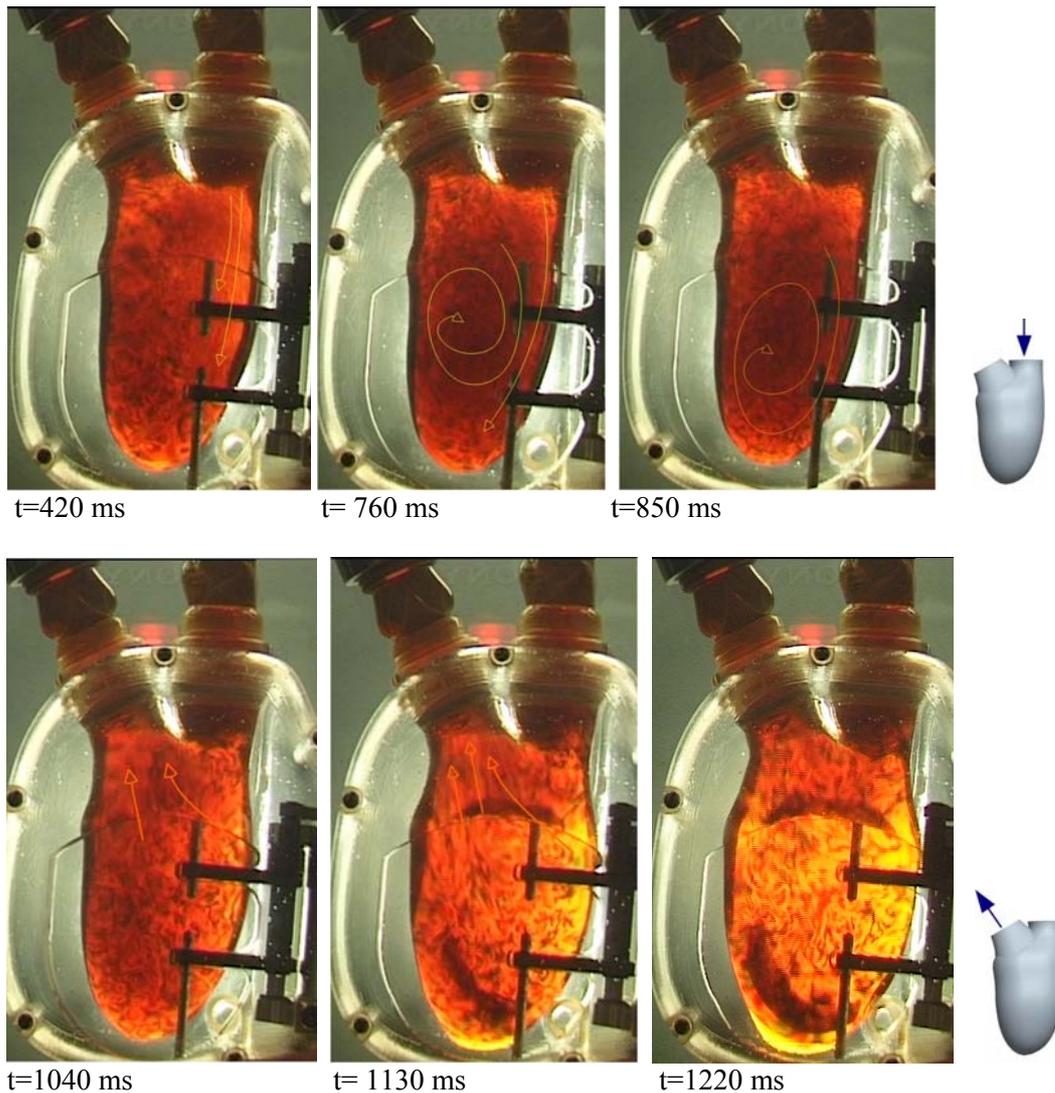


Bild 77: Sichtbarmachung der Strömung mit strömungsdoppelbrechender Flüssigkeit in Kammer Typ I, $f_{VAD}=70$ bpm.

6.4 Strömung in der ventrikelförmigen Kammer Typ II

Die Strömung in der ventrikelförmigen Kammer Typ II wird sowohl bei Druckplattenkompression als auch bei Kompression mit einer Hydraulikflüssigkeit untersucht. Die Messungen werden mit PIV in der Haupt-, Sekundär- und Lateralebene durchgeführt.

Die Strömung in der Kammer wird durch die Bewegung der Druckplatte, insbesondere während der Befüllung beeinflusst. Durch den festgelegten Bewegungsablauf der Druckplatte muss sich das einströmende Fluid der vorgegebenen Wandbewegung anpassen. Da sich die Strömung bei Druckplattenkompression weit weniger gleichmäßig ausbreitet, ist zu prüfen, ob alle Gebiete der Kammer insbesondere bei

niedrigeren Frequenzen ausreichend durchspült werden. Zur Beschreibung der Struktur der Strömung werden deshalb Aufnahmen bei Ruhepuls (70 bpm) herangezogen (Bild 80 bis Bild 82).

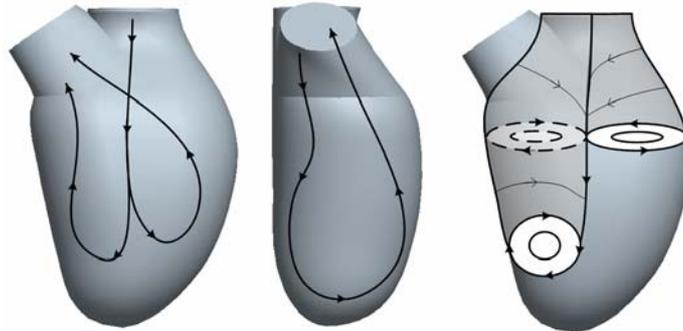


Bild 78: Struktur der Durchströmung bei Druckplattenkompression. Ansicht der Hauptebene (links), Lateralebene (mitte) und Sekundärebene (rechts).

Deutlich erkennbar ist hier der Einfluss der biologischen Herzklappe am Einlass. Durch ihre Flügel wird die Strömung zu einem Strahl eingeschnürt und generiert erhöhte Scherung am Rand.

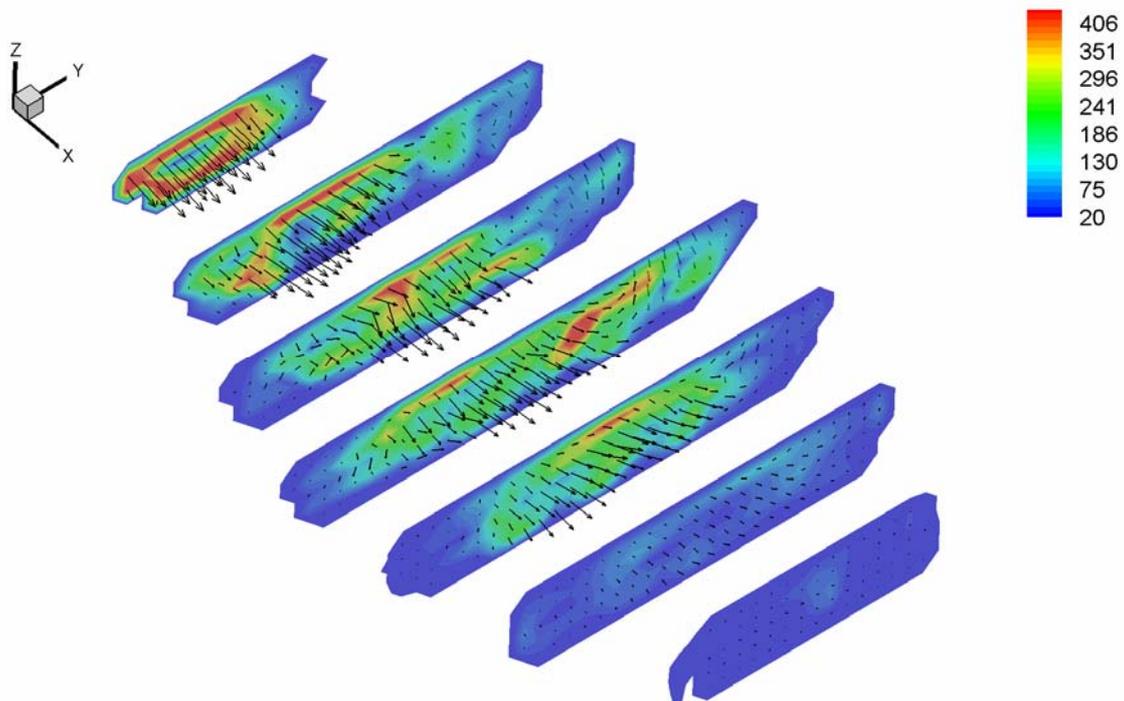


Bild 79: 3D-Vektoren und 3D-Scherraten während der Befüllung (Diastole), Kompression mit der Druckplatte. $f_{VAD}=70$ bpm.

Die Messungen zeigen, dass sich die Strömung bei erhöhter Frequenz $f_{VAD} = 100\text{bpm}$ lediglich durch ausgeprägtere Strukturen der Wirbelgebiete von der Strömung bei Ruhepuls unterscheidet, die Scherraten steigen im Hauptwirbel von ca. 200 s^{-1} auf 500 s^{-1} . Um eine Vergleichbarkeit mit der hydraulischen Kompression zu erleichtern, werden die Geschwindigkeitsprofile bei unterschiedlichen Bewegungsabläufen der Druckplatte mit $f_{VAD} = 100\text{bpm}$ dargestellt (vgl. Bild 83 und Bild 84).

Im Gegensatz zur hydraulischen Kompression bewegt sich bei Kompression mit der Druckplatte der einströmende Volumenstrom während der Befüllungsphase gerade auf die Spitze der Kammer zu. Dies ermöglicht die Ausbildung der bereits bekannten Wirbel auf der linken und rechten Kammerseite. Da sich die Hauptströmung nicht an die linke Kammerwand anlegt, bleiben beide Rezirkulationsgebiete bis zum Ende der Diastole erhalten. Bild 78 (links) zeigt das Prinzip der Durchströmung. In der Lateralebene bildet sich, bedingt durch die Bewegung der Druckplatte ein Wirbel im unteren Teil der Kammer, in dem Fluid vom Boden nach oben gezogen wird (siehe Bild 78, mitte). Strömungsvorgänge in der Sekundärebene werden von einem gegenläufigen Doppelwirbel geprägt, der Fluid von der Mitte der Kammer nach Außen, entlang der Kammerwände transportiert (siehe Bild 78, rechts).

6.5.1 Strömungscharakteristik bei gleichförmig bewegter Druckplatte

Bild 80 zeigt die Ausbildung des Rezirkulationsgebietes F1 an der linken Kammerseite während der Befüllung (Phase 90° , $T \approx 300\text{ms}$). Analog zur hydraulischen Kompression löst die Strömung an der Bifurkation ab. Der Wiederanlegepunkt S2' bleibt während der Befüllung nahezu konstant bei $x \approx 80\text{mm}$. Der Kern des Wirbels bildet sich zu Beginn der Befüllung zunächst im Bereich der Aortenklappe aus ($T = 378\text{ms}$). Während der Spitzendiastole stabilisiert er sich bei $x \approx 30\text{mm}$, die Rückströmgeschwindigkeit an der linken Kammerwand beträgt bis zu $0,9\text{ m/s}$. Zum Ende der Befüllung wird er primär von Trägheitskräften getrieben und verliert seine Rotationsenergie fast vollständig. Die vorherrschende Bewegung der Hauptströmung versetzt den Kern dabei in Richtung der Kammerspitze ($T = 850\text{ms}$).

An der rechten Kammerseite löst die Strömung bei $x \approx 12\text{mm}$ ab und bildet einen linksdrehenden Wirbel (F2) aus. Behindert durch die Druckplatte, verwirbelt das einströmende Fluid deutlich weiter stromabwärts als der Ablösepunkt zunächst erwarten lässt. Mit zunehmender Öffnung der Kammer stabilisiert sich F2 bei $x \approx 40\text{ mm}$. Der Wiederanlegepunkt liegt während der Spitzendiastole konstant bei $x \approx 75\text{ mm}$. Zum Ende der Befüllung wandert er mit dem Zerfall von F2 in Richtung Kammerspitze. Während der gesamten Diastole ist der einströmende Jet auf die Spitze der Kammer gerichtet, der Halbsattel S1' bleibt bis Phase 180° ($T \approx 600\text{ ms}$) ortsfest. Erst zum Ende der Diastole durchspülen kleine, instabile Wirbelstrukturen die Kammerspitzen ($T = 850\text{ ms}$).

Bedingt durch die vorgegebene Druckplattenkinematik öffnet sich die Kammer nicht in der Geschwindigkeit, in welcher Fluid nachströmen könnte. Während bei hydraulischer Kompression ein über den Querschnitt gleichmäßiges Befüllen beobachtet wird, zeigt

insbesondere die Ansicht der Lateral- und Sekundärebene, in wie weit das einströmende Fluid von der Druckplattenposition beeinträchtigt wird. Zu Beginn der Befüllung engt die Druckplatte den Kanal ein, was zu erhöhten Geschwindigkeiten und Scherspannungen an der vorderen Kante der Druckplatte führt. Die Spitzengeschwindigkeiten betragen bis zu 1,4 m/s (vgl. Bild 80, oben). In der Spitzendiastole ($T \approx 350 \text{ ms} - 450 \text{ ms}$) erreicht die Druckplatte ihre maximale Geschwindigkeit (vgl. Bild 124). Dadurch wird verstärkt Fluid aktiv mit nach oben, in positiver z-Richtung transportiert (siehe Bild 82, $T = 378 \text{ ms}$). Dies führt zunächst zu einem vorzeitigen Ablösen des Jets vom Boden der Kammer. Da die Geschwindigkeit der Druckplatte mit $v_{max} = 0,25 \text{ m/s}$ deutlich langsamer als die des nachströmenden Fluides ist ($v \approx 1,2 \text{ m/s}$), strömt Flüssigkeit mit hoher Geschwindigkeit im unteren Bereich der Kammer nach ($T \approx 500 \text{ ms}$). Das nach oben transportierte Fluid verliert mit der Aufwärtsbewegung an Strömungsenergie. Durch Kippbewegungen der Druckplatte wird eine zusätzliche, oszillierende Geschwindigkeitskomponente in z-Richtung aufgeprägt, was eine wellenförmige Geschwindigkeitsverteilung erzeugt (siehe Bild 84, $T = 366 \text{ ms}$). An der Scherschicht zwischen bereits eingeströmter und nachströmender Flüssigkeit bildet sich, unterstützt durch die Aufwärtsbewegung der Druckplatte ein linksdrehender Wirbel in der Lateralebene (siehe Bild 80, Phase 170° ($T = 566 \text{ ms}$) und Bild 82).

Das von der Druckplatte nach oben bewegte Fluid weicht sekundärseitig zunächst nach links (auslasseitig) aus, folgt der Geometrie der Kammerwand und bildet einen linksdrehenden Wirbel F33 mit Absolutgeschwindigkeiten bis 0,45 m/s (siehe Bild 84). F33 stabilisiert sich und bleibt während der Diastole mit seinem Kern in der oberen, auslasseitigen Hälfte der Kammer bestehen. Zum Ende der Diastole etabliert sich einlassseitig ein gegenläufiger Wirbel (F34). Die beiden Strukturen werden von den singulären Punkten S31' und S32' eingefasst. S32' verändert seine Lage während der Befüllung von $x = 7 \text{ mm}$ bis $x = 20 \text{ mm}$. Der Halbsattel S31' am Kammerboden wandert von $x = 5$ bis $x = 25 \text{ mm}$. Mit dem Einsetzen der Kompression wird der ursprüngliche Wirbel F33 durch die Abwärtsbewegung der Druckplatte verstärkt (Bild 84, Phase 340° , $T = 1133 \text{ ms}$). In der rechten Hälfte bildet sich ein gleichsinniger Wirbel F34. Analog zur Befüllung entstehen zwei Halbsattel S35' und S36', die während der gesamt Auswurfphase konstant bleiben.

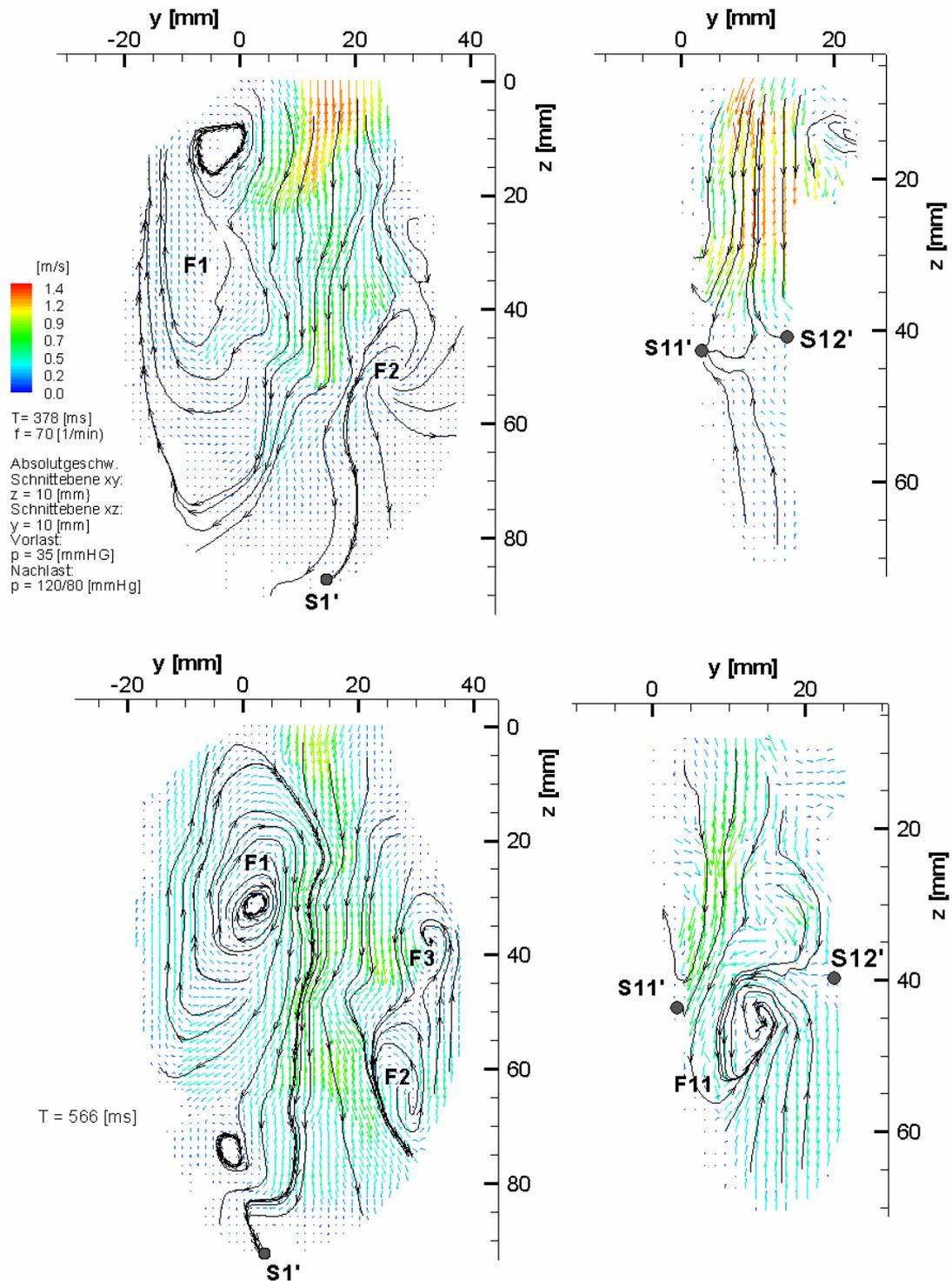
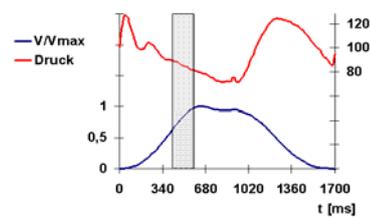


Bild 80: Geschwindigkeitsverteilung und Stromlinien in der Pumpkammer bei gleichförmiger Kompression durch die Druckplatte. Darstellung: Links Hauptebene $z=10$ [mm], rechts Lateralebene $y=10$ [mm]. Frequenz: $f_{VAD}=70\text{min}^{-1}$, Vorlast: 35 mmHg, Nachlast: 120/80 mmHg.



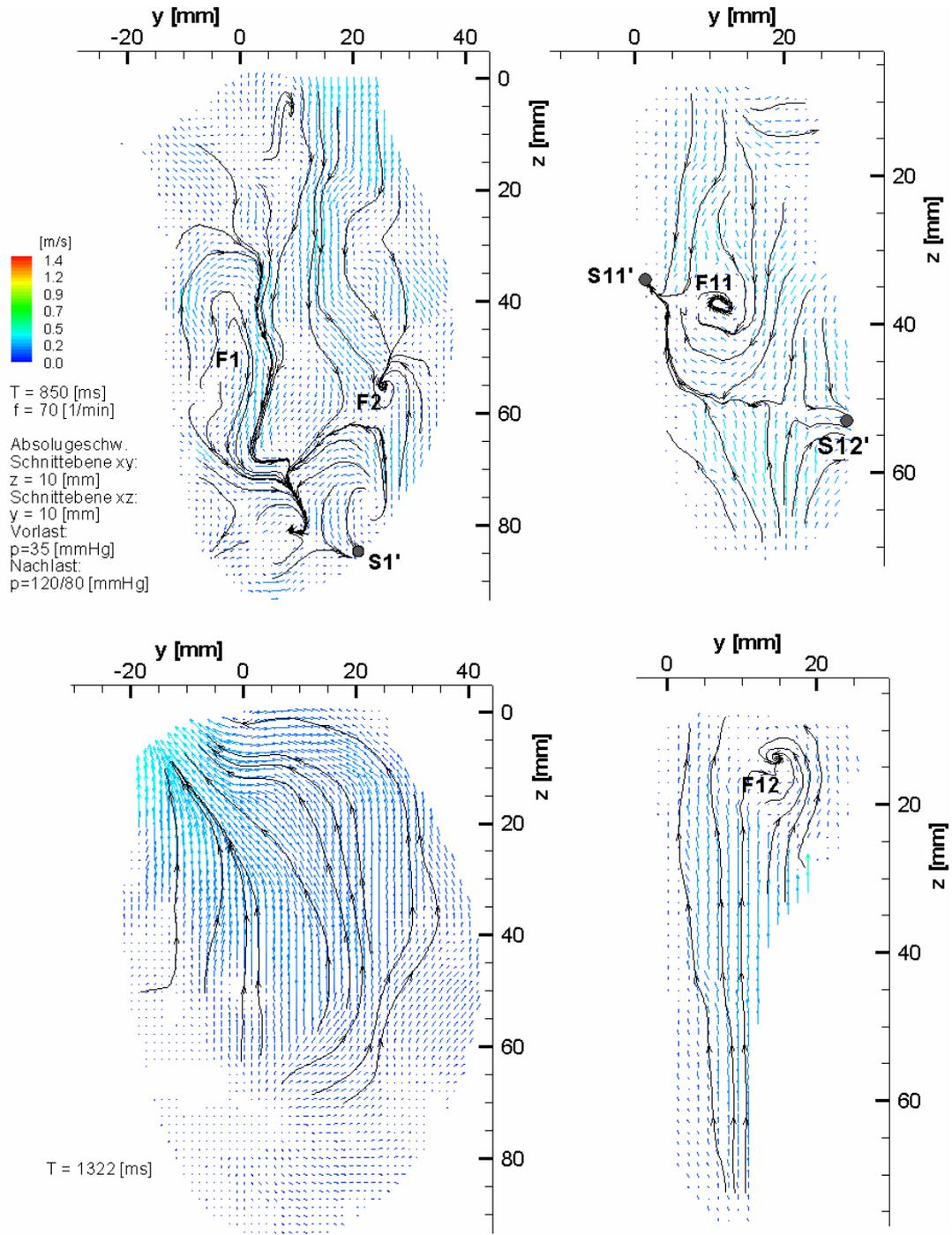
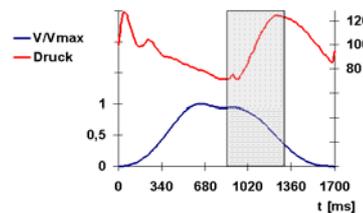


Bild 81: Geschwindigkeitsverteilung und Stromlinien in der Pumpkammer bei paralleler Kompression durch die Druckplatte. Darstellung: Links Hauptebene $z=10$ [mm], rechts: Lateralebene $y'=10$ [mm]. Frequenz: $f_{VAD}=70\text{min}^{-1}$, Vorlast: 35 mmHg, Nachlast: 120/80 mmHg.



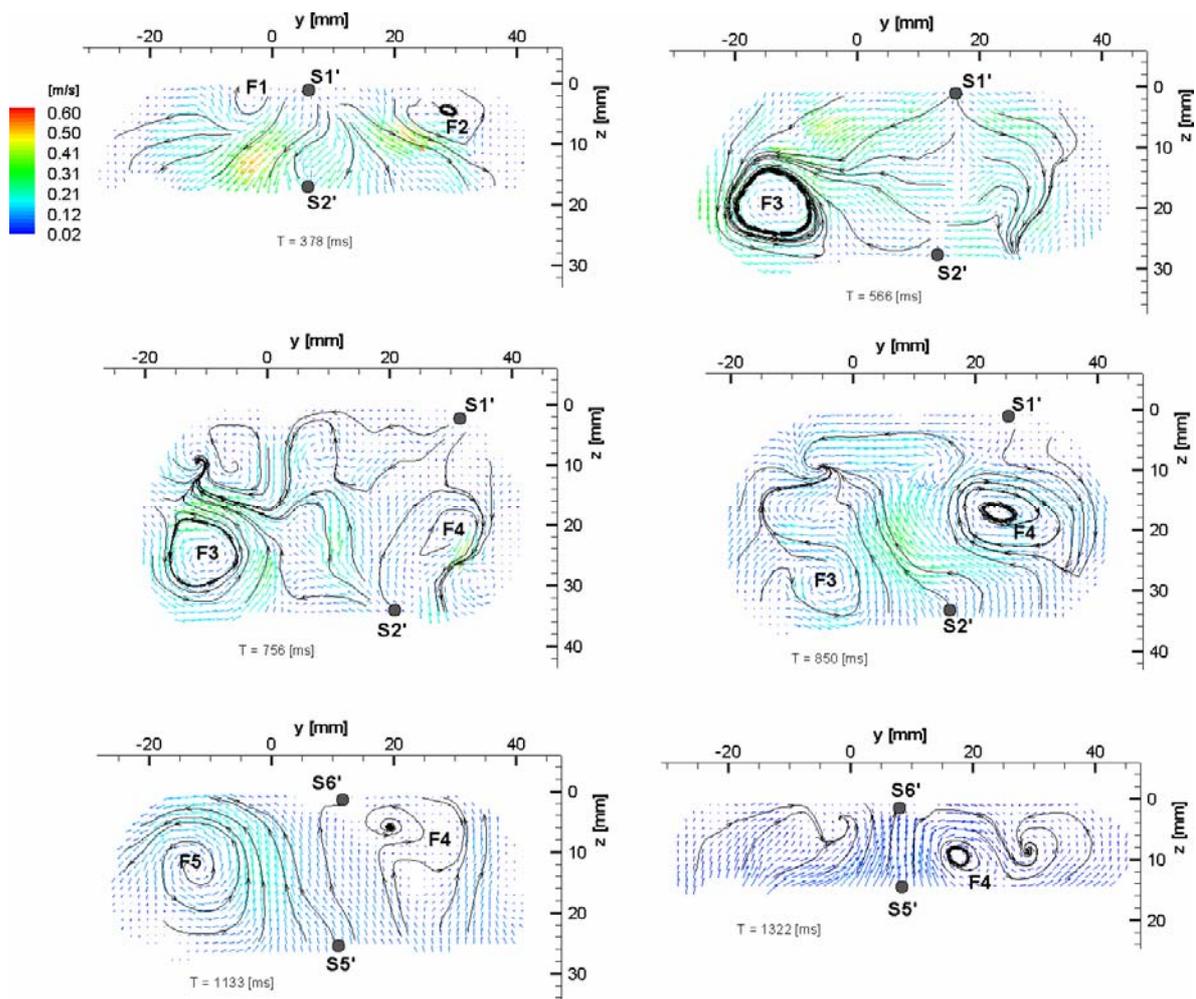


Bild 82: Geschwindigkeitsverteilung und Stromlinien in der Pumpkammer bei paralleler Kompression durch die Druckplatte. Darstellung: Sekundärebene $x=44$ [mm]. Frequenz: $f_{\text{VAD}}=70\text{min}^{-1}$, Vorlast: 35 mmHg, Nachlast: 120/80 mmHg.

6.5.2 Einfluss der verschiedenen Druckplattenbewegungen auf die Befüllung

Die Befüllung der Kammer wird vom Bewegungsablauf der Druckplatte nachhaltig beeinflusst. Bei gleichförmiger Bewegung ist der Bereich am Einlass gleichmäßig komprimiert. Bei höheren Frequenzen neigt die Druckplatte zu leichtem Verkippen zur Einlassseite (siehe Bild 73). Dies bewirkt zunächst ein Ablenken des einströmenden Fluids nach links (Bild 83 oben, $T = 300$ ms), was jedoch im weiteren Verlauf der Befüllung die Orientierung des Volumenstromes nicht nachhaltig beeinflusst. Bereits ab Phase 130° ($T = 433$ ms) etablieren sich links und rechts des Strahls Rezirkulationsgebiete, die zum Ende der Diastole ihre Rotationsenergie verlieren. Komprimiert die Druckplatte mehr einlassseitig (vgl. Bild 74), wird der einströmende Jet zunächst deutlich nach links abgelenkt (Phase 90° , $T = 300$ ms), während die rechte Seite durch das Verkippen länger verschlossen bleibt, und sich hier kein Wirbel ausbilden kann. Erst ab Phase 130° ($T = 433$ ms) wird rechts eine (deutlich kleinere) Ablösezone beobachtet, die jedoch bereits bei Phase 170° ($T = 566$ ms) wieder zerfällt.

Der linke Wirbel dominiert zum Ende der Befüllung stärker als bei paralleler Kompression ($T = 433$ ms). Kippt die Druckplatte mehr zum Auslass (vgl. Bild 75), kann Fluid deutlich ungestörter einströmen und bildet bei Phase 130° ($T = 433$ ms) die von der hydraulischen Kompression bekannte Struktur. Das rechte Ablösegebiet entwickelt sich analog bei $x \approx 10$ mm, zum Ende der Diastole wird es vom linken Wirbel verdrängt. Im Gegensatz zum gleichförmigen und einlassseitigen Verkappen hat das Fluid die Tendenz, an der rechten Kammerwand anzulegen (Phase 190° , $T = 633$ ms). Allen Kompressionsformen gemein ist eine von Trägheitskräften getriebene Wirbelstruktur in der Spitze der Kammer. Sie sorgt zum Ende der Diastole für ein Durchspülen des Bereiches. Am uneffektivsten arbeitet sie bei gleichförmiger Kompression ($T = 633$ ms).

Die Strömung in der Lateralebene wird durch die Vertikalbewegung der Druckplatte beeinflusst. Das zunächst gleichförmig einströmende Fluid wird bei gleichförmiger Kompression im unteren Bereich der Kammer bei Phase 110° ($T = 366$ ms) von der Platte nach oben bewegt (siehe Bild 84). Im weiteren Verlauf fließt Fluid bevorzugt am Boden der Kammer nach und bildet bei $x \approx 60$ mm einen lokalen, rechtsdrehenden Wirbel aus, der erst mit Einsetzen der Systole aufgelöst wird. Einlassseitiges Verkappen der Druckplatte verstärkt diesen Effekt, zusätzlich tritt zum Ende der Diastole ein gegenläufiger Wirbel in der Kammerspitze auf (vgl. Bild 84, mitte). Auslassseitiges Verkappen beeinträchtigt die Strömung in der Lateralebene weit weniger als die beiden anderen Kompressionsformen. Das Fluid strömt mehr gleichmäßig verteilt über den Querschnitt ein. Im unteren Bereich der Kammer bildet sich ein weniger ausgeprägter, rechtsdrehender Wirbel ($T = 633$ ms).

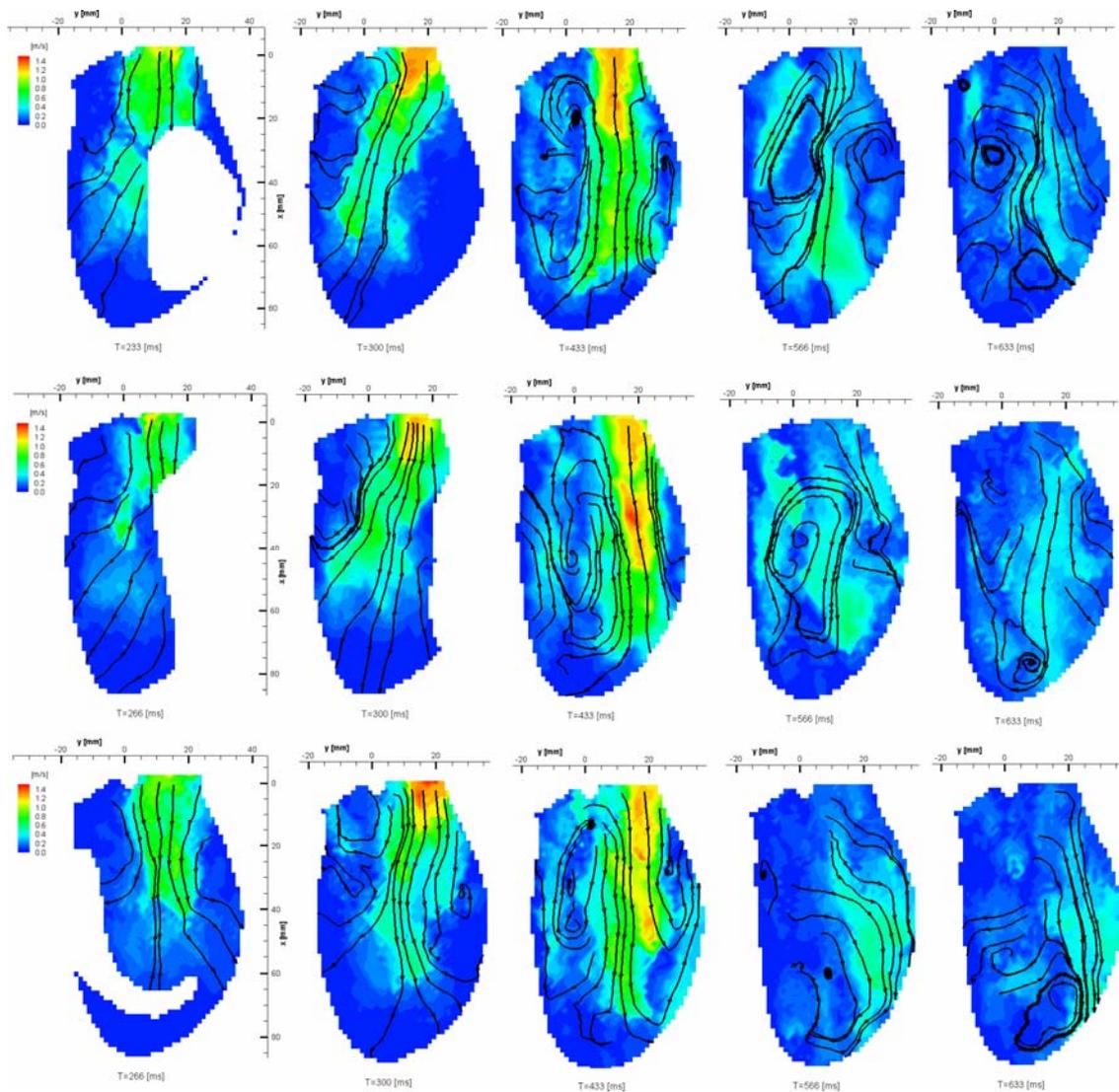


Bild 83: Absolutgeschwindigkeit und Stromlinien in der Hauptebene ($z=10\text{mm}$) während der Befüllungsphase bei unterschiedlichen Bewegungsabläufen der Druckplatte. Obere Reihe: Parallele Kompression, mittlere Reihe: Verkippen zur Einlassseite, untere Reihe: Verkippen zur Auslassseite. Frequenz: $f_{VAD}=100\text{min}^{-1}$, Vorlast: 38 mmHg, Nachlast: 120/80 mmHg.

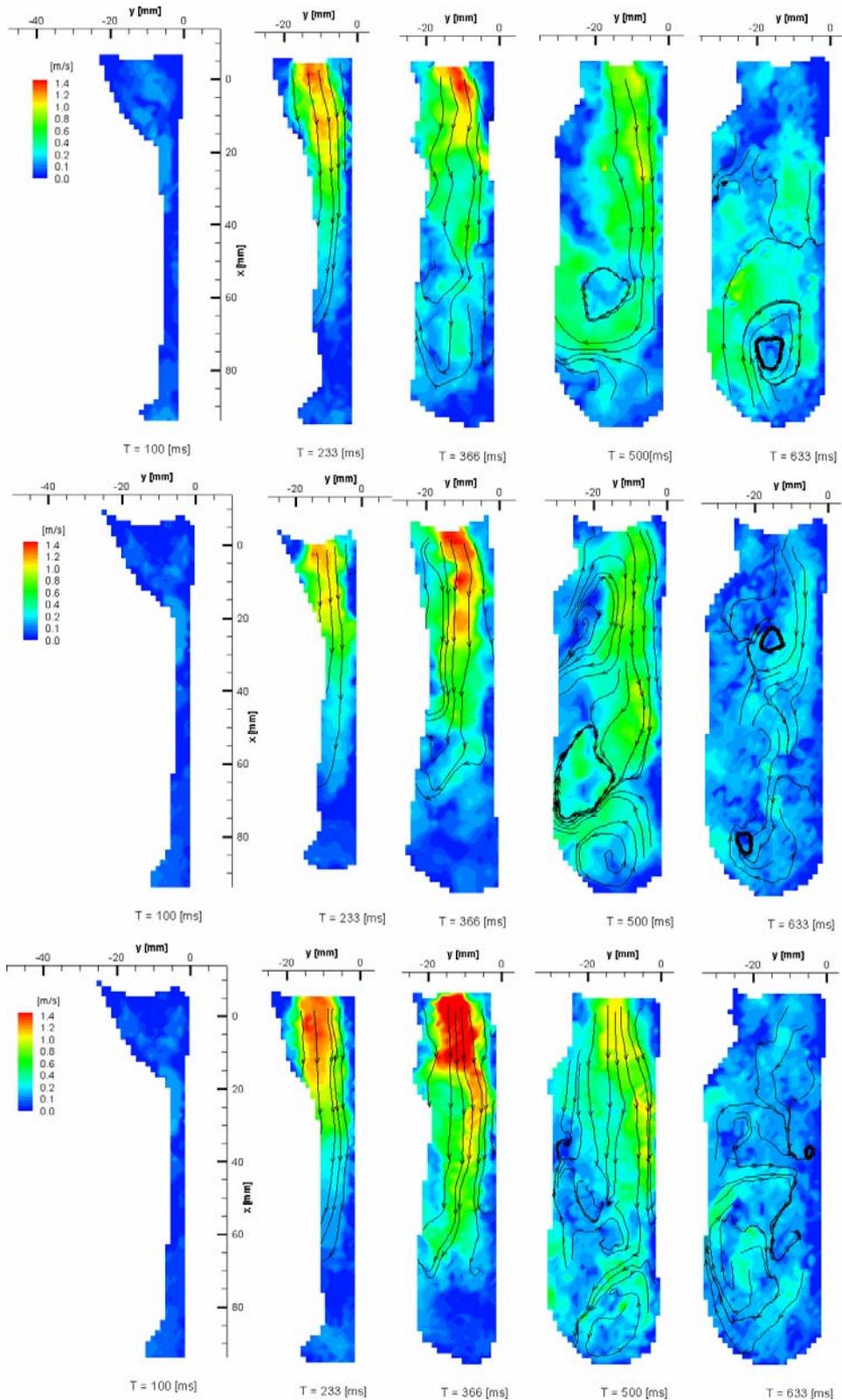


Bild 84: Absolutgeschwindigkeit und Stromlinien in der Lateralebene ($y = -10\text{mm}$) während der Befüllungsphase bei unterschiedlichen Bewegungsabläufen der Druckplatte. Obere Reihe: Parallele Kompression, mittlere Reihe: Verkippen zur Einlassseite, untere Reihe: Verkippen zur Auslassseite. Frequenz: $f_{VAD}=100\text{min}^{-1}$, Vorlast: 38 mmHg, Nachlast: 120/80 mmHg.

6.5.3 Ablösegebiete, Scherraten und Wirbelstärke

In der Pumpkammer werden insbesondere während der Befüllungsphase erhöhte Gradienten im Geschwindigkeitsfeld beobachtet. Bild 85 zeigt die Verteilung der Scherspannung in Teilsegmente der Kammer dargestellt. Die Kompression erfolgt mittels Hydraulikfluid sowie mit der Druckplatte sowie mit einem Hydraulikfluid.

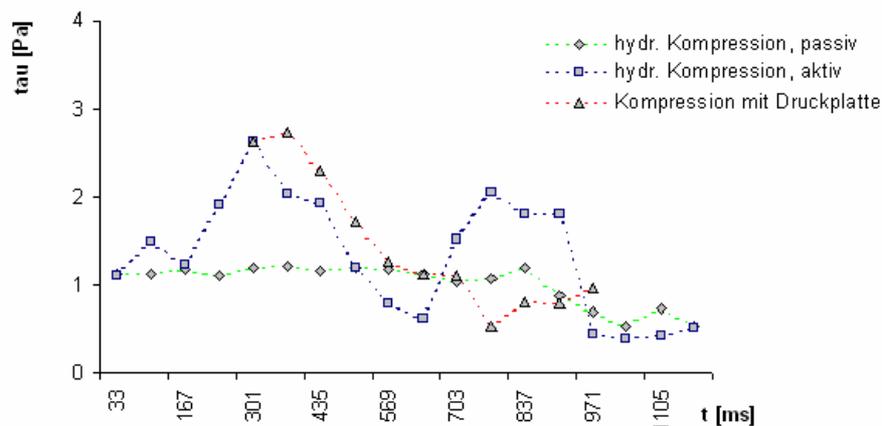


Bild 85 links: Verlauf der Scherspannung über einen kompletten Pumpzyklus. Rechts: Verteilung der berechneten 3D-Scherraten während der Befüllungsphase.

Maximale Scherspannungen erreichen ca. 3 Pa während der Spitzendiastole (~ 350 ms bzw. Phase 80°), im weiteren Verlauf klingen sie auf etwa 1 Pa ab (Bild 85 links, rote Linie). Wird die Pumpkammer aktiv hydraulisch komprimiert, treten während der Befüllungsphase analoge Werte auf (Bild 85 links, blaue Kurve). Die Maximalwerte klingen schneller ab, der Kurvenverlauf ist auf der Zeitachse um ca. 45 ms nach links versetzt. Mit dem Einsetzen der Systole steigen die Scherspannungen durch die effizientere Beschleunigung des Fluids auf ca. 2,2 Pa an, was dem Kurvenverlauf eine charakteristische Form mit zwei Maxima verleiht. Bei Kompression mit der Druckplatte sowie bei hydraulischer Kompression (grüne Kurve) bleiben die Scherspannungen auch während der Systole in einer Größenordnung von ca. 1 Pa.

Während der Spitzendiastole wird durch die Vertikalbewegung der Druckplatte Fluid mit nach oben bewegt. Dies führt zum Ablösen der eintretenden Strömung vom Boden der Kammer. Besonders bei Verkippen der Druckplatte zum Einlass zeigt sich bereits bei $x \approx 40$ mm ein erster Ablösepunkt. Das Wiederanlegen der Strömung erfolgt bei $x \approx 52$ mm (siehe Bild 86, $T = 300$ ms). Deutlich erkennbar ist die negative Geschwindigkeit in der Kammerspitze während der kompletten Diastole. Ausgehend von einem weiteren Ablösepunkt, der ab $T = 366$ ms konstant bei $x \approx 60$ mm bleibt, wird Fluid nach oben gezogen und bildet einen linksdrehenden Wirbel ($T = 500$ ms).

Bei Verkippen der Druckplatte zum Auslass liegt der einströmende Strahl länger an der Wand an. Eine erste Ablösung entsteht bei $x \approx 55$ mm, Wiederanlegen erfolgt bei $x \approx 70$ mm. Der Strahl dringt im Verlauf der Diastole weiter in die Kammer ein (vgl. $x \approx 70$ mm zu $x \approx 60$ mm), bevor er zum Ende der Befüllung nach oben gezogen wird ($T = 566$ ms) und einen linksdrehenden Wirbel bildet. Fluid strömt aus dem Wirbel an der Oberseite der Kammer zurück Richtung Aortenklappe.

Bedingt durch den von der Herzklappe eingeschnürten Fluidstrahl betragen die Scherraten im Bereich des Kammerbodens bis zu 600 s^{-1} . Der von der Druckplatte bei Verkippen zur Einlassseite zusätzlich verengte Strömungskanal generiert negative Scherung in etwa derselben Größenordnung, während bei Verkippen zur Auslassseite im mittleren und oberen Bereich lediglich moderate Scherraten bis etwa 50 s^{-1} auftreten (vgl. Bild 104, obere Reihe, $T = 300$ ms). Erhöhte Werte bis ca. 400 s^{-1} im weiteren Verlauf der Befüllung lassen auf verstärkte Strömung über den Querschnitt und damit auf eine effektive Befüllung schließen, während bei einlassseitigem Verkippen die Scherraten vor allem in der Kammerspitze deutlich auf Werte kleiner 20 s^{-1} nachlassen ($T = 366$ ms).

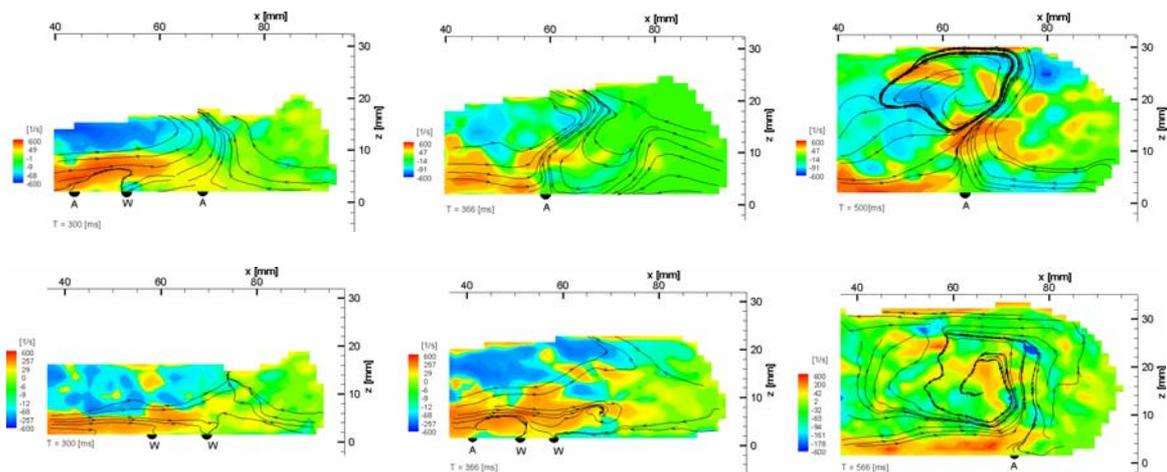


Bild 86: Ablösen der Strömung vom Kammerboden bei Verkippen der Druckplatte zum Einlass (obere Reihe) und Verkippen zum Auslass (untere Reihe). Frequenz: $f_{VAD} = 100 \text{ min}^{-1}$, Vorlast: 38 mmHg, Nachlast: 120/80 mmHg. Darstellung: Hauptebene, $z = 10$ mm.

Kritisch erscheint bei Verkippen der Druckplatte zum Einlass vor allem der nahezu ortsfeste Ablösepunkt sowie die niedrigen Scherraten im Bereich des Bodens bis zur Kammerspitze (vgl. Bild 104, $T = 366$ ms und $T = 500$ ms). Dagegen sorgt auslassseitiges Verkippen für gute Durchspülung und generiert gleichmäßigere, moderate Wandscherung, besonders an der oberen Wand. Fluid strömt gegen Ende der Diastole an der oberen Kammerwand zurück in Richtung Aortenklappe, was den Auswurf während der Systole unterstützt.

In der Hauptebene werden durch die Querschnittserweiterung zwei Rezirkulationsgebiete links und rechts des eintretenden Volumenstromes generiert (vgl.

Bild 83). Die Ablösung der Strömung an der rechten Kammerseite erfolgt bei einlassseitigem Verkippen etwa bei $x \approx 20$ mm, Wiederanlegen erfolgt bei $x \approx 40$ mm. Die Ablösezone ist durch niedrige Scherraten an der Wand gekennzeichnet. Im Weiteren legt sich der einströmende Strahl an der Wand an und strömt Richtung Apex (Bild 87, rechts). Der weitere Verlauf der Diastole ist durch niedrige Scherraten im Bereich der rechten Wand gekennzeichnet.

Verkippt die Druckplatte zur Auslassseite, löst einströmendes Fluid bereits bei $x \approx 10$ mm von der Wand ab. Es bildet sich ein ausgeprägtes Rezirkulationsgebiet, in das Fluid vom Wiederanlegepunkt (W) nach oben gefördert wird. Es sorgt für Durchspülung des Bereichs bei Scherraten bis etwa 90 s^{-1} (Bild 87, links). Im Weiteren legt sich der einströmende Volumenstrom an der rechten Wand bei $x \approx 80$ mm an und bildet zum Ende der Befüllung einen lokalen Wirbel in der Kammerspitze (vgl. Bild 83).

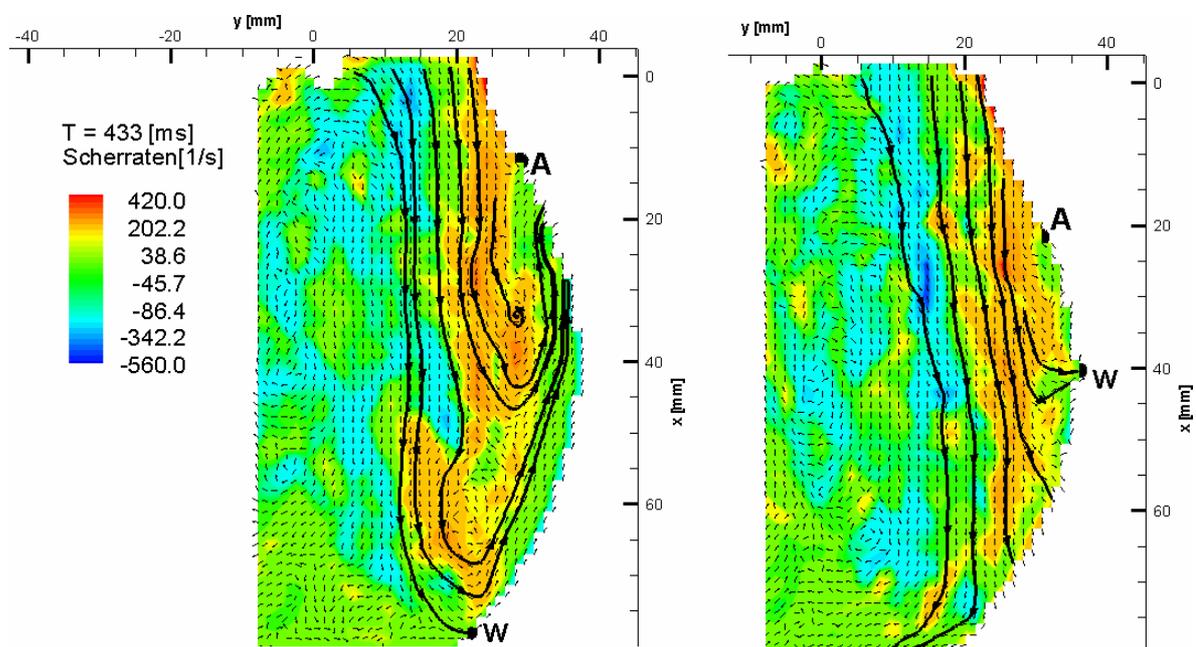


Bild 87: Ablösen der Strömung an der rechten Kammerseite bei Verkippen der Druckplatte zum Auslass (links) und Verkippen zum Einlass (rechts). Frequenz: $f_{VAD} = 100 \text{ min}^{-1}$, Vorlast: 38 mmHg, Nachlast: 120/80 mmHg. Darstellung: Hauptebene, $z = 10 \text{ mm}$.

Zur Verbesserung der Auflösung werden Teilbereiche des Strömungsfeldes mit Macro-PIV aufgenommen. Die Mitralklappe (biologische Herzklappenprothese, siehe Bild 89) formt durch Einschnüren des Volumenstroms einen Strahl, dessen Kern beim Eintritt in die Pumpkammer etwa 16 mm breit ist ($T = 233 \text{ ms}$, s. Bild 91). Mit fortschreitender Diastole weitet er sich ab $x \approx 5 \text{ mm}$ auf den Klappendurchmesser von ca. 21 mm auf ($T = 300 \text{ ms}$). Die Spitzengeschwindigkeiten betragen im Kern bis zu 1,4 m/s. An seiner äußeren Scherschicht bildet sich im Nachlauf der Klappe ein räumlicher Wirbel mit Rückströmung (siehe Bild 88). Im Rezirkulationsgebiet treten entlang der Kammerwand bis $x = 15 \text{ mm}$ geringe Scherraten auf. Erst mit Verzögerung der einströmenden

Flüssigkeit gegen Ende der Diastole beginnt die Strömung näher an der Klappe anzuliegen.

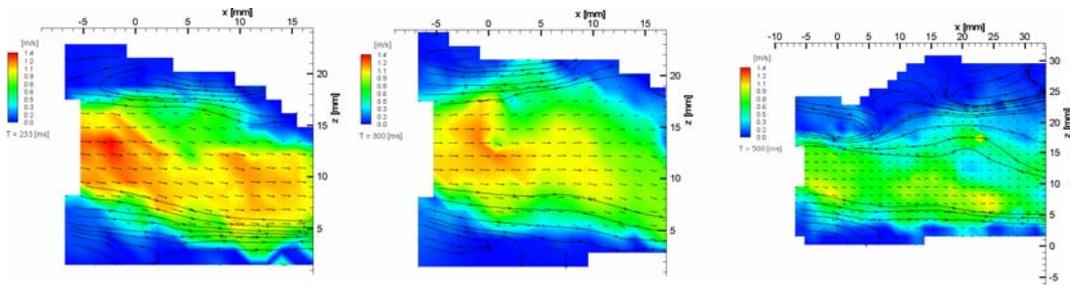


Bild 88: Einströmender Jet während der Diastole bei paralleler Druckplattenkompression. Darstellung: Lateralebene: $y = -10\text{mm}$.

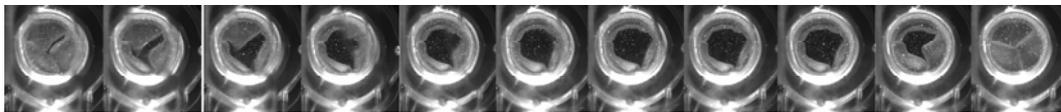


Bild 89: Herzklappenprothese am Einlass (Mitral) während der Befüllung (0 ms – 633 ms).

Bild 90 zeigt im Nachlaufbereich der Mitralklappe den Einfluss verschiedener Kleinfeldgrößen auf das berechnete Ergebnis. Für die Aufnahme links wird eine Kleinfeldgröße von 16×16 Pixel bei einer Pulszeit von $t_p = 100 \mu\text{s}$, im Bild rechts von 32×32 Pixel bei einer von Pulszeit $t_p = 250 \mu\text{s}$ verwendet. Mittels Kreuzkorrelation und adaptiver Kreuzkorrelation berechnete Geschwindigkeitsfelder ergeben für die linke Aufnahme eine maximale Geschwindigkeit von $0,99 \text{ m/s}$, für das rechte Bild von $1,28 \text{ m/s}$. Der Vergleich zeigt den Einfluss der gewählten Kleinfeldgrößen auf die Genauigkeit der Messung. Eine Reduktion von 32 auf 16 Pixel verdoppelt zwar die Auflösung des Vektorfeldes, führt jedoch (auch in anderen Teilsegmenten des Strömungsfeldes) zu geringere Geschwindigkeiten in der Größenordnung von ca. 20% . Wie in den Schnittbildern der kompletten Kammer wird deshalb eine Kleinfeldgröße von 32×32 Pixel verwendet.

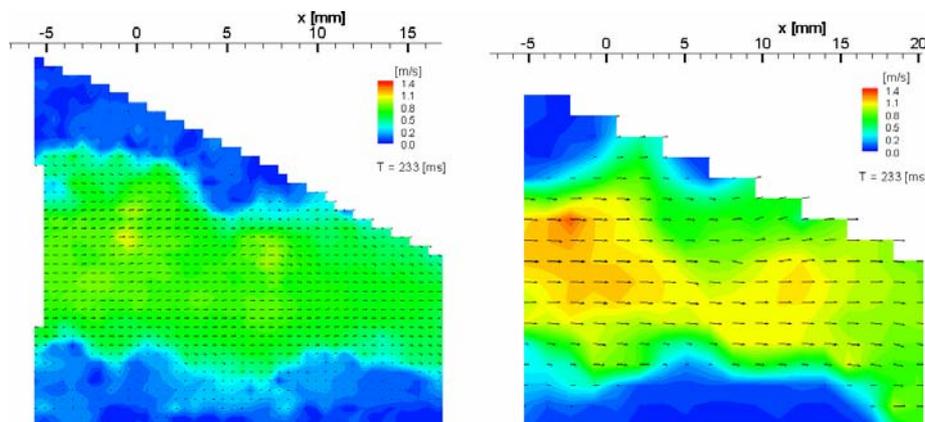


Bild 90: Auswirkung unterschiedlicher Kleinfeldgrößen auf das berechnete Geschwindigkeitsfeld. Darstellung: Lateralebene $y = -10\text{mm}$, Nachlauf der Mitralklappe. Links: Kleinfeldgröße: 16×16 Pixel, Pulszeit: $t_p = 100 \mu\text{s}$. Rechts: Kleinfeldgröße: 32×32 Pixel, Pulszeit: $t_p = 250 \mu\text{s}$.

Erhöhte Scherraten ($\dot{\gamma} \approx 1000 \text{ s}^{-1}$) werden bei paralleler und einlassseitiger Bewegung an der vorderen Kante der Druckplatte beobachtet. Das einströmende Fluid trifft mit hoher Geschwindigkeit auf die noch tief stehende Platte. Dort wird es zum Zeitpunkt $T = 166 \text{ ms}$ abgebremst und nach oben bzw. unten abgelenkt (Staupunktströmung). Während sich im oberen Bereich ein linksdrehender Wirbel ausbildet, löst die Strömung unterhalb des Staupunktes von der Druckplatte ab und bildet ein Rezirkulationsgebiet. Der Ablösepunkt ist durch die Vorzeichenumkehr der Wirbelstärke gut erkennbar (siehe Bild 91 links). Bei $x \approx 34 \text{ mm}$ legt die Strömung wieder an der Unterseite der Platte an. Die Scherraten betragen an der Kannte bis zu 1000 s^{-1} (siehe Bild 92). Mit weiterer Aufwärtsbewegung der Druckplatte liegt die Strömung durchgehend an der Druckplatte an. Scherraten bis $\dot{\gamma} = -600 \text{ s}^{-1}$ sorgen für eine ausreichende Durchspülung des kritischen Bereiches. Da erhöhte Werte nur kurzzeitig auftreten ($t < 100 \text{ ms}$), Ablöse- und Wiederanlegepunkte im Weiteren mit Scherraten von ca. 400 s^{-1} gespült werden, besteht im vorderen Bereich der Druckplatte keine Gefahr von Hämolyse oder Ablagerungen. Das Abbremsen stellt einen Verlust an Strömungsenergie dar, der die effiziente Befüllung beeinträchtigt und den Wirkungsgrad der Kammer reduziert.

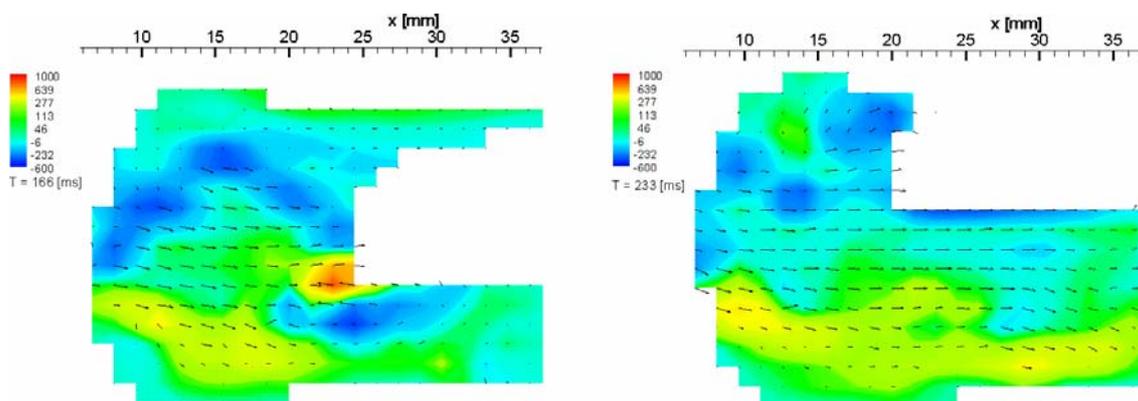


Bild 91: Scherraten an der Vorderkante der Druckplatte während der Diastole bei paralleler Kompression. Frequenz: $f_{VAD} = 100 \text{ min}^{-1}$, Vorlast: 38 mmHg, Nachlast: 120/80 mmHg. Darstellung: Lateralebene: $y' = -10 \text{ mm}$.

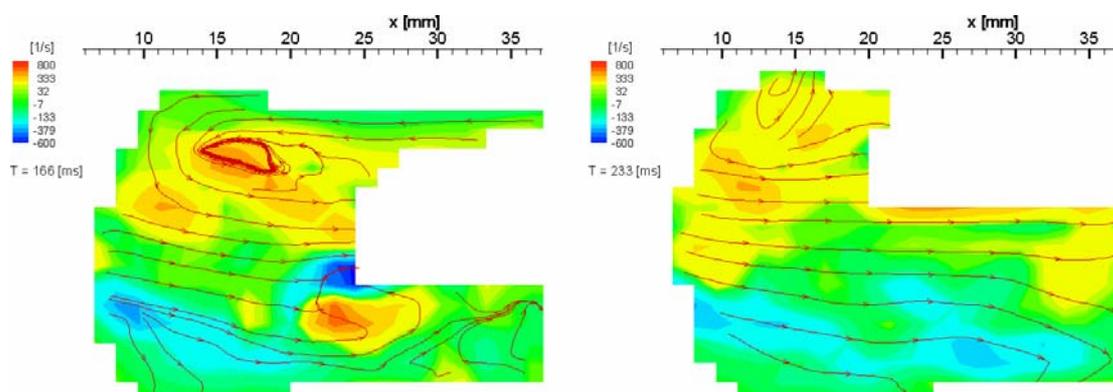


Bild 92: Wirbelstärke an der Vorderkante der Druckplatte während der Diastole bei paralleler Kompression. Frequenz: $f_{VAD} = 100 \text{ min}^{-1}$, Vorlast: 38 mmHg, Nachlast: 120/80 mmHg. Darstellung: Lateralebene: $y' = -10 \text{ mm}$.

Der Vergleich der Scherraten liefert bei hydraulischer Kompression in der Hauptebene eine durchgängige, etwa 3 mm dicke Schicht mit $\dot{\gamma} = -500 \text{ s}^{-1}$ entlang der Kammerwand (siehe Bild 93). Ursache ist das Wirbelsystem in der Hauptebene, das in allen Wandbereichen für effiziente Durchspülung bei moderater Scherung sorgt. Bei Druckplattenkompression werden in der Hauptebene nur geringe Scherungen entlang der Kammerwände beobachtet. Die Durchspülung erfolgt hier durch die verstärkt auftretenden Sekundärströmungen (siehe oben). Während der Tierversuche wurden aus diesem Grund keine Ablagerungen an den seitlichen Wänden der Kammer gefunden. Problematisch erscheint bei der Druckplattenkompression der Boden der Kammer. Hier treten durch das mehrmalige Ablösen und Wiederanlegen der Strömung stationäre Gebiete mit sehr niedrigen Wandschubspannungen auf, welche die Ablagerung von Partikeln begünstigen. Faktisch wurden während der Tierversuche noch keine Ablagerungen, jedoch ein feiner Film von Plasma in diesem Bereich beobachtet, der nach Spülen der Kammer zurück geblieben ist.

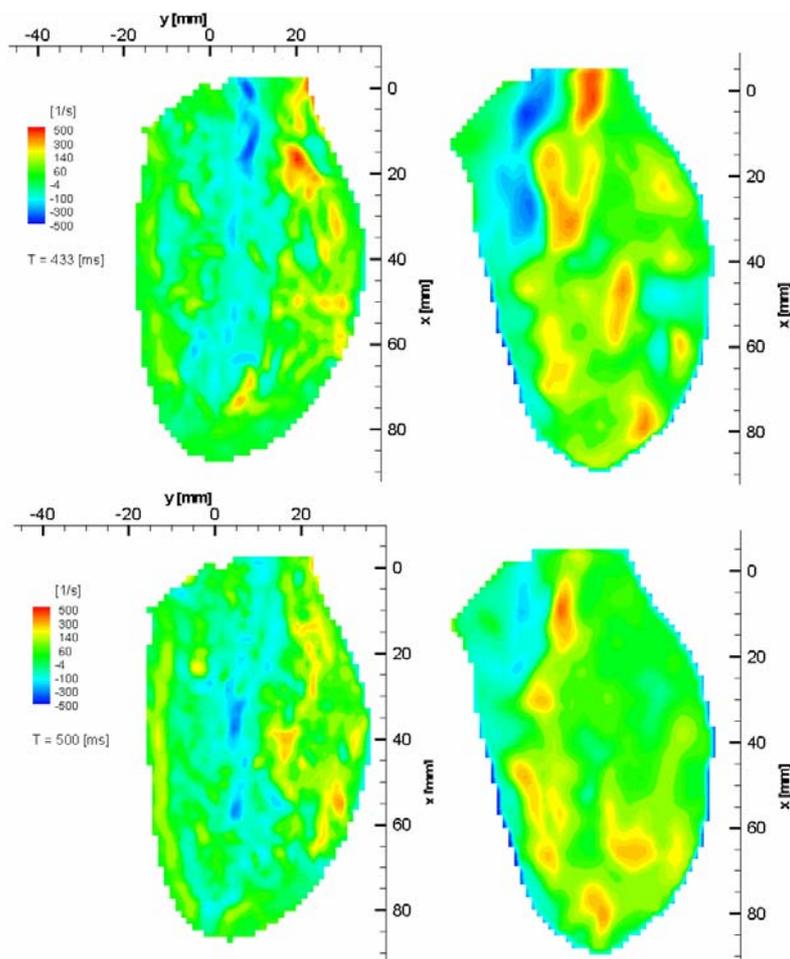


Bild 93: Vergleich der Scherraten in der Spitzendiastole bei (paralleler) Druckplattenkompression (linke Spalte) und hydraulischer Kompression (rechte Spalte). Frequenz: $f_{VAD} = 100 \text{ min}^{-1}$, Vorlast: 38 mmHg, Nachlast: 120/80 mmHg, Darstellung: Hauptebene: $z = 10 \text{ mm}$.

6.5 Kompression mittels Hydraulikfluid

Bei hydraulischer Kompression ist die Hauptströmung von einem ausgeprägten, linksdrehenden Wirbel bestimmt, der sich durch die vorgegebene Geometrie der Kammer ausbildet. Die Strömung beschreibt eine Acht, deren oberer Kreis offen ist, d.h. eingeströmtes Fluid kreuzt in der Systole die Bahn der Befüllungsphase, bevor es ausgeworfen wird (Bild 94-I). Aktive, hydraulische Befüllung führt zu analogen, mehr ausgeprägten Profilen.

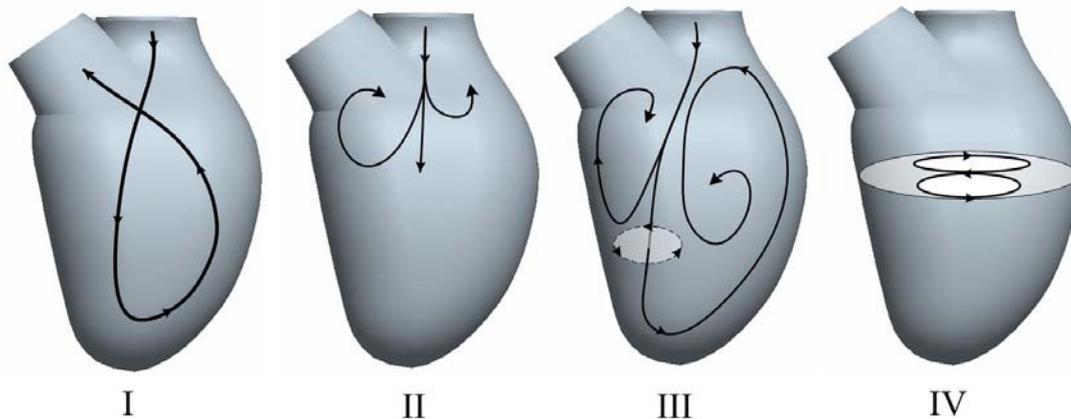


Bild 94: Durchströmung der ventrikelförmigen Kammer bei hydraulischer Kompression

Das einströmende Fluid wird durch die zu Beginn der Befüllungsphase noch vorhandene Deformation der Kammer an die auslassseitige Kammerwand (im Bild links) gelenkt. Dies bewirkt eine Beschleunigung um das Hindernis in der Haupt- sowie in der Sekundärebene. Letztere prägt der Kernströmung eine Drallbewegung (ccw) auf, welche stromabwärts im weiteren Verlauf der Befüllung verschwindet. Nach der Mitralklappe betragen die Spitzengeschwindigkeiten im Jet bis 1,2 m/s. Das rechte Rezirkulationsgebiet wird im Verlauf der Befüllung vom Hauptwirbel verdrängt (Bild 94-III). In der Sekundärebene etabliert sich während der Befüllung ein Doppelwirbel, der etwa in Kammermitte Fluid zur einlassseitigen Wand transportiert. Am Kammerboden bzw. an der oberen Wand strömt die Flüssigkeit zurück.

6.5.2 Strömung bei hydraulischer Kompression

Bedingt durch die Querschnittserweiterung an der Bifurkation bildet sich sehr rasch ein räumlich begrenztes Rezirkulationsgebiet unterhalb der Aortenklappe aus (Phase 60° , $T=200\text{ms}$). Das Ablenken der Kernströmung zu Auslassseite verhindert im weiteren Verlauf ein Anwachsen dieser Struktur. Stromabwärts markiert ein über längere Zeit nahezu ortsfester Sattelpunkt die Begrenzung des Wirbelgebietes. Die Singularität sowie das gesamte Rezirkulationsgebiet schwächt sich im Verlauf der Befüllung kontinuierlich ab und löst sich zum Ende der Diastole komplett auf.

Durch die Aufwärtsbewegung der Kammerwand wird auf der rechten Seite Fluid nach oben gezogen, was zu kleinen, instabilen Wirbeln mit Scherraten bis ca. 260 s^{-1} in der

Sekundärebene in Kammermitte führt (vgl. Bild 97). An der markanten Scherfläche der Kernströmung (Lateralebene) bilden sich vereinzelte, instabile Wirbel (Phase 140° , $T=466\text{ms}$), die nach kurzer Zeit wieder zerfallen. Wurde die Strömung zu Beginn durch die noch deformierte Kammer zur Auslassseite gelenkt, sorgt im weiteren Verlauf der Befüllung der globale, linksdrehende Wirbel im oberen Bereich der Kammer für die Ablenkung. Diese Verengung des Strömungskanals führt zu erhöhten Geschwindigkeiten bis in die späte Diastole, siehe auch Phase 160° ($T=533\text{ms}$). Obwohl die Kammerbefüllung nahezu abgeschlossen ist (vgl. Volumen-Zeit-Diagramm), bleiben Geschwindigkeiten bis $v \approx 1,15 \text{ m/s}$ erhalten.

Das Ende der Diastole ist durch den weiterhin rotierenden Hauptwirbel gekennzeichnet, welcher nun primär durch Trägheitskräfte getrieben wird. In der Sekundärebene bildet sich in Kammermitte ab Phase 150° ($T \approx 500\text{ms}$) ein System aus zwei übereinander liegenden, gegenläufig rotierenden Wirbeln mit Scherraten kleiner 20 s^{-1} , deren Stromlinien zur linken Kammerwand konvergieren (vgl. Halbsattel an der linken und rechten Kammerwand). Mit dem Einsetzen der Systole zerfällt der Hauptwirbel in zwei Teile mit einem zentralen Sattelpunkt. Die Rotationsenergie hat im Verhältnis zur Spitzendiastole abgenommen. Die Spitzengeschwindigkeiten liegen im Wirbel bei ca. $0,7 \text{ m/s}$. Unterstützt durch die Geometrie der Kammer wird das rotierende Fluid direkt in Richtung Aortenklappe geschoben. Insbesondere an der Bifurkation treten dadurch erhöhte Geschwindigkeiten und Gradienten in der Sekundärebene auf. Die Spitzengeschwindigkeiten betragen im Bereich der Aortenklappe etwa 1 m/s ($T=933 \text{ ms}$).

Die Spitze der Kammer ($x=80\text{mm}$) wird ab Phase 90° ($T \approx 300\text{ms}$) durch die dominierende Hauptströmung in horizontaler Richtung durchspült. Durch den aufgeprägten Drall bildet sich ab Phase 140° ($T=466\text{ms}$) ein Wirbelsystem mit drei singulären Punkten. In der Systole zerfällt der Wirbel, das Fluid wird durch die massive Deformation in Kammermitte im unteren Bereich der Kammer entgegen der Auslassrichtung bewegt. An der Kammerspitze strömt das Fluid aufwärts und bildet einen begrenzten Wirbel in der Lateralebene ($T=1000 \text{ ms}$).

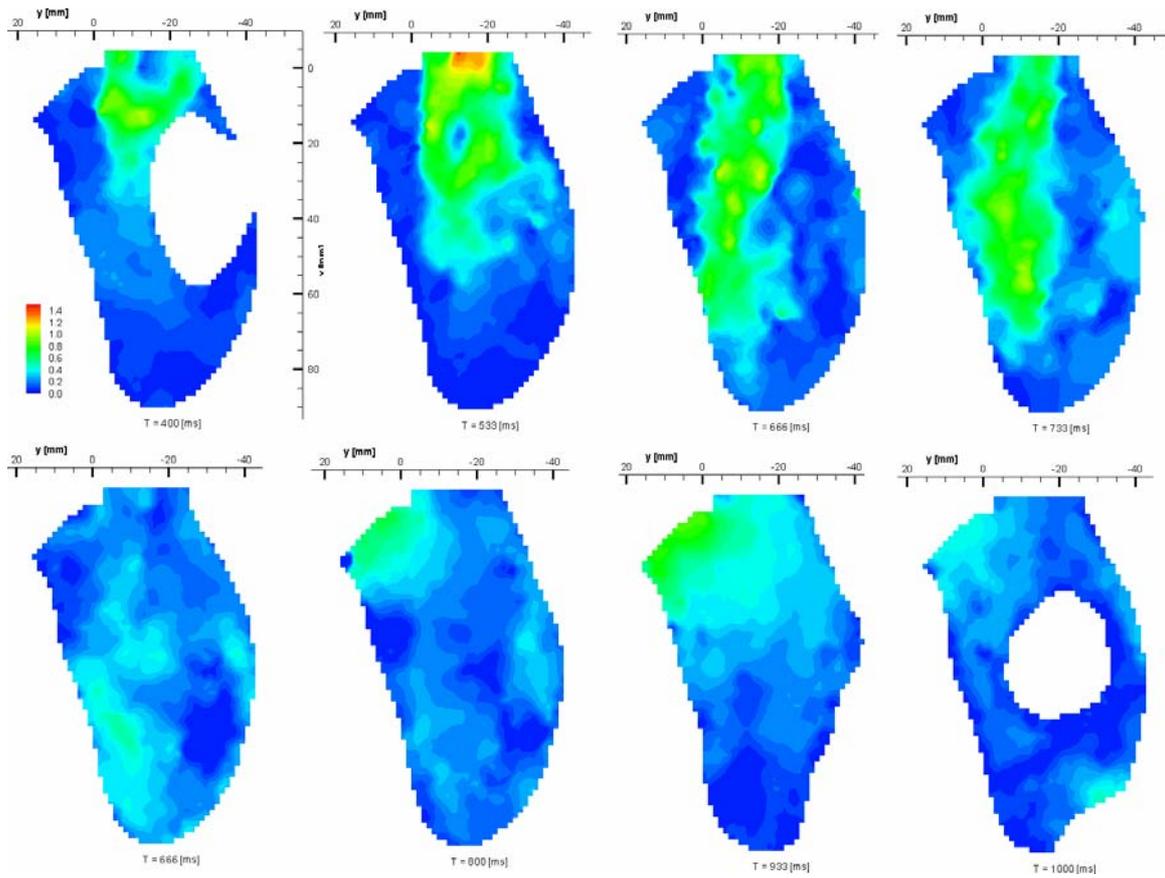


Bild 95: Verteilung der Geschwindigkeitsbeträge in der Pumpkammer Typ II, Hauptebene $z=10$ [mm]. Dargestellt ist ein Pumpzyklus bei hydraulischer Kompression.

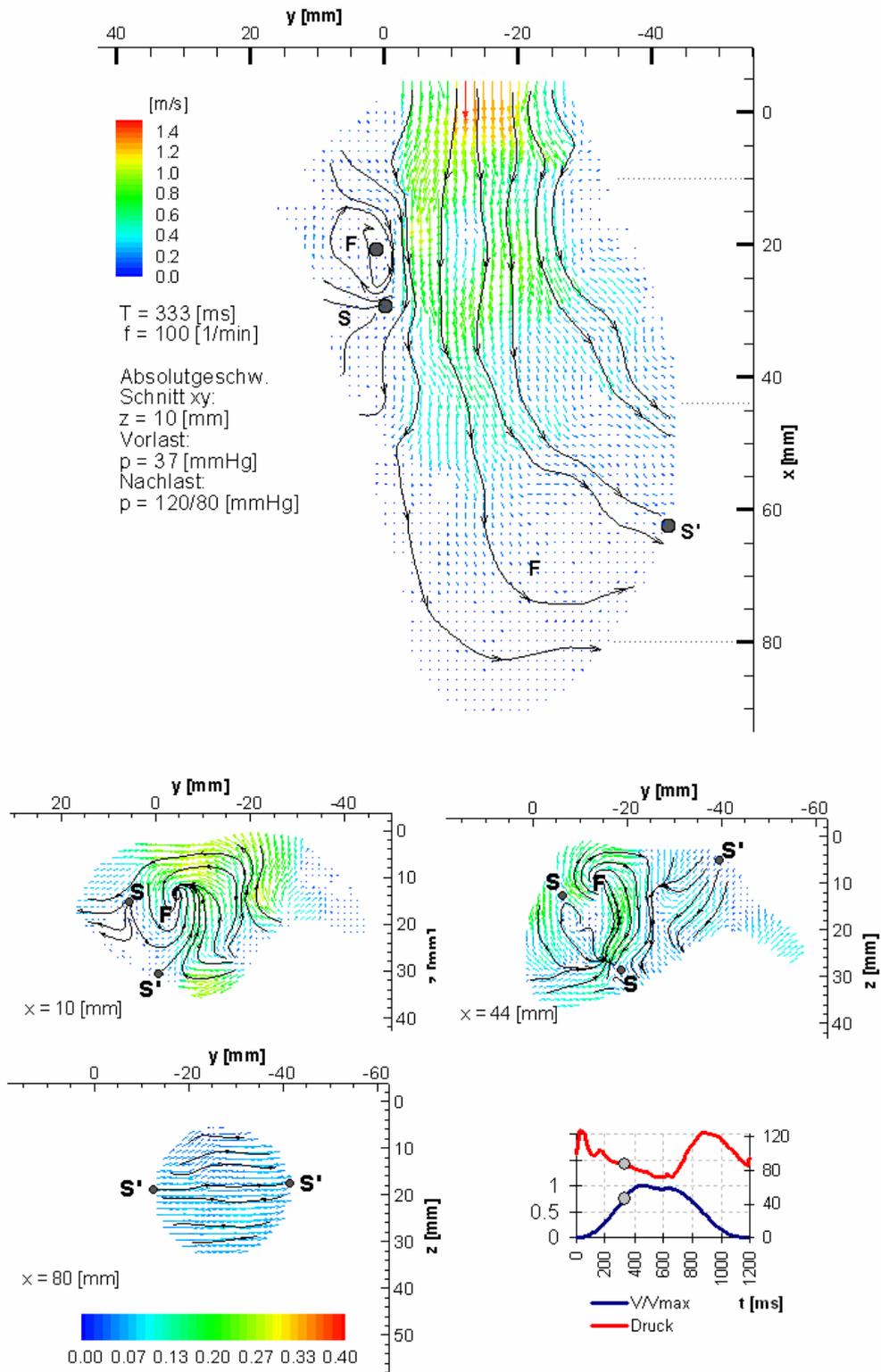


Bild 96: Geschwindigkeitsverteilung und Stromlinien in der Pumpkammer Typ II; Ebenen: $z=10$ [mm], $x=10$ [mm], $x=44$ [mm] und $x=80$ [mm].

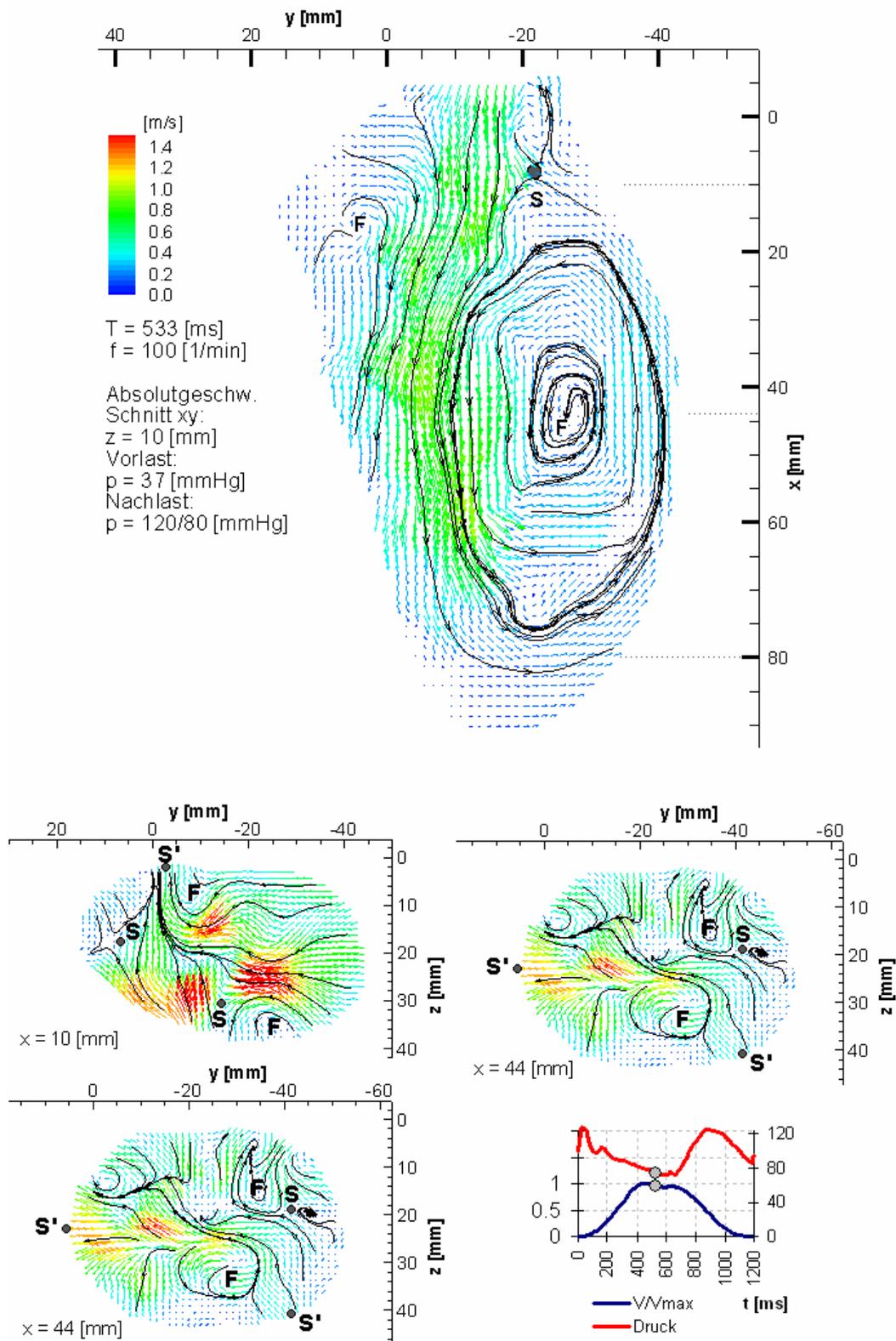


Bild 97: Geschwindigkeitsverteilung und Stromlinien in der Pumpkammer Typ II. Ebenen: $z = 10$ [mm], $x=10$ [mm], $x = 44$ [mm] und $x=80$ [mm].

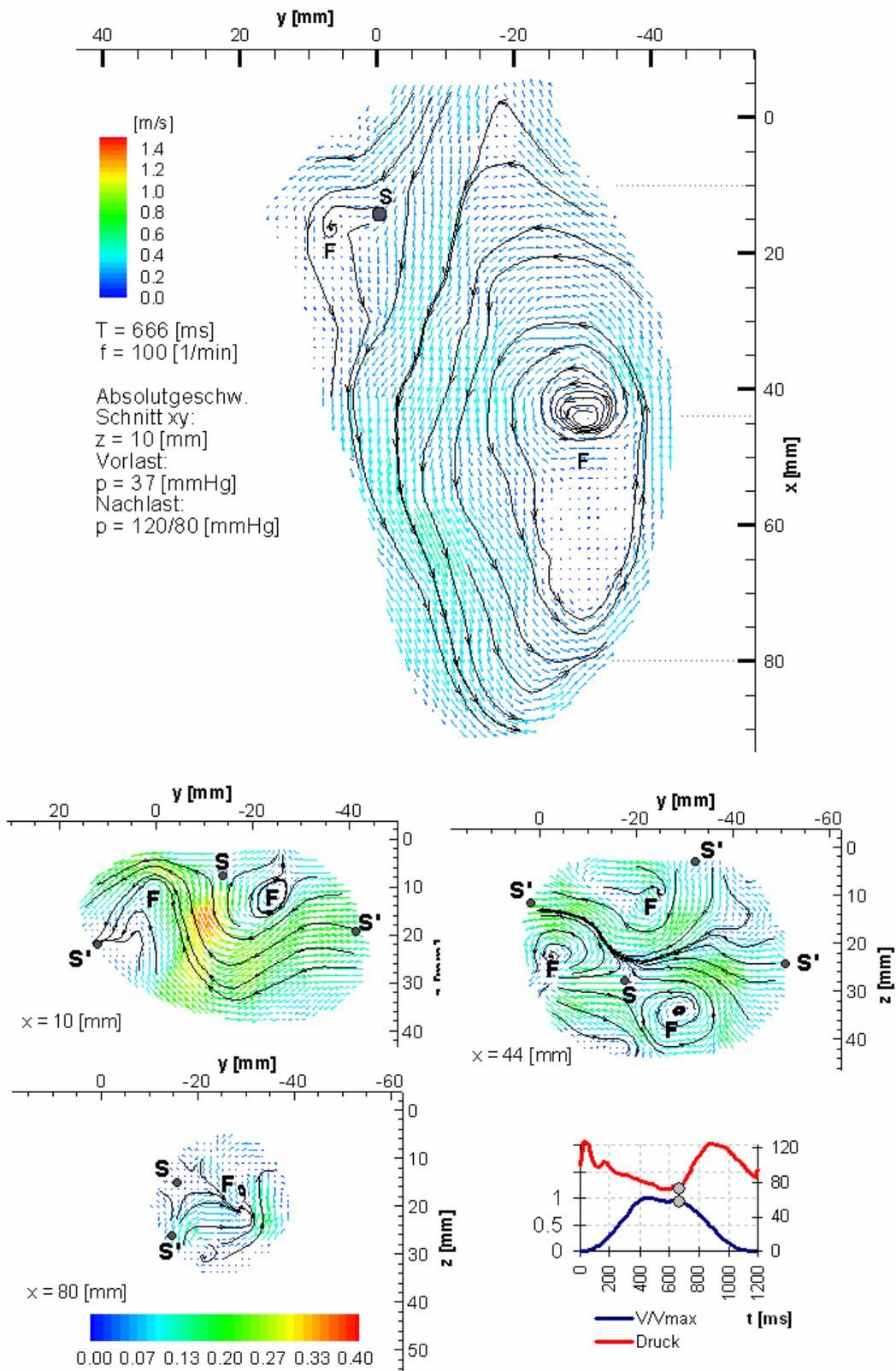


Bild 98: Geschwindigkeitsverteilung und Stromlinien in der Pumpkammer Typ II. Ebenen: $z=10 \text{ [mm]}$, $x=10 \text{ [mm]}$, $x=44 \text{ [mm]}$ und $x=80 \text{ [mm]}$.

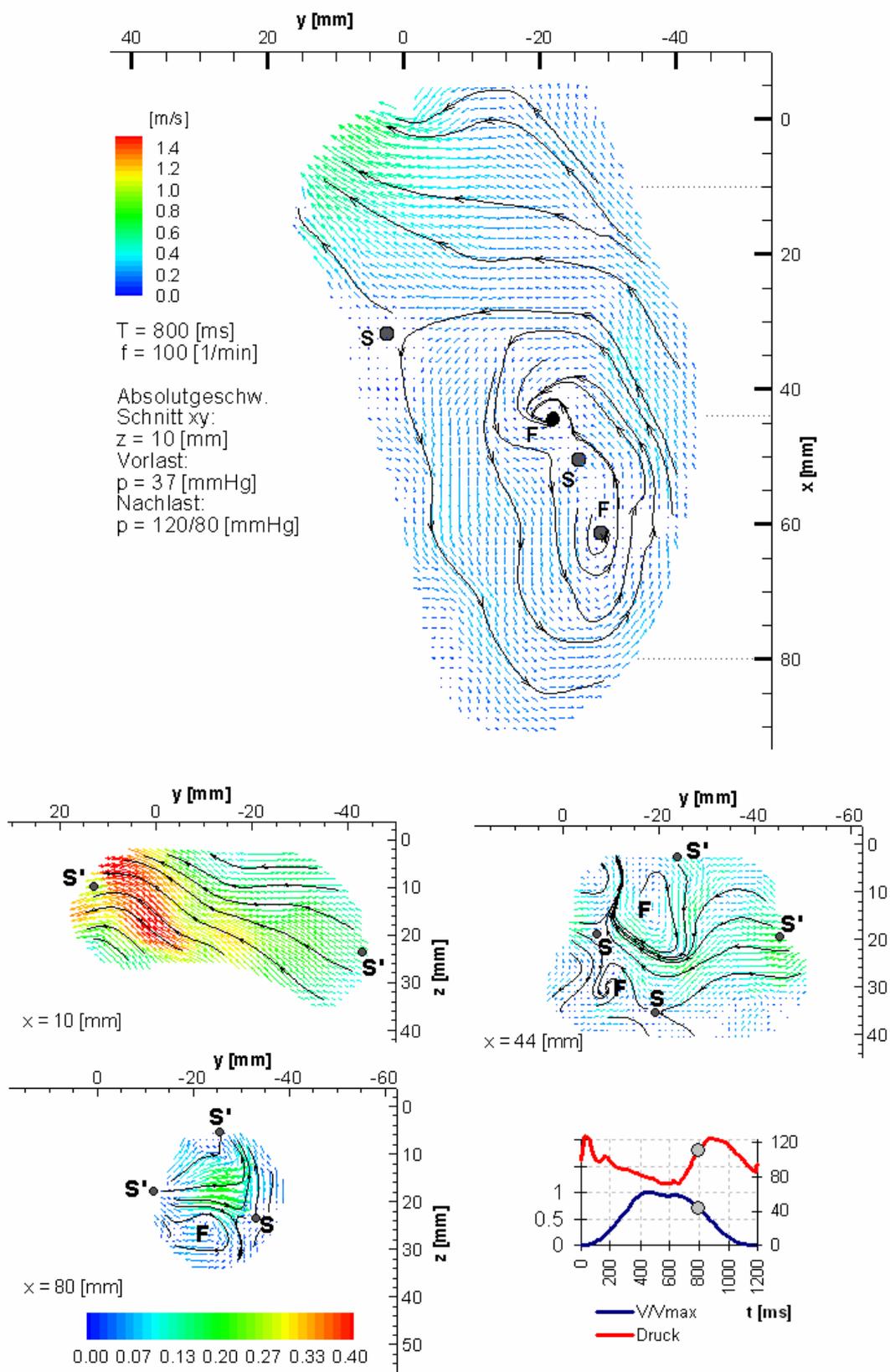


Bild 99: Geschwindigkeitsverteilung und Stromlinien in der Pumpkammer Typ II. Ebenen: z=10 [mm], x=10 [mm], x= 44 [mm] und x=80 [mm].

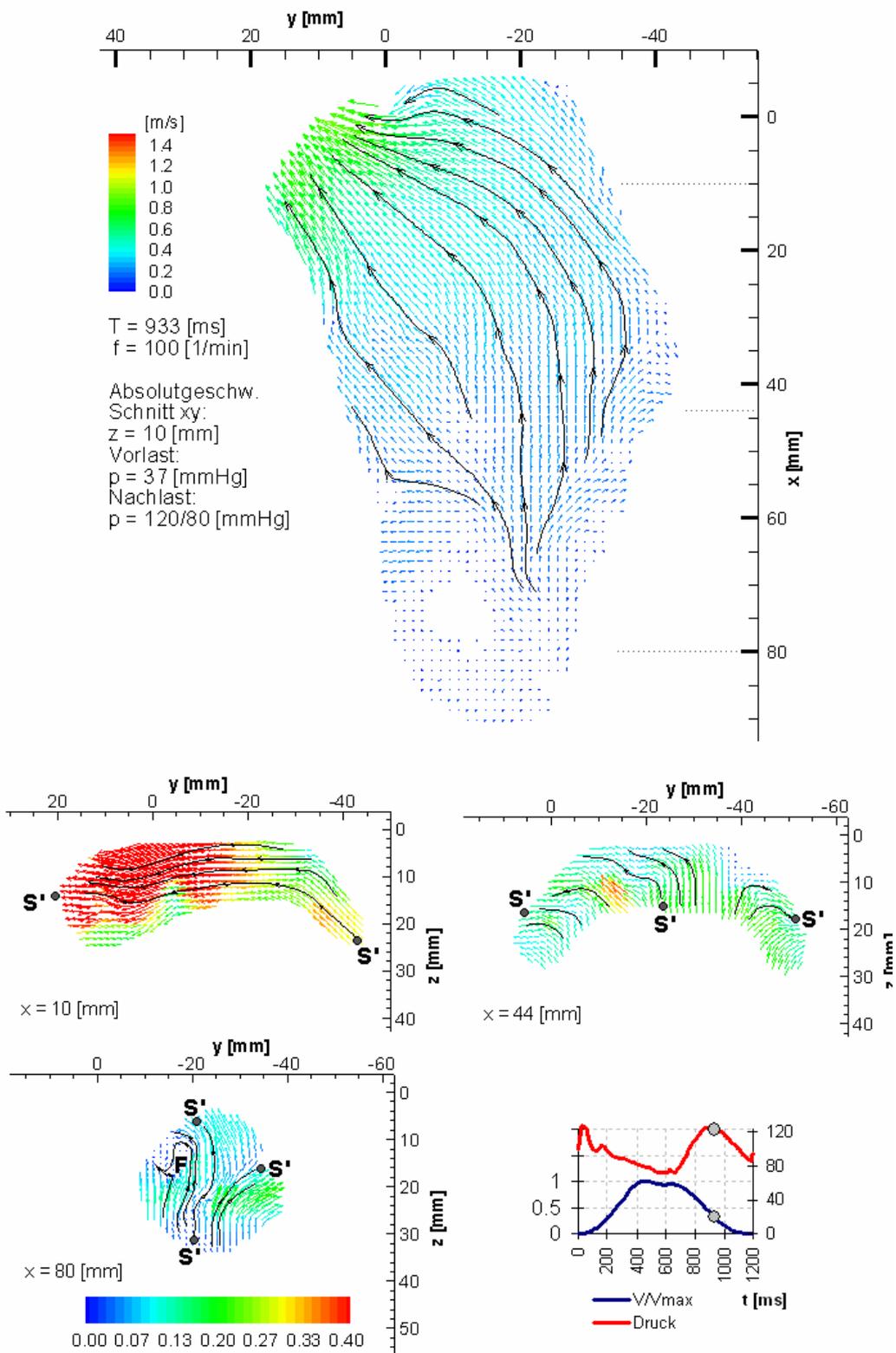


Bild 100: Geschwindigkeitsverteilung und Stromlinien in der Pumpkammer Typ II. Ebenen: $z=10$ [mm], $x=10$ [mm], $x=44$ [mm] und $x=80$ [mm].

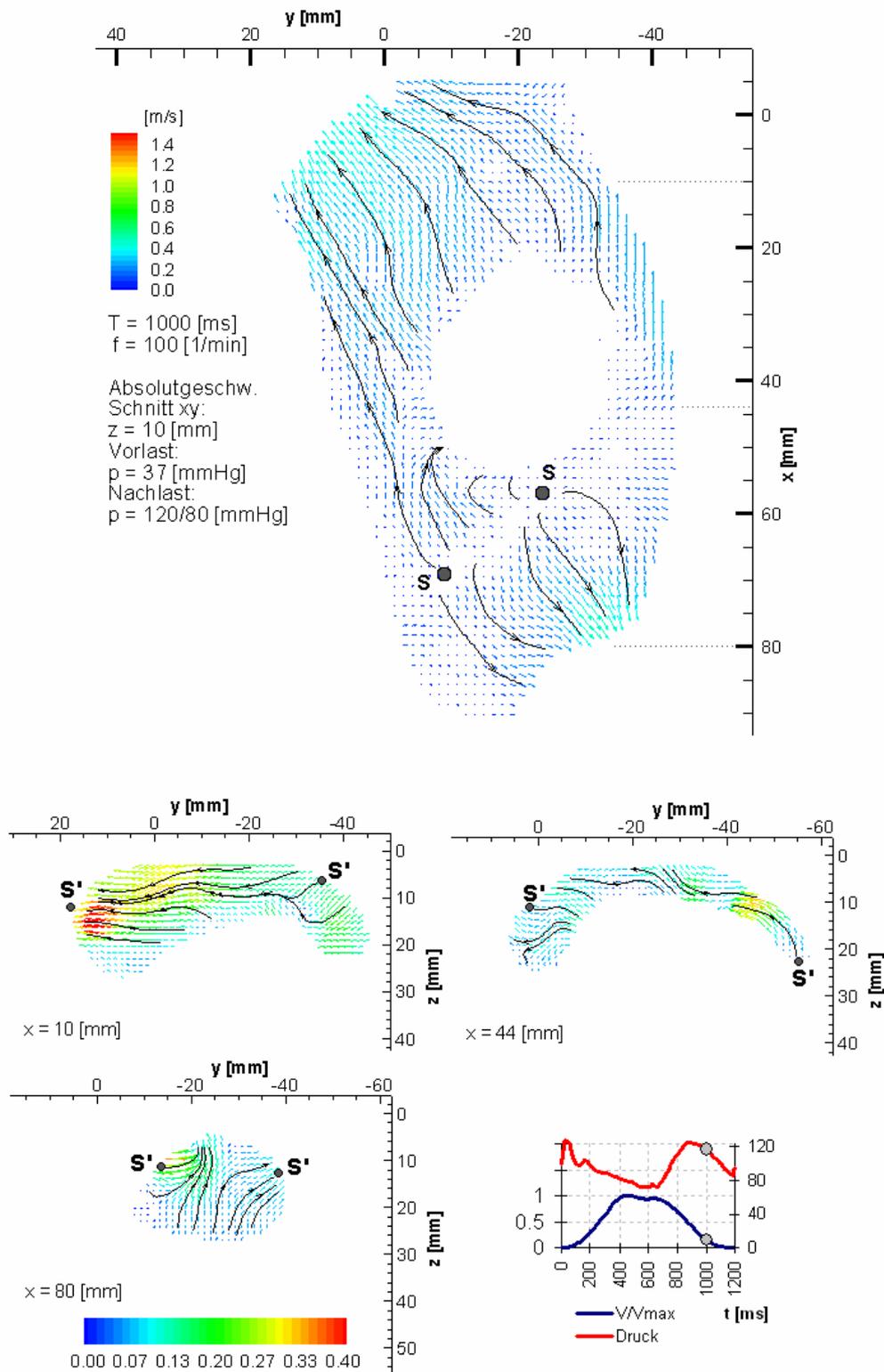


Bild 101: Geschwindigkeitsverteilung und Stromlinien in der Pumpkammer Typ II. Ebenen: $z=10$ [mm], $x=10$ [mm], $x=44$ [mm] und $x=80$ [mm].

6.5.2 Aktives Befüllen der Kammer

Durch aktives Saugen mit der Hydraulikflüssigkeit wird die Bewegung der Kammerwand durch die Hydraulikflüssigkeit während der Befüllungsphase aktiv unterstützt. Bei gleichen Randbedingungen (Druck, Frequenz) entstehen dadurch ähnliche, jedoch mehr ausgeprägte Strömungsprofile. Während Diastole und Systole werden höhere Geschwindigkeiten beobachtet. Im Vergleich zur normalen Befüllung mit $v = 1.4$ m/s betragen die Spitzengeschwindigkeiten bis zu $v = 1,7$ m/s. Bedingt durch die Bewegung der oberen Kammerwand (s.o.) wird das einströmende Fluid nicht maßgeblich von seiner Einströmrichtung abgelenkt. Vielmehr umströmt der in die Kammer eintretende Volumenstrom den deformierten Bereich, welcher sich gleichförmig zurückzieht (siehe $T = 66$ ms, $T = 133$ ms).

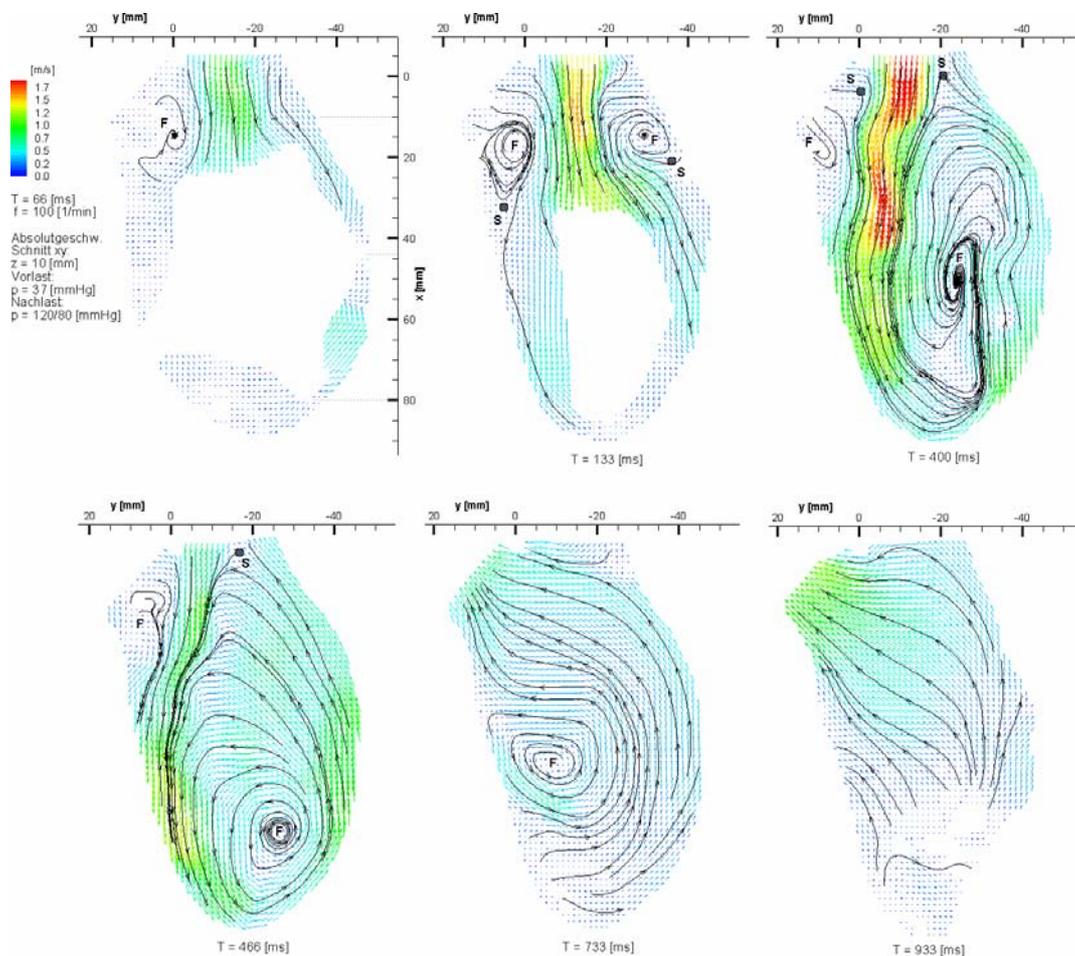


Bild 102: Geschwindigkeitsverteilung und Stromlinien in der ventrikelförmigen Pumpkammer; aktive Befüllung; Ebene: $z=10$ [mm].

Durch die Querschnittserweiterung am Einlass der Kammer bildet sich links und rechts des einströmenden Fluids ein Rezirkulationsgebiet (Phase 40° , $T = 133$ ms), das nach oben und unten von singulären Punkten begrenzt wird. Maximale Geschwindigkeiten mit $v = 1.7$ m/s treten während der Spitzendiastole auf (Phase 120° , $T = 400$ ms). Der

eintretende Strahl wird analog zur normalen Befüllung auf eine linksdrehende Bahn gelenkt und bildet einen stabilen Wirbel mit Kern im unteren Drittel der Kammer. Das linke Rückstromgebiet bleibt in seiner Ausdehnung bis zum Ende der Diastole (Phase 140° , $T=466$ ms) nahezu unverändert, während die Intensität des Wirbels kontinuierlich nachlässt. Das rechte Rezirkulationsgebiet wird vom Hauptwirbel in Phase 120° ($T=400$ ms) vollständig verdrängt, der untere Sattelpunkt bis in den Bereich des Einlasses nach oben geschoben. Das an der rechten Kammerwand nach oben zirkulierende Fluid vermischt sich in diesem Bereich mit neu eintretender Flüssigkeit und drängt den Eintrittsstrahl zur linken Seite. Zum Beginn der Systole wandert der Kern des Hauptwirbels nach links oben, unterstützt durch die Kompressionsbewegung wird das Fluid Richtung Aortenklappe gedrängt. Während der Spitzensystole hat sich der Wirbel vollständig aufgelöst, analog zur normalen Befüllung deformiert die Kammer für ca. 100 ms an der rechten unteren Seite und unterstützt so den Auswurf des Fluids. Die Spitzengeschwindigkeiten während der Systole betragen bis $v = 1.35$ m/s.

6.5.3 Ablösegebiete

Entlang des einströmenden Strahles kann sich das Rezirkulationsgebiet auf der linken Seite der Kammer bis zum Ende der Diastole erhalten. Ursache für die Ablösung ist die scharfe Kante der Bifurkation, welche zu einer abrupten Querschnittserweiterung führt. Durch die Geometrie und die hohen Geschwindigkeiten im Einlass treten Scherraten bis zu 580 s^{-1} (vgl. Bild 103 links). Die Belastung ist nach $t = 66$ ms bereits deutlich abgeklungen und stellt damit kein Potential für Hämolyse dar (siehe Bild 103 rechts).

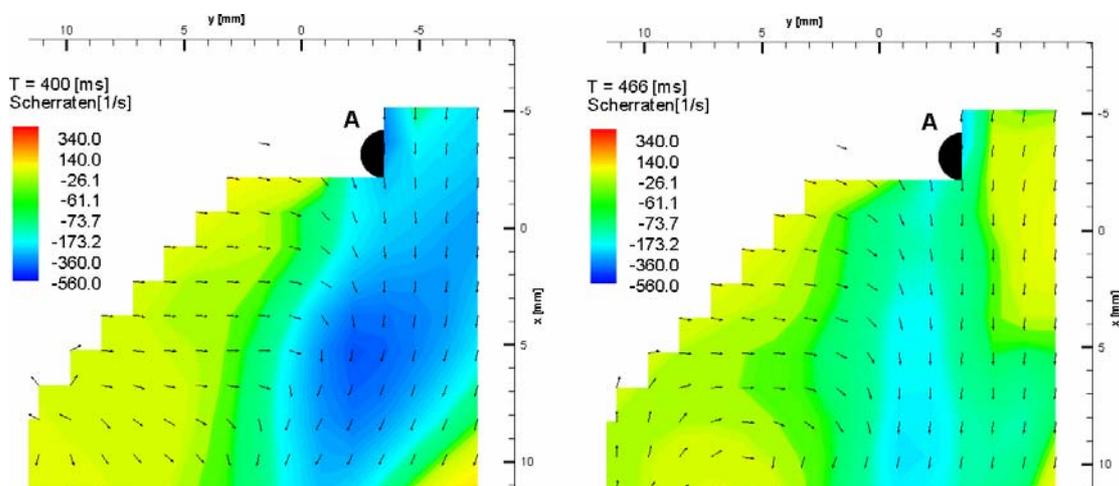
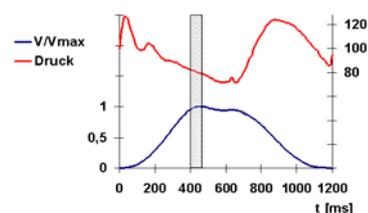


Bild 103: Scherraten an der linken Seite im Nachlauf der Mitralklappe während der Spitzensystole. (A) Ablösepunkt der Strömung.



Der Wiederanlegepunkt der abgelösten Strömung bleibt über einen Zeitraum von $T \approx 100$ ms bis $T \approx 680$ ms nahezu konstant in einem Bereich zwischen $x \approx 30$ bzw. $x \approx 40$ mm, siehe Bild 104). Vom Ablösepunkt bis zum Anschluss der Kammer an den Adapter der Aortenklappe werden in dieser Zeit geringe Scherraten beobachtet ($-15 < \dot{\gamma} < 15$ [1/s]).

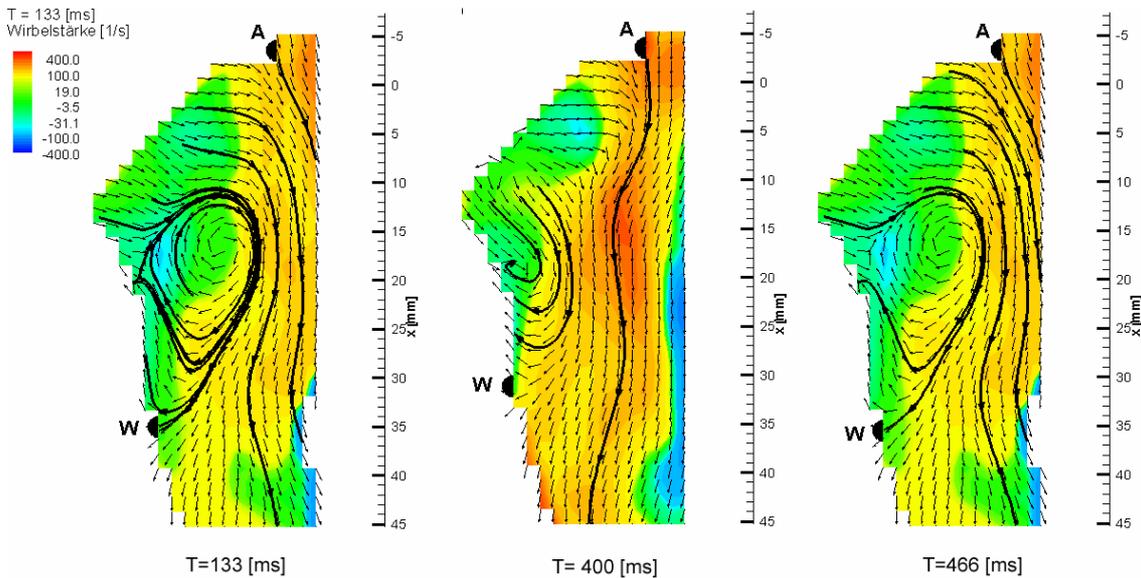
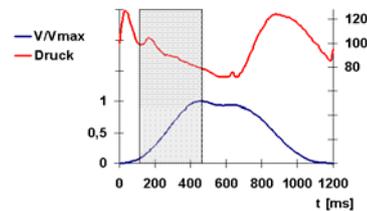


Bild 104: Rezirkulationsgebiet auf der linken Seite der Kammer während der Diastole. (A) Ablösepunkt im Nachlauf der Mitralklappe, (W) Wiederanlegepunkt der Strömung an der linken Kammerwand.



Zu Beginn der Diastole entsteht durch die unterschiedlich starke Deformation der Kammer ein nur geringfügig ausgeprägter Wirbel auf der linken Seite (vgl.

Bild 96). Obwohl das einströmende Fluid zur Auslasseite abgelenkt wird, legt sich die Strömung im weiteren Verlauf deutlich später an der Kammerwand an als bei aktiver Befüllung. Bis Phase 140° ($T = 466$ ms) kann sich das Gebiet geringer Wandscherung deshalb auf $x \approx 50$ mm ausweiten. Erst nachdem sich der Hauptwirbel stabilisiert hat (Phase 160° , $T = 533$ ms), wird der Wiederanlegepunkt analog zur aktiven Befüllung auf $x \approx 35$ mm zurückgedrängt.

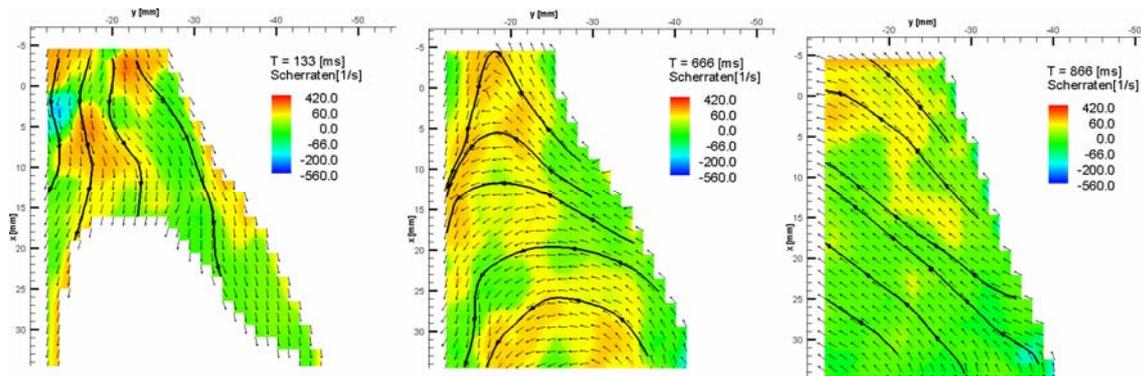
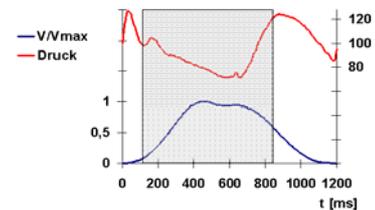


Bild 105: Scherraten an der rechten Kammerseite während Befüllung und Auswurf.



Durch die Geometrie der Kammer bildet sich an der rechten Seite ein weiteres Rezirkulationsgebiet aus. Durch die in Relation zur übrigen Kammergeometrie eher moderate Querschnittserweiterung bleibt auch der Wirbel verhältnismäßig klein. Die Fluidbewegung entlang der rechten Wand ist zunächst von der Bewegung des deformierten Bereiches geprägt. Durch die Aufwärtsbewegung der oberen Kammerwand entsteht eine zur Hauptebene orthogonale Strömungskomponente, die an der Scherschicht des Jets destabilisierend wirkt. Vereinzelt spalten sich einzelne Wirbel ab, die jedoch rasch wieder zerfallen. Durch die instabile Situation entsteht im rechten, oberen Bereich der Kammer kein definiertes Profil, bis sich der Hauptwirbel in diesen Bereich ausgebreitet hat (Phase 200° , $T = 666\text{ms}$). Dadurch bleiben die Scherraten entlang der Wand gering, sie steigen auch während der Systole im Bereich des Klappenausganges bis etwa $x \approx 25\text{ mm}$ nicht über 80 s^{-1} (siehe Bild 105).

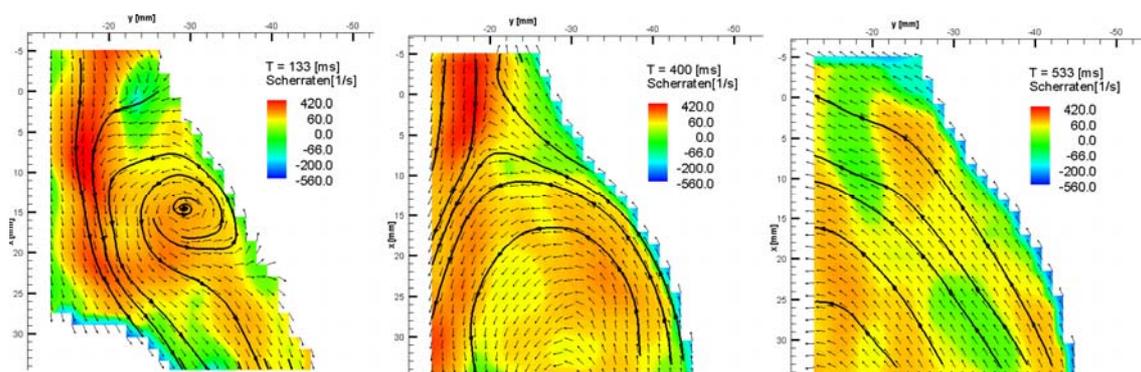
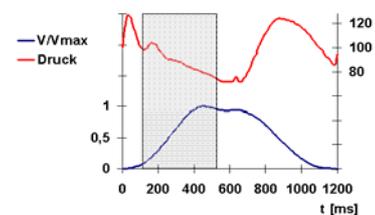


Bild 106: Scherraten an der rechten Kammerseite während der aktiven Befüllung. Links: Rezirkulationsgebiet mit Ablösepunkt (A) und Wiederanlegepunkt (W).



Bei aktiver Befüllung weicht die obere Kammerwand schneller und gleichmäßiger zurück, an der rechten Seite bildet sich bei Phase 40° ($T = 133\text{ms}$) ein linksdrehender Wirbel. Bild 106 zeigt deutlich die niedrigen Scherraten am Ablöse- bzw. Wiederanlegepunkt der Strömung. Das rasche Ausbreiten des Hauptwirbels in den oberen Bereich der Kammer ab Phase 120° ($T = 400\text{ms}$) löst den Wirbel auf und sorgt bis zum Einsetzen der Systole für effiziente Spülung des Bereiches mit Scherraten entlang der Wand von bis zu 500 s^{-1} (vgl. Bild 106).

6.6 Bahnlinien

Um die Bewegung von Partikeln in der Pumpkammer nach zu vollziehen, werden Bahnlinien berechnet. Sie zeichnen den Weg eines Teilchens nach, mit ihrer Hilfe kann zudem eine Aussage über die Verweilzeit in der Kammer getroffen werden. Die Berechnung erfolgt durch Integration des Geschwindigkeitsfeldes. Es wird angenommen, dass sich die sehr kleinen Blutbestandteile schlupffrei mit der Strömung und damit längs der berechneten Linien bewegen.

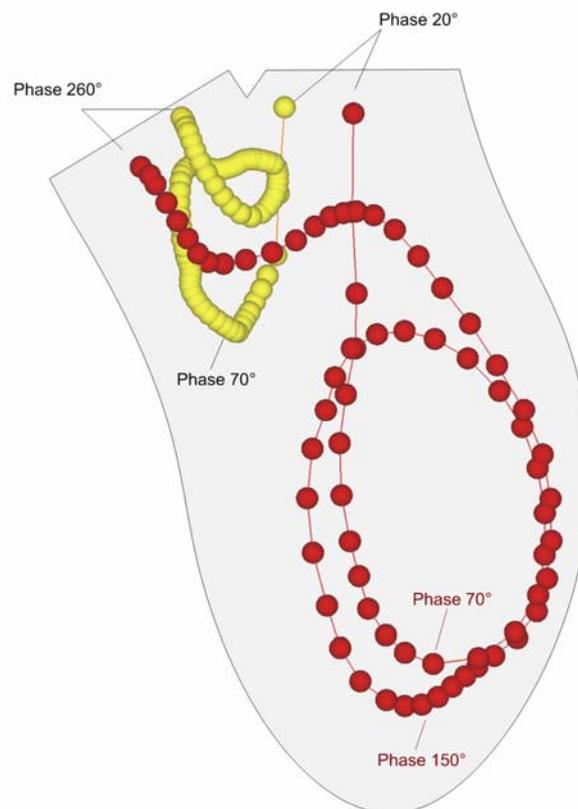


Bild 107: Bahnlinien in der Kammer Typ II, hydraulische Kompression, Ansicht der Hauptebene.

Bild 107 zeigt die Bewegung zweier Partikel ausgehend vom Einlass der Pumpkammer zur Phase 20° . Eine Markierung auf der Linie entspricht einem Integrationsschritt von

$\Delta t = 10$ ms. Die etwa in der Mitte des Einlasses abgesetzte, rote Linie durchläuft den Hauptwirbel zweimal und endet anschließend an der Aortenklappe. Partikel, die mehr einlassseitig einströmen, geraten im Nachlauf der Mitralklappe in ein Rezirkulationsgebiet, bedingt durch die sprunghafte Querschnittserweiterung. Es entsteht ein rechtsdrehender Wirbel, in dem Teilchen eine Aufwärtsbewegung (Schraube) beschreiben und abgebremst werden (gelbe Linie). Beide Linien verlassen nach ca. 760 ms die Kammer (Phase 260°), das entspricht etwa 63% der gesamten Zykluszeit des Pumpvorganges.

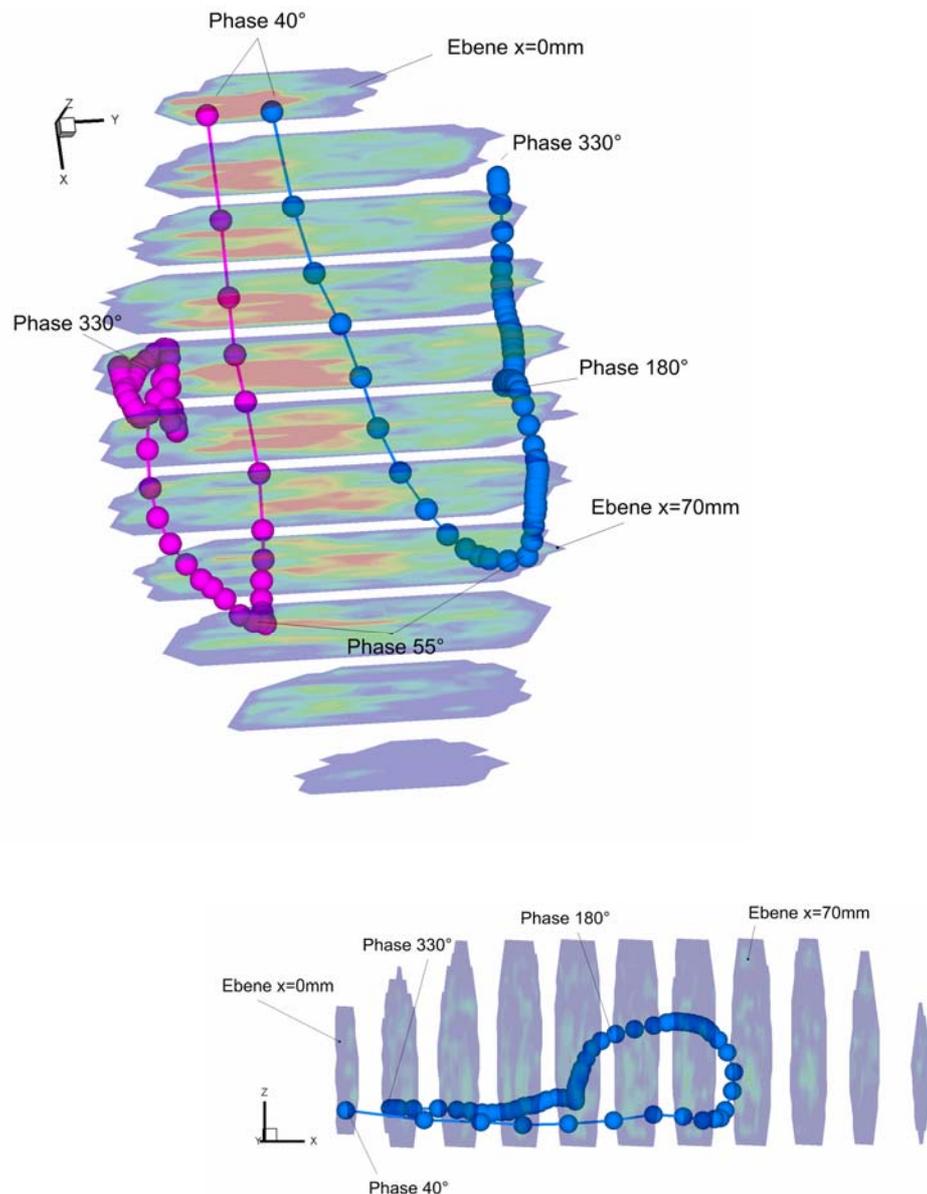


Bild 108: Bahnlinien in der Kammer Typ II, Kompression mit der Druckplatte. Bild oben: Perspektivische Ansicht auf die Hauptebene, unten Seitenansicht (Lateralebene xz)

Bild 108 zeigt Bahnlinien bei Kompression mit der Druckplatte. Beide Linien wurden im unteren Bereich des Einlasses zur Phase 40° abgesetzt. Sowohl die blaue, als auch

die violette Linie bewegt sich zunächst im Bereich des Kammerbodens Richtung Apex. Zwischen $x = 55$ mm (blau) und $x = 70$ mm (violett) werden die Linien durch die Aufwärtsbewegung der Druckplatte vom Boden weggezogen und folgen jeweils einem Rezirkulationswirbel. Dabei kehrt sich die Bewegungsrichtung vollständig um. Während die blaue Linie ab Phase 55° zur Aortenklappe strebt, endet die violette Linie in einer stark dreidimensional ausgeprägten Wirbelstruktur an der einlassseitigen Kammerwand (im Bild links). Durch die Druckplattenbewegung entsteht eine ausgeprägte, sekundärseitige Geschwindigkeitskomponente, welche die Linien mit dem Einsetzen der Kompressionsphase wieder in Richtung Kammerboden drückt (Phase 180°).

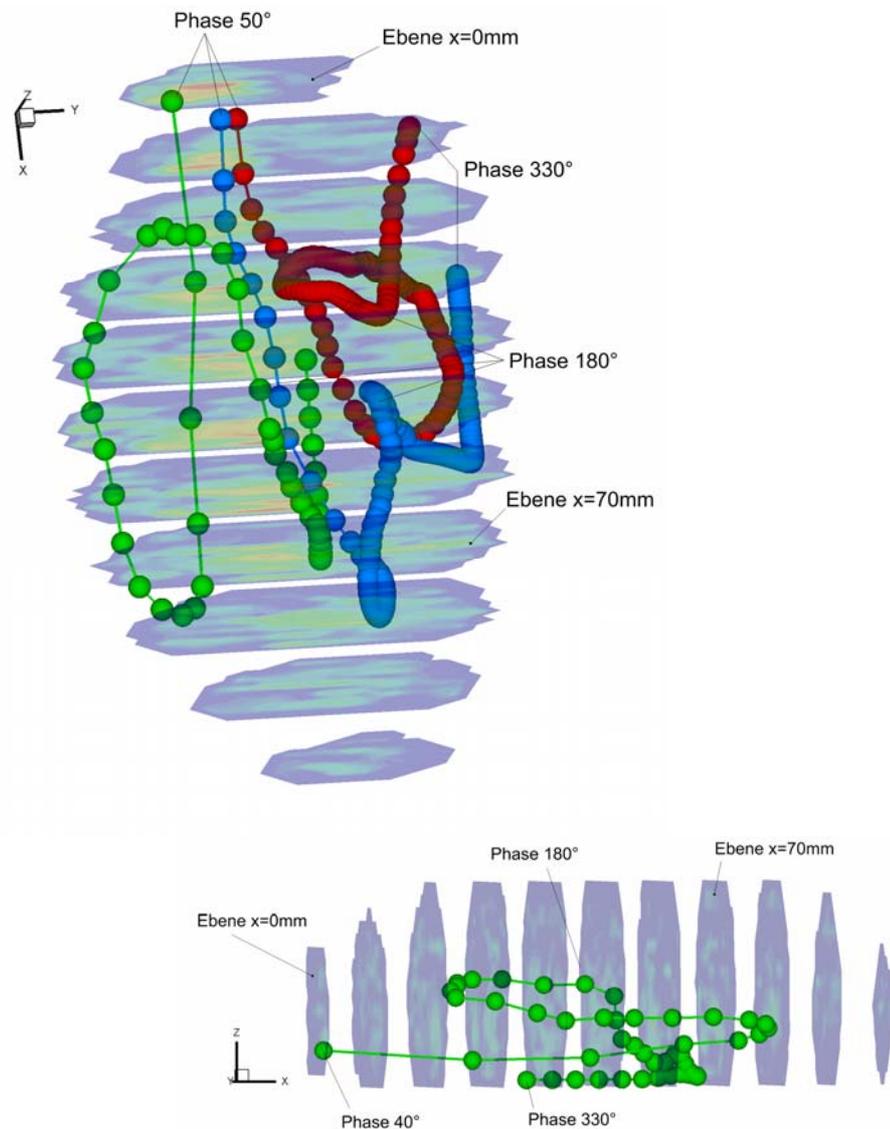


Bild 109: Bahnlinien in der Kammer Typ II, Kompression mit der Druckplatte. Bild oben: Perspektivische Ansicht auf die Hauptebene, unten Seitenansicht (Lateralebene xz)

Bild 109 zeigt Bahnlinien, die zur Phase 50° im Bereich der Mitralklappe ausgesetzt werden. Blaue und rote Linie starten in z-Richtung betrachtet etwa mittig der Klappe.

Dabei beschreibt die Rote eine vollständige Umdrehung im Rezirkulationswirbel und wird anschließend nach oben abgelenkt. Nach einem weiteren, engeren Durchlauf erfolgt die Kompression und der Auswurf des betrachteten Partikels. Die blaue Linie beschreibt ein Partikel, das in y-Richtung betrachtet mehr in Klappenmitte startet. Dieses Partikel wird analog zu Bild 108 weiter in die Kammer hinein gespült und beschreibt nur eine Umlenkung, bevor es zur Aortenklappe gespült wird. Partikel die (im Bild) noch weiter links abgesetzt werden, wie etwa die grüne Linie, beschreiben einen für den Betrachter gesehenen, rechtsdrehenden Wirbel. Dabei wird, im Gegensatz zum oppositären Wirbel, das Partikel durch die Druckplattenbewegung gleichmäßig und nicht abrupt nach oben bewegt. Deutlich erkennbar ist auch hier das Einsetzen der Kompression, bei Phase 330° ist die Linie Richtung Aortenklappe orientiert.

Bild 110 zeigt das Anheben eines simulierten Teilchens von seiner ursprünglichen Startebene, bedingt durch die Vertikalbewegung der Druckplatte. Das Partikel wird etwa in der Mitte der Mitralklappe zur Phase 40° abgesetzt. Im Verlauf der Befüllung „schraubt“ es sich nach oben und verliert seine anfangs relativ hohe Geschwindigkeit in kleinen Wirbelstrukturen. Mit dem Erreichen der Kammermitte setzt die Systole und damit die Abwärtsbewegung der Druckplatte ein. Das Partikel wird Richtung Kammerboden gedrückt, durch die fortschreitende Reduktion des Kammervolumens leicht beschleunigt und zum Auslass befördert.

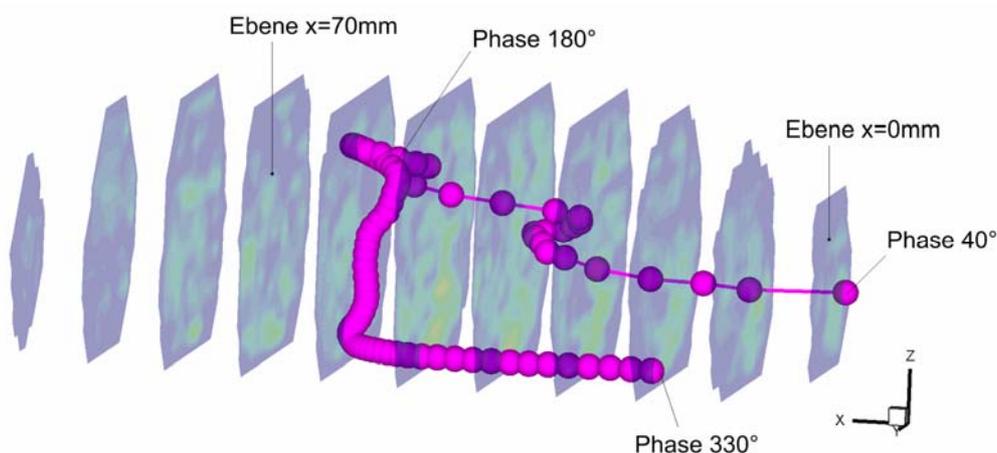


Bild 110: Bahnlinien in der Kammer Typ II, Kompression mit der Druckplatte. Auslassseitige Ansicht der Lateralebene (xz).

Der Vergleich der Bewegung von simulierten Partikeln in der betrachteten Pumpkammer zeigt deutliche Unterschiede zwischen hydraulischer- und Druckplattenkompression. Bei hydraulischer Kompression durchlaufen Teilchen den Hauptwirbel im Durchschnitt zweimal, bevor sie zur Aortenklappe transportiert werden. Dabei werden im Vergleich zur Druckplattenkompression nur geringe Sekundärbewegungen beobachtet. Der Hauptwirbel durchspült alle Bereiche der Kammer, auch die Herzspitze, so dass davon ausgegangen werden kann, dass Teilchen sofort, spätestens nach dem zweiten Zyklus ausgewaschen werden.

Bei Druckplattenkompression werden Partikel, die sich während der Befüllung im (für den Betrachter) linken Bereich der Mitralklappe befinden im einlassseitigen

Rezirkulationsgebiet gebunden, welches im Uhrzeigersinn rotiert. Die Partikel rotieren mit durchschnittlich 2 Umläufen in dieser Struktur, bevor sie Richtung Aortenklappe weiter transportiert werden. Im ungünstigsten Fall bleiben sie im nahezu ortsfesten Kern gebunden und verlieren dort durch enge, schraubenförmige Bewegung ihre kinetische Energie. Betrachtet man Stromlinien und Vektoren der späten Systole, erscheint das Auswaschen dieses Bereiches dennoch gewährleistet (vgl. hierzu Bild 81, Seite 110). Bahnlinien, welche im Zentrum der Mitralklappe abgesetzt werden, enden an der Spitze der Kammer. Dort bilden sie kleine, räumliche Wirbelstrukturen. Das Ausspülen dieses Bereiches während eines Pumpzykluses erscheint nicht gewährleistet. Teilchen die in solchen Strukturen gebunden sind, können erst mit dem nächsten, im ungünstigsten Fall nach einem dritten Zyklus ausgewaschen werden. Bei Bahnlinien, die im rechten Bereich der Mitralklappe gestartet werden, bewegen sich die Teilchen in den auslasseitigen Rezirkulationswirbel, der deutlich ausgeprägter als der Einlasseitige ist. Teilchen durchlaufen ihn einmal, höchstens jedoch zweimal, bevor sie ausgewaschen werden. Je weiter rechts die Linien abgesetzt werden, desto weniger weit dringen sie in die Kammer vor. Der gesamte auslasseitige Bereich wird gut durchspült. Es kann davon ausgegangen werden, dass Partikel, die im rechten Bereich der Mitralklappe in die Kammer eintreten, innerhalb eines, spätestens nach einem weiteren Pumpzyklus ausgewaschen werden.

6.7 Örtliche Schwankung der Strömungsgeschwindigkeit

Örtliche Schwankungen der Geschwindigkeit werden über einen Pumpzyklus in den Punkten (A) bis (C) stromab der Mitralklappe ($x = 10$ mm) sowie bei $x = 40$ mm jeweils in der vertikalen Ebene $z = 10$ mm dargestellt. Die größtmögliche zeitliche Auflösung der Geschwindigkeitsgradienten beträgt bei den durchgeführten Messungen $f = 30,3$ s⁻¹. Kritische Bereiche sind in den Diagrammen der Geschwindigkeitsverläufe auf den Seiten 141 und 142 grau hinterlegt. Um die Anschaulichkeit der Geschwindigkeitsgradienten zu verbessern, wird die Änderung der Geschwindigkeit nach der Zeit dU/dt als Geschwindigkeitsänderung pro 1/100s dargestellt.

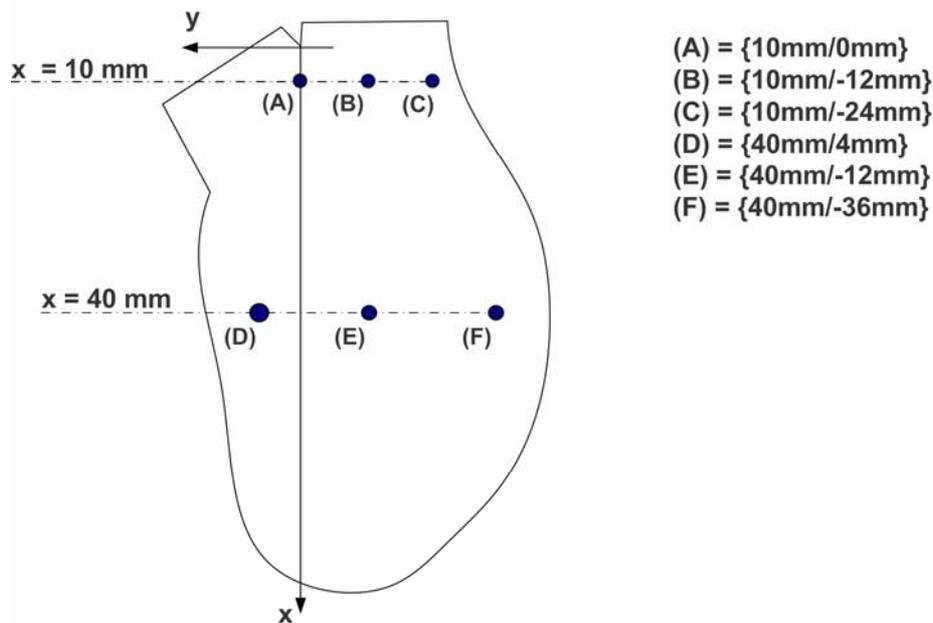


Bild 111: Position der Messpunkte, an denen örtliche Schwankungsbewegungen der Geschwindigkeitskomponenten u , v und w dargestellt werden.

Während der Befüllungsphase ($t = 0$ ms bis $t = 850$ ms) tritt an Pos. (B) (Mitte der Mitralklappe) ein deutliches Geschwindigkeitsmaximum der Geschwindigkeitskomponente u von ca. 1,1 m/s sowohl bei hydraulischer als auch bei Druckplattenkompression auf (siehe Bild 112, oberste Reihe). Die Verengung des Strömungskanals durch die Druckplatte führt zu einem steileren Anstieg der Geschwindigkeitskurve (0,9 m/s pro 1/100 s) als bei hydraulischer Kompression (0,3 m/s pro 1/100 s). Nach Erreichen des Geschwindigkeitsmaximums fällt sie mit -0,22 m/s pro 1/100 s moderater als bei hydraulischer Kompression (-0,44 m/s pro 1/100 s). Änderungen der Geschwindigkeitskomponenten v liegen bei Pos. (B) bei Druckplattenkompression zwischen -0,12 und +0,22 m/s pro 1/100s, bei hydraulischer Kompression zwischen +0,1 und +0,07 m/s pro 1/100s. Durch den Widerstand der Druckplatte und die damit verbundene Führung und Beschleunigung der Strömung tritt ab $t = 283$ ms an Pos. (C) ein Geschwindigkeitsmaximum von 0,91 m/s auf. Der Geschwindigkeitsgradient beträgt dabei 0,47 m/s pro 1/100s. Dagegen werden an der Verzweigung Pos. (A) lediglich Spitzengeschwindigkeiten bis zu 0,2 m/s beobachtet.

Durch die gleichmäßigere Befüllung steigt die Geschwindigkeitskomponente u bei hydraulischer Kompression ab $t = 94$ ms bis etwa $t = 567$ ms auf 0,6 m/s. Die Geschwindigkeitsgradienten liegen hier zwischen +0,14 bis -0,41 m/s pro 1/100s. Insbesondere bei hydraulischer Kompression führt der einsetzende Hauptwirbel zusammen mit der Kompression des Schlauches während der Auswurfphase zur Durchspülung des Mitralklappenbereichs (Pos. A-C) und damit zu einer erhöhten Geschwindigkeitskomponente in y -Richtung. Die Geschwindigkeiten betragen etwa $v \approx 0,71$ m/s, die Gradienten liegen zwischen -0,44 und 0,27 m/s pro 1/100 s (vgl. Bild 112, $t \approx 600$ ms...1300ms). Dagegen liegen die Geschwindigkeitsspitzen bei Druckplattenkompression im Bereich der Verzweigung nur bei etwa $v \approx 0,11$ m/s.

An der Kammerwand (Pos. C) bildet sich bei hydraulischer Kompression ab $t \approx 133$ ms ein Rezirkulationswirbel mit Sattelpunkt (vgl. auch Bild 102, Seite 130 bzw. Bild 106, Seite 133). Die dadurch auftretenden Geschwindigkeiten liegen bei $v \approx -0,4$ m/s. Bei Druckplattenkompression betragen die Spitzenwerte hier etwa $v \approx \pm 0,1$ m/s.

Erhöhte Schwankungsbewegungen treten insbesondere in der Mitte der Kammer (Pos. E) durch die vertikale Bewegung der Druckplatte auf (siehe Bild 113, vgl. hierzu auch Bild 108, Seite 135 ff.). Während die Komponente u bei hydraulischer Kompression moderat auf etwa $u \approx 0,6$ m/s ansteigt, ist der eintretenden Volumenstrom bei Druckplattenkompression in Richtung Kammerspitze orientiert und verursacht in Kammermitte ein Geschwindigkeitsmaximum von $u = 0,85$ m/s ($t \approx 472$ ms ... 850 ms). Bis zum Ende der Befüllungsphase fällt die Geschwindigkeit mit $du/dt = 0,36$ m/s pro 1/100 s.

Schwankungen der Geschwindigkeitskomponente w liegen bei Druckplatten- und hydraulischer Kompression sowohl in Kammermitte als auch im Nachlauf der Mitralklappe in einem Bereich von 0,02 bis 0,2 m/s. Jedoch verursacht das stromab von Pos. (C) während der Befüllungsphase auftretende Rezirkulationsgebiet bei hydraulischer Kompression eine etwas höhere Komponente w von bis zu 0,36 m/s. Bei Druckplattenkompression liegen die Spitzenwerte bei $w \approx \pm 0,1$ m/s, vgl. Bild 113, rechte Spalte.

Die Frequenz der Geschwindigkeitsfluktuationen liegt bei hydraulischer Kompression in der Größenordnung $f \approx 6,5 \cdot 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ im Bereich der Mitralklappe und $f \approx 3,5 \cdot 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ in Kammermitte. Bei Druckplattenkompression beträgt sie $f \approx 7,6 \cdot 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ im Bereich der Mitralklappe und $f \approx 4,7 \cdot 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ in Kammermitte.

Mit Gleichung (31) wird der Schwankungsgrad Tu für die betrachteten Messpunkte berechnet (s. Seite 28). Bild 115 zeigt bei Druckplattenkompression sowohl im Nachlauf der Mitralklappe (Pos. A-C) als auch in Kammermitte (Pos. D-F) deutlich höhere Werte mit $Tu = 0,65 \dots 0,85$ im Vergleich zur hydraulischen Kompression mit $Tu = 0,25 \dots 0,52$. Markante Unterschiede ergeben sich insbesondere in der Mitte des Zulaufes, sowohl im direkten Nachlauf der Mitralklappe als auch in Kammermitte. Bei Druckplattenkompression führt die zu Beginn der Befüllung maximal ausgelenkte Platte zu Sekundärwirbeln im Nachlauf der Mitralklappe und damit auch zu höheren Geschwindigkeitsfluktuationen an der Bifurkation (Pos. A). Der berechnete Schwankungsgrad liegt mit $Tu = 0,65$ deutlich höher als bei hydraulischer Kompression ($Tu = 0,25$). Analog führt die Vertikalbewegung der Platte und die damit verbundene Ablösungen der Strömung vom Kammerboden weiter stromabwärts zu erhöhten Geschwindigkeitsschwankungen (vgl. Bild 86, Seite 116). Der berechnete Schwankungsgrad liegt bei Pos. (E) in der Größenordnung von $Tu = 0,85$, bei hydraulischer Kompression bei $Tu = 0,36$.

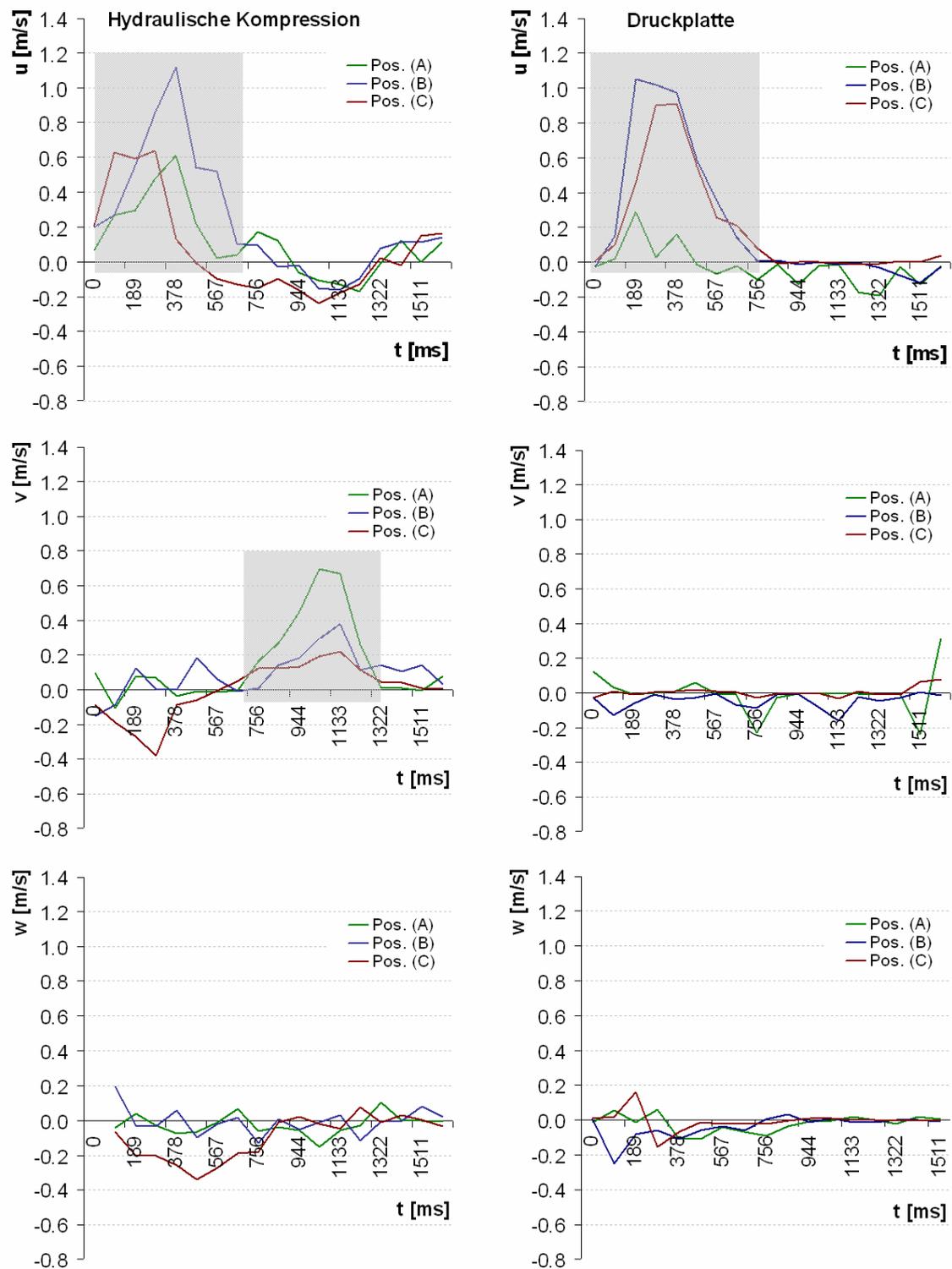


Bild 112: Örtliche Geschwindigkeitskomponenten u , v , w dargestellt über einen Pumpzyklus an den Positionen (A), (B) und (C). Linke Spalte: Hydraulische Kompression, rechte Spalte: Kompression mit der Druckplatte. Druck: $p = 120/80$ mmHg, $f = 70$ bpm, Position $x = 10$ mm, $z = 10$ mm.

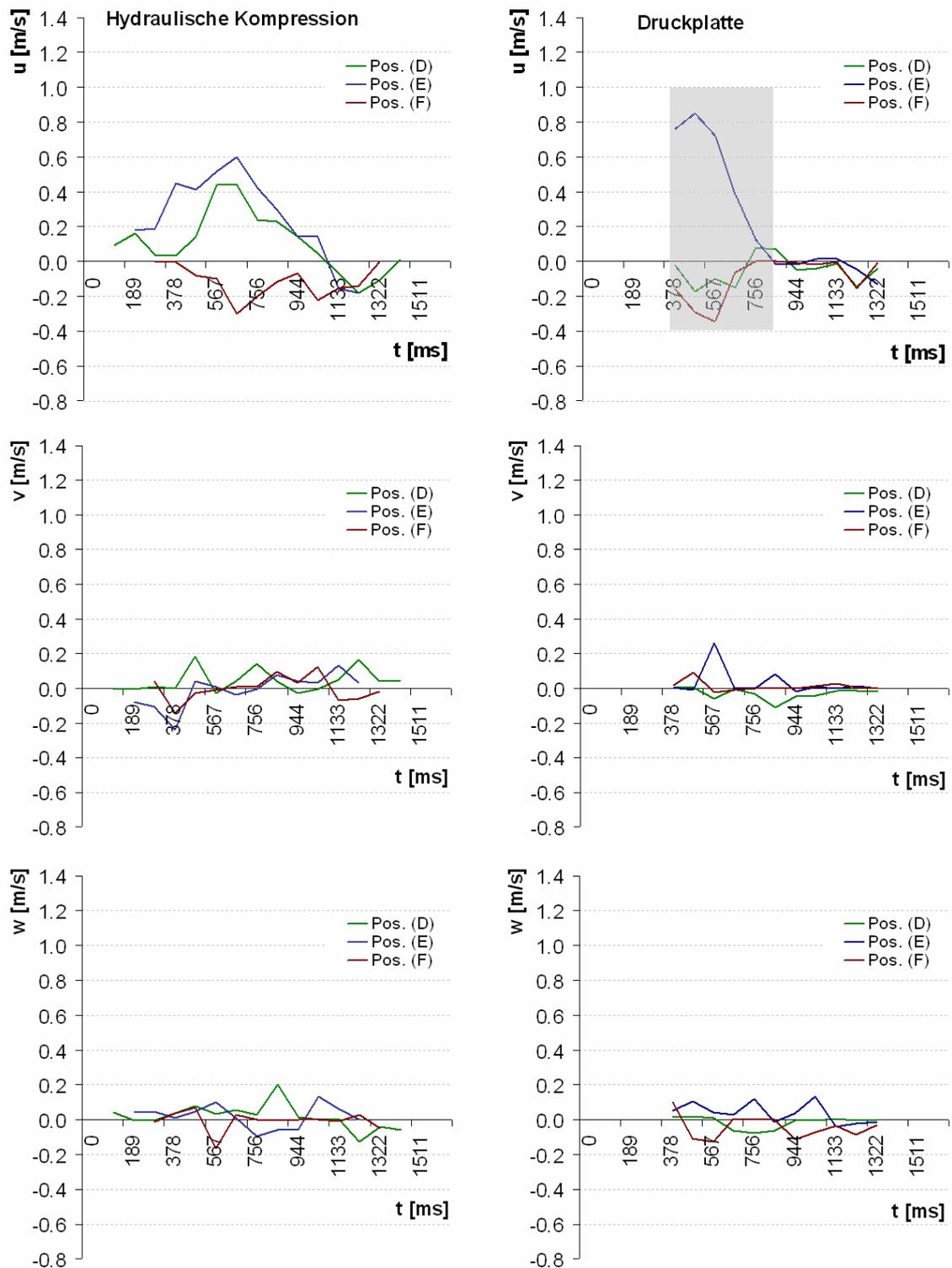


Bild 113: Örtliche Geschwindigkeitskomponenten u , v , w dargestellt über einen Pumpzyklus an den Positionen (D), (E) und (F). Linke Spalte: Hydraulische Kompression, rechte Spalte: Kompression mit der Druckplatte. Druck: $p = 120/80$ mmHg, $f = 70$ bpm, Position $x = 10$ mm, $z = 10$ mm.

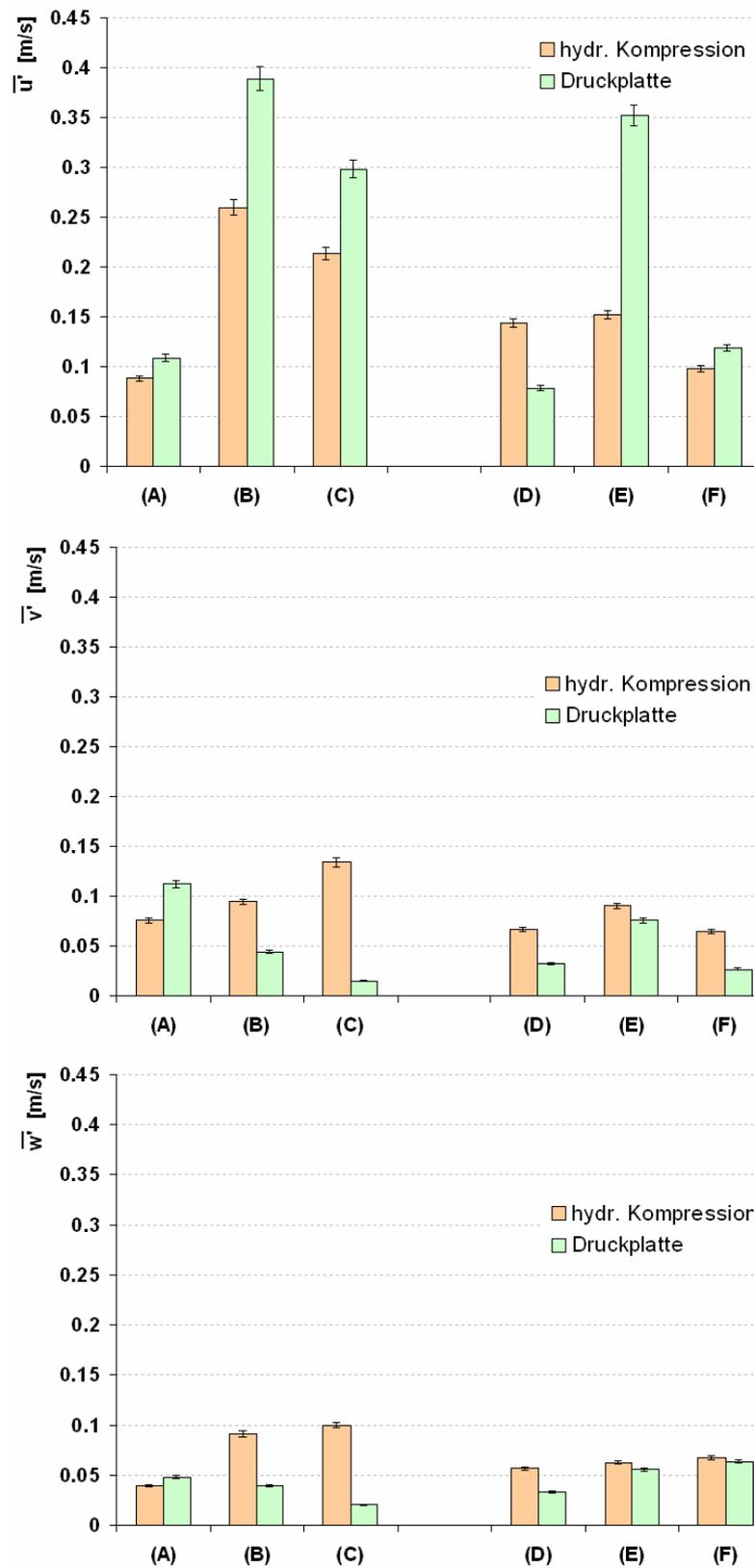


Bild 114: Gemittelte, örtliche Geschwindigkeitsschwankungen bei hydraulischer Kompression und Druckplattenkompression.

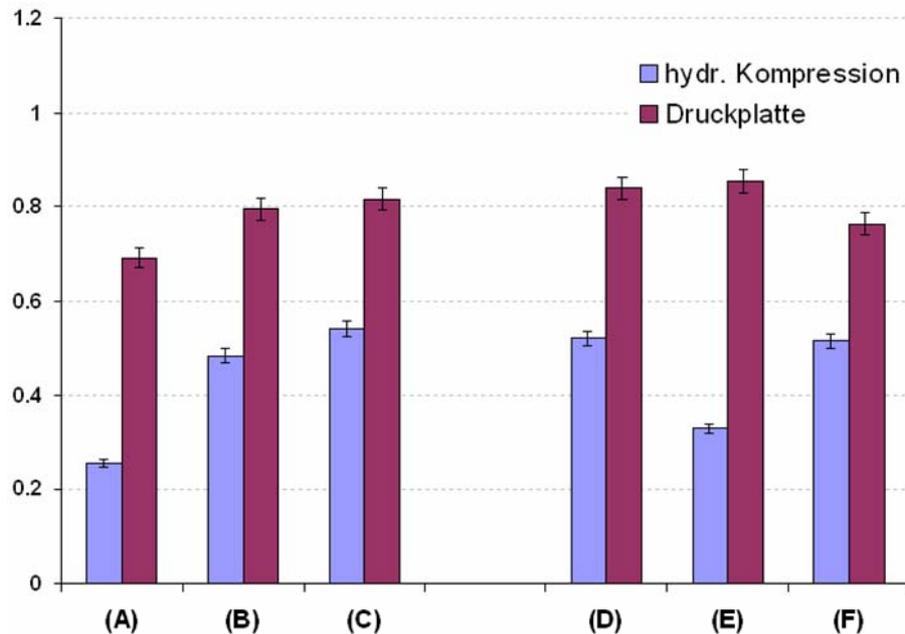


Bild 115: Schwankungsgrad bei hydraulischer Kompression und Druckplattenkompression.

6.7 Numerische Simulation

6.7.1 Simulation der Strömung im linken Ventrikel

Die Strömung in der entwickelten Pumpkammer zeigt insbesondere bei hydraulischer Kompression Parallelen zur Strömung im linken, menschlichen Ventrikel. Für den Vergleich zwischen menschlicher und künstlicher Herzkammer werden Simulationsrechnungen des „Karlsruhe Heart Modell“ (KaHMo) herangezogen. KaHMo ist ein virtuelles Herz, das am Lehrstuhl für Strömungslehre der Universität Karlsruhe entwickelt wird. Es soll zur Simulation der Strömung im menschlichen Herzen für eine verbesserte Diagnose und Therapie von Herzerkrankungen und eine vorbereitende Planung und Bewertung von Herzoperationen eingesetzt werden. Zur Verifikation von KaHMo werden die Messergebnisse der vorliegenden Arbeit (Kammer Typ II bei hydraulischer Kompression) herangezogen. Im Rahmen der Entwicklung des virtuellen Herzens wurden u.a. von S. Donisi [29] umfangreiche Berechnungen verschiedener gesunder und pathologischer Ventrikel durchgeführt. Ein Vergleich der Strömung in Pumpkammer Typ II mit der Strömung in einem gesunden Ventrikel liefert gute Übereinstimmung zu Beginn der Befüllungsphase. Im weiteren Verlauf der Befüllung bildet sich im physiologischen Ventrikel, bedingt durch die Topologie der Strömung im

linken Vorhof ein rechtsdrehender Wirbel aus. Dagegen wird in der Pumpkammer ein entgegen gesetzt, linksdrehender Wirbel beobachtet.

Durch die beidseitige Querschnittserweiterung bildet sich sowohl im menschlichen Ventrikel (Bild 116) als auch in der Pumpkammer (Bild 117) zunächst ein räumlicher (Ring-)Wirbel aus, in dem sich ein Teil des einströmenden Fluids entlang der Kammerwand zurück in Richtung Mitral- bzw. Aortenklappe bewegt. Wirbel H1 breitet sich in der hydraulisch komprimierten Kammer (obere Reihe, Bild 117) sehr schnell über das gesamte Volumen aus und verdrängt dabei das Rezirkulationsgebiet H2. Im natürlichen Ventrikel wächst Wirbel (1) an, bis er den oberen Bereich des Ventrikels umfaßt. Im weiteren Verlauf spaltet sich ein kleiner Wirbel (2) ab, der die Herzspitze durchspült (siehe Bild 116). Bei Kompression mit der Druckplatte dominiert der im Bild linke Wirbel V2, während V1 bis zum Ende der Diastole zerfällt (untere Reihe, Bild 117).

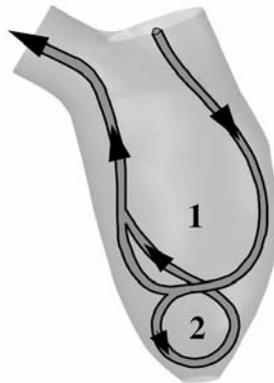


Bild 116: Strömung im linken menschlichen Ventrikel auf Grundlage von Simulationsrechnungen mit KaHMo (Karlsruhe Heart Model). Quelle: T. Schenkel, K. Spiegel, H. Oertel, ISL, Universität Karlsruhe (TH).

Während der Kompressionsphase zeigen sich auch durch die unterschiedlichen Kompressionsmethoden von Pumpkammer und Ventrikel unterschiedliche Strömungsprofile. Beim natürlichen Ventrikel kann durch die gleichförmige Reduktion des Herzmuskels und dessen zusätzliche Verkürzung eine gleichmäßig verteilte Strömung hin zur Aortenklappe beobachtet werden. Hingegen wird die Pumpkammer durch eine Druckplatte oder Hydraulikflüssigkeit von einem ursprünglich runden Durchmesser auf eine elliptische Form zusammengedrückt, wodurch ein gleichmäßiges Ausströmen aller Kammerbereiche erst deutlich später erfolgt. Bis dahin kann eine weitere Rotation des Wirbels beobachtet werden, welche jedoch Fluid in Richtung Aortenklappe fördert und damit den Auswurf letztlich unterstützt (siehe Bild 117, $t = 733$ ms). Bereits zu Beginn der Systole beschleunigt der natürliche Ventrikel das Blut auf maximale Geschwindigkeit, während die Pumpkammer dies erst gegen Ende der Auswurfphase erreicht.

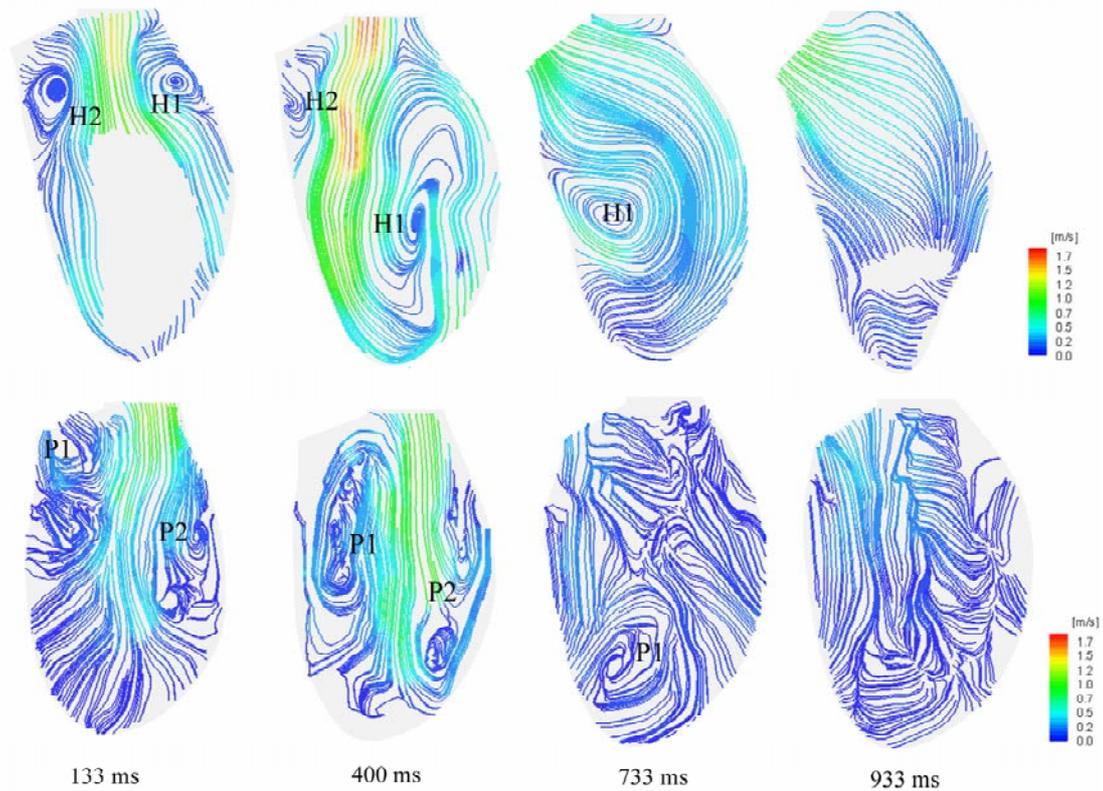


Bild 117: Vergleich der Stromlinien in der ventrikelförmigen Kammer. Obere Reihe: Hydraulische Kompression, untere Reihe: Kompression mit der Druckplatte.

6.7.2 Simulation der optimierten, ventrikelförmigen Pumpkammer

Zur Verbesserung der Strömungsführung insbesondere bei Kompression mit der Druckplatte wird die ventrikelförmige Pumpkammer Typ II modifiziert (siehe S. 78 ff.). Zudem wird die Form der Druckplatte optimiert, um den störenden Einfluss während der Befüllung zu verringern. Mittels numerischer Strömungssimulation wird die Strömung analysiert und das Zusammenspiel der neuen Kammer und Druckplatte verifiziert. Zu Beginn der Befüllungsphase kann ein dem menschlichen Ventrikel ähnliches Strömungsprofil beobachtet werden (s. Bild 118, Phase 48°). Im Nachlauf der Mitralklappe bildet sich das Wirbelpaar F1 und F2, das sich mit fortschreitender Diastole über die gesamte Kammer ausbreitet (Phase 74°). Im weiteren Verlauf spaltet sich die Wirbelstruktur (F1', F2') und bildet zwei Sattelpunkte S1 und S2. Die entstandene Struktur ist nicht stabil, durch weiter einströmendes Fluid und Anlegen der Strömung an der (für den Betrachter) linken Seite der Kammer zerfällt sie bereits ab Phase 120°. Der linksdrehende Wirbel F3 etabliert sich ab Phase 138° und durchspült den unteren Bereich der Kammer vollständig. Nach Schließen der Mitralklappe wird die Rotation des Hauptwirbels von Trägheitskräften gespeist. Durch die fehlende Strömung der Mitralklappe kann sich etwa ab Phase 200° der Wirbel F4 mit Sattelpunkt F3 abspalten. Weiteres Komprimieren der Druckplatte löst im weiteren Verlauf der Systole die Wirbelstruktur auf (siehe Bild 120, Phase 281 ff.).

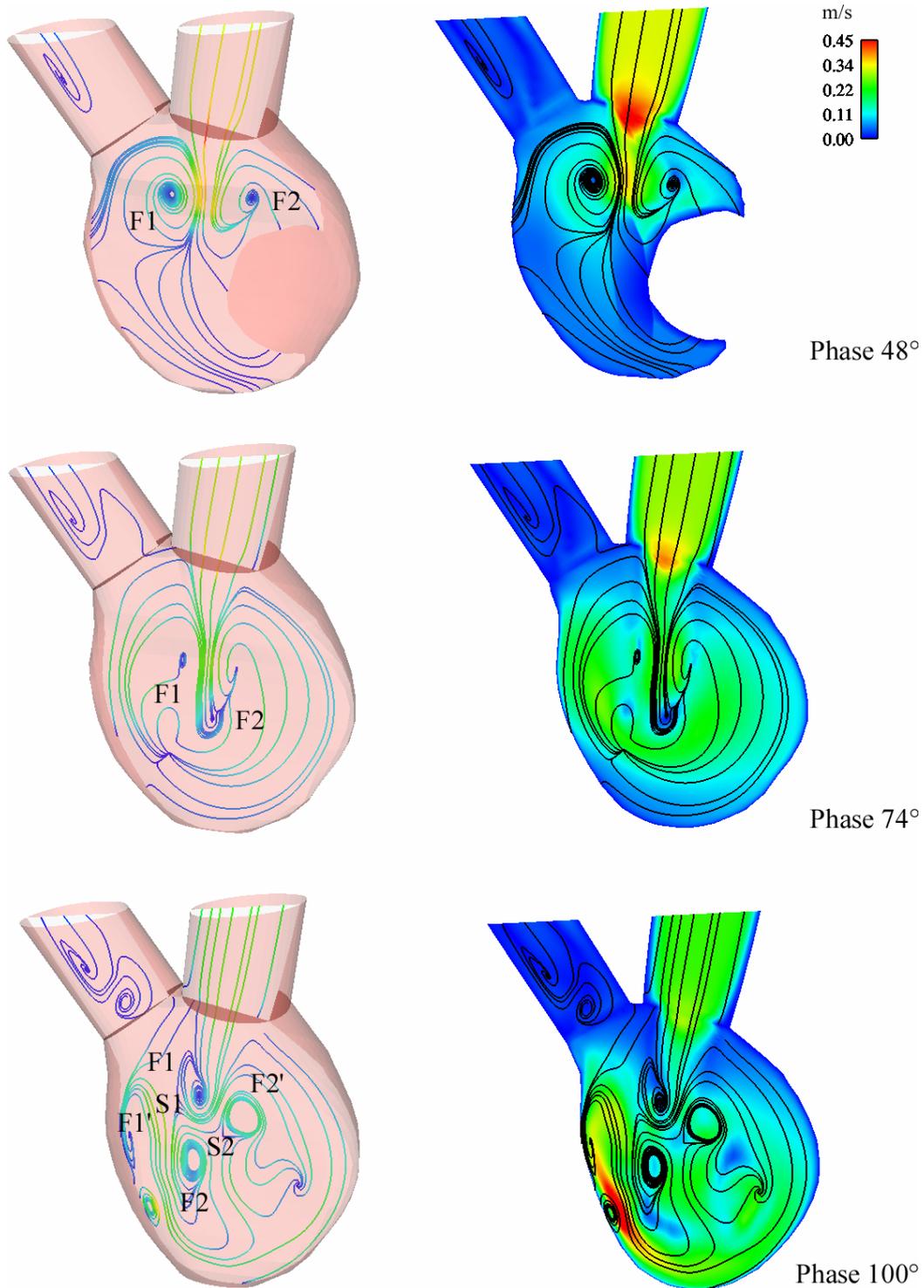
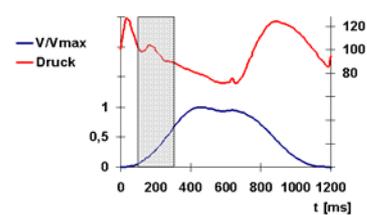


Bild 118: Geschwindigkeitsverteilung und Stromlinien in der verbesserten Pumpkammer. Darstellung: Links Hauptebene $z=10$ [mm], rechts: Konturverlauf der gemittelten Geschwindigkeit. Frequenz: $f_{VAD}=100\text{min}^{-1}$, Vorlast: 35 mmHg, Nachlast: 120/80 mmHg.



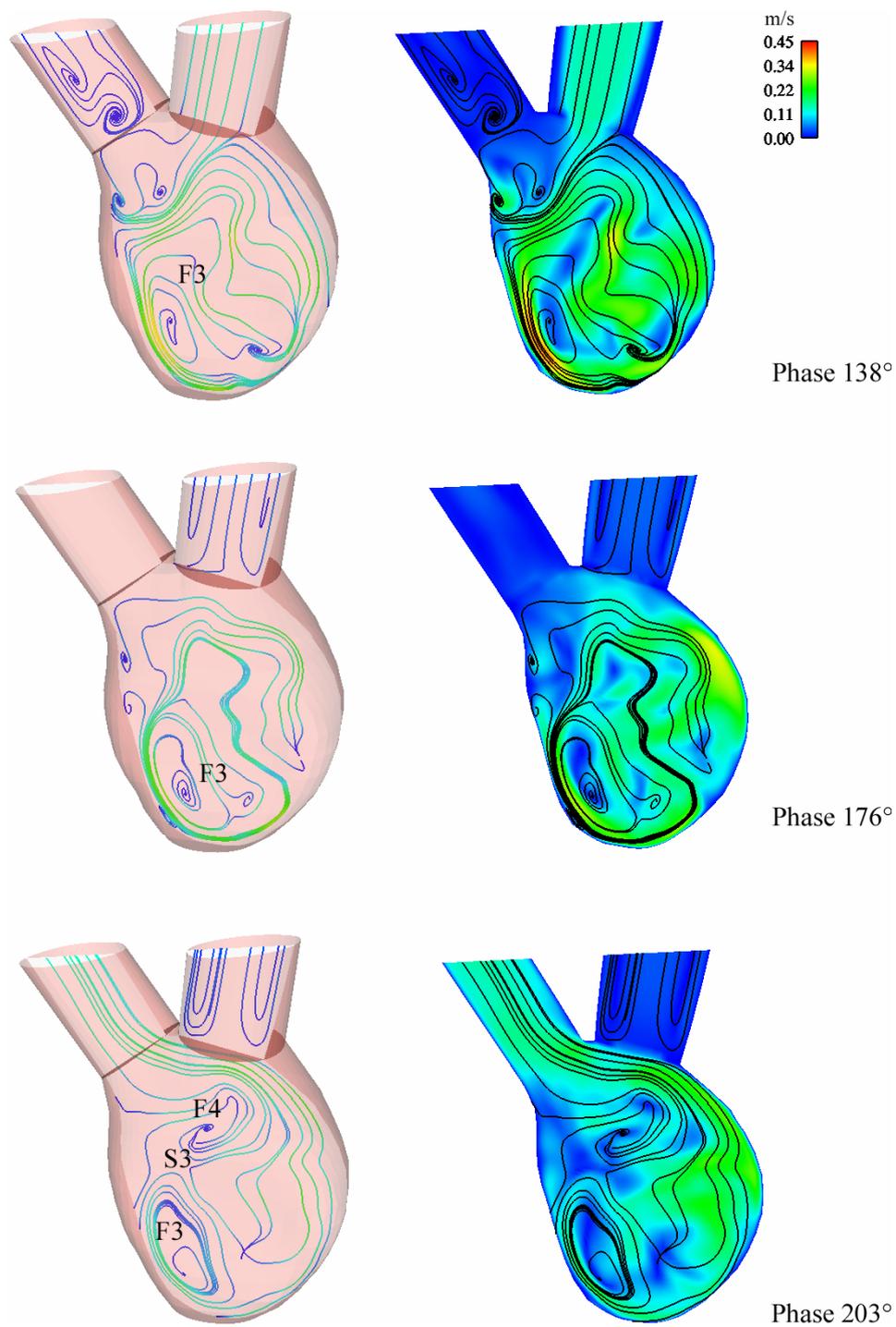
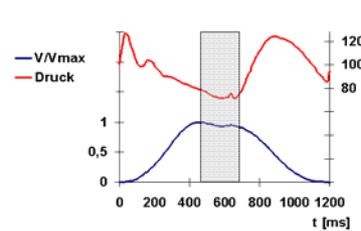


Bild 119: Geschwindigkeitsverteilung und Stromlinien in der verbesserten Pumpkammer. Darstellung: Links Hauptebene $z=10$ [mm], rechts: Konturverlauf der gemittelten Geschwindigkeit. Frequenz: $f_{VAD}=100\text{min}^{-1}$, Vorlast: 35 mmHg, Nachlast: 120/80 mmHg.



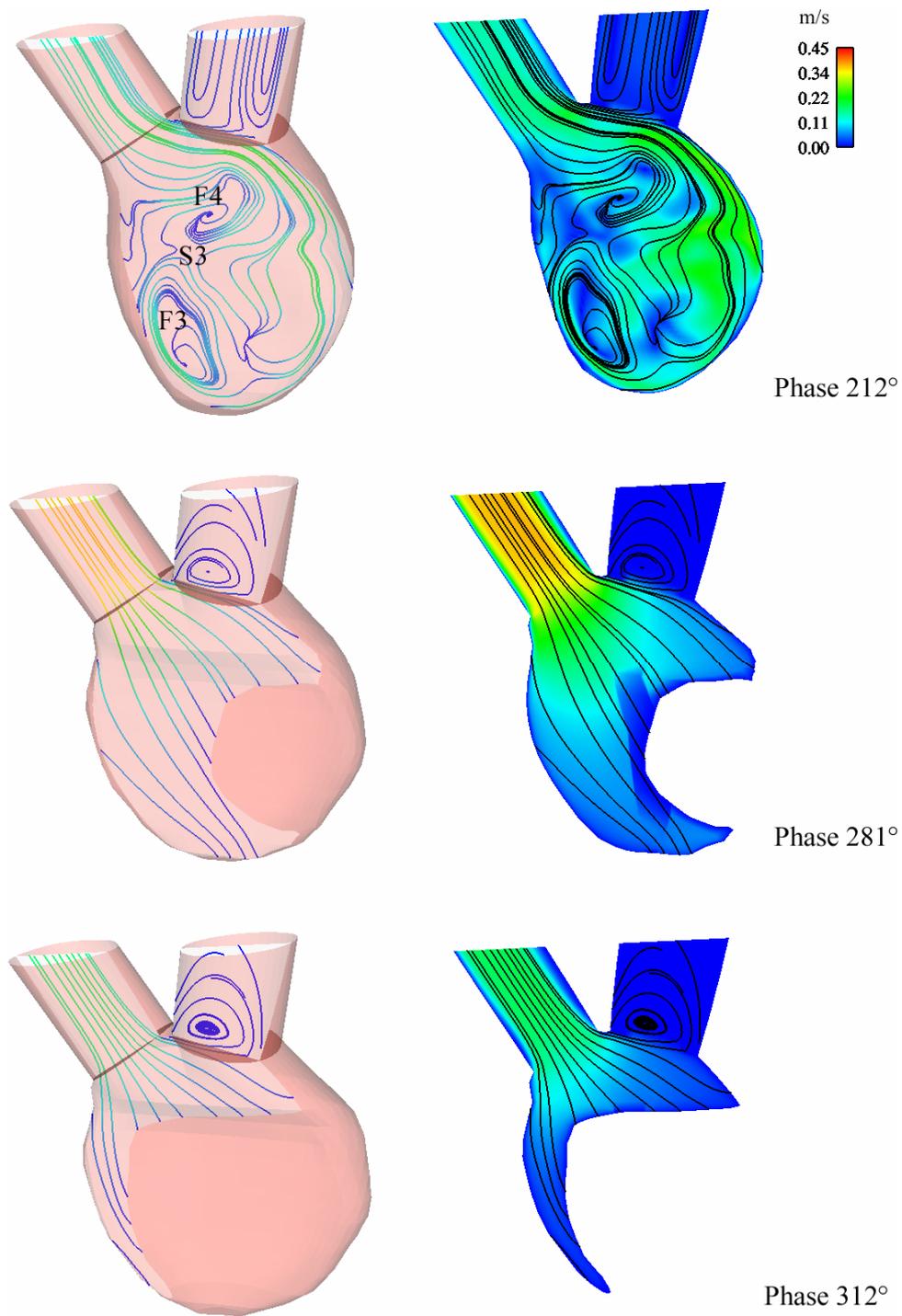
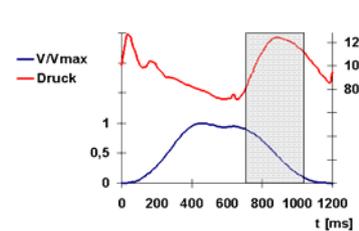


Bild 120: Geschwindigkeitsverteilung und Stromlinien in der verbesserten Pumpkammer. Darstellung: Links Hauptebene $z=10$ [mm], rechts: Konturverlauf der gemittelten Geschwindigkeit. Frequenz: $f_{VAD}=100\text{min}^{-1}$, Vorlast: 35 mmHg, Nachlast: 120/80 mmHg.



6.8 Druck- und Flusskurven

Der sinusförmige Geschwindigkeitsverlauf der Druckplatte erzeugt ein der physiologischen Aortenkurve ähnliches Druckprofil. Durch den simulierten systemischen Widerstand ergibt sich ein steiler Anstieg vom diastolischen Druck (≈ 80 mmHg) zum systolischen Spitzendruck (≈ 120 mmHg) sowie ein relativ flacher Abfall des Druckes während der Befüllungsphase. Die durchschnittliche Steigung der Druckkurve während der Systole beträgt bei einer Pumpfrequenz von $f_{VAD} = 70$ bpm $dp/dt = 102,4 \pm 0,8$ mmHg/s, während der Diastole $dp/dt = 71,4 \pm 0,6$ mmHg/s.

Analog zum nativen Herz lassen sich die Zyklen Systole (=Auswurf) bzw. Diastole (=Kammerbefüllung) gegeneinander abgrenzen, sie werden nachfolgend für eine Pumpfrequenz von $f_{VAD} = 70$ bpm erläutert. Am minimalen Auslenkungspunkt der Druckplatte (Zeitpunkt: $T = 0$ ms) öffnet die Klappe am Einlauf, während mit einer Verzögerung von $\Delta t \approx 50$ ms die Klappe am Ausfluss schließt (vgl. Bild 122, Zeitpunkt II, bzw. Bild 123). Die Befüllung der Kammer ist nach $\Delta t_{Dia} \approx 700$ ms abgeschlossen. Erreicht die Druckplatte ihren maximalen Auslenkungspunkt ($z = 33$ mm), schließt die Klappe am Einlauf ($T = 850$ ms). Die Systole beginnt mit einer zeitlichen Verzögerung von $\Delta t \approx 50$ ms durch Öffnen die Klappe am Auslass ($T \approx 900$ ms). Die Auswurfphase endet mit Schließen der Klappe am Auslass bei $T \approx 1650$ ms (siehe Bild 122-II). Die Systolendauer beträgt $\Delta t_{Sys} \approx 750$ ms.

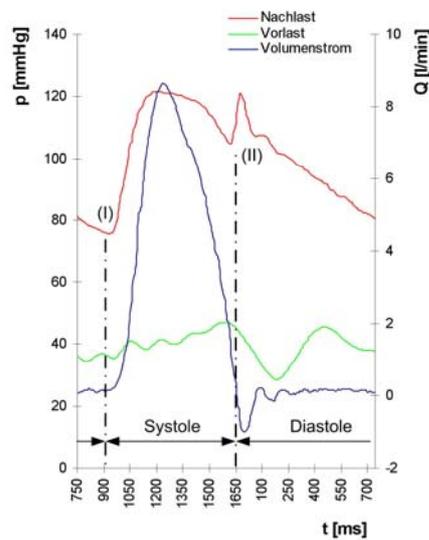


Bild 121: Vergleich von Druck- und Fluss während Systole und Diastole, $f_{VAD} = 70$ bpm.

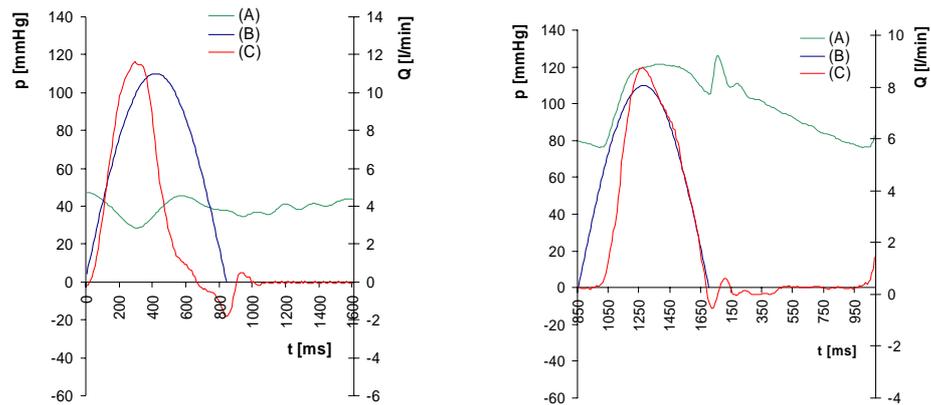


Bild 122 links: Befüllungsphase (Diastole) der Pumpkammer bei $f_{VAD} = 70$ bpm, rechts: Auswurfphase (Systole). Kurve (A): Druck. Kurve (B): Geschwindigkeitsfunktion der Druckplatte (qualitativ). Kurve (C): Volumenstrom.

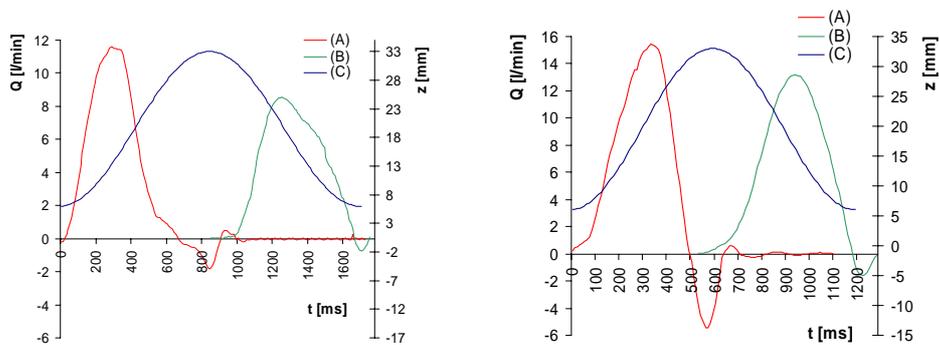


Bild 123: Zusammenhang von Volumenstrom und Position der Druckplatte über einen Pumpzyklus. Kurve (C): Ortsfunktion der Druckplatte über einen Pumpzyklus. Kurve (B): Volumenstrom am Auslass, Kurve (A): Volumenstrom am Zulauf. Links: $f_{VAD} = 70$ bpm, rechts: $f_{VAD} = 100$ bpm.

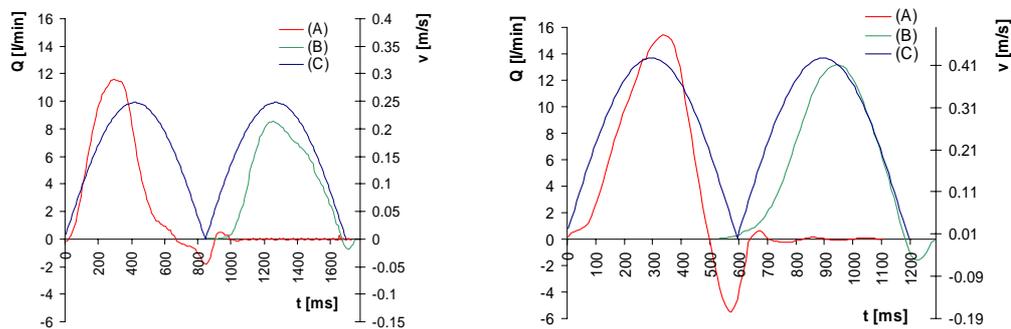


Bild 124: Zusammenhang von Volumenstrom und Geschwindigkeitsfunktion der Druckplatte über einen Pumpzyklus. Kurve (A): Volumenstrom am Zulauf, Kurve (B): Volumenstrom am Auslass. Kurve (C): Geschwindigkeit der Druckplatte am Drehgelenk. Links: $f_{VAD} = 70$ bpm, rechts: $f_{VAD} = 100$ bpm.

Bild 122 links zeigt die Druck- und Volumenstromkurve am Zulauf zur Pumpkammer. Kurve (B) gibt den qualitativen Geschwindigkeitsverlauf der Druckplatte wieder. Mit Einsetzen der Druckplattenbewegung steigt der Volumenstrom bis auf ein Maximum von etwa 12 l/min, welches er deutlich vor dem Geschwindigkeitsmaximum der Druckplatte erreicht ($\Delta t \approx 200$ ms). Synchron fällt der statische Druck am Zulauf von $p_{in} \approx 47$ mmHg auf ein Minimum von $p_{in} \approx 37$ mmHg. Bei $T \approx 700$ ms ist die Befüllung beendet, die Klappe am Zulauf schließt, es stellt sich durch das Regurgitationsvolumen ein negativer Volumenstrom von bis zu 1,8 l/min ein. Nach Überschreiten der Maximalposition bei $T = 850$ ms kehrt die Bewegungsrichtung der Druckplatte um, es wird Druck in der Kammer aufgebaut. Übersteigt der Kammerdruck den aortalen, diastolischen Druck von $p \approx 80$ mmHg, öffnet die Klappe am Auslass und Fluid wird ausgeworfen ($T \approx 900$ ms). Dabei eilt die Volumenstromkurve der Geschwindigkeit der Druckplatte um etwa 150 ms nach. Im Gegensatz zur Diastole entsteht weniger zeitlicher Versatz zwischen Geschwindigkeitsmaximum der Druckplatte und Maximum des Volumenstromes (siehe Bild 122 rechts).

Bild 123 zeigt den Zusammenhang zwischen Volumenstrom und absoluter Position der Druckplatte bei Pumpfrequenzen von $f_{VAD} = 70$ bpm (links) und $f_{VAD} = 100$ bpm (rechts). Charakteristisch ist ein deutlich geringerer Peak der Volumenstromkurve am Auslass im Vergleich zur Volumenstromkurve am Einlass (12 l/min zu 9 l/min) bei Ruhepuls $f_{VAD} = 70$ bpm bzw. von 15 l/min zu 13 l/min bei erhöhtem Puls ($f_{VAD} = 100$ bpm).

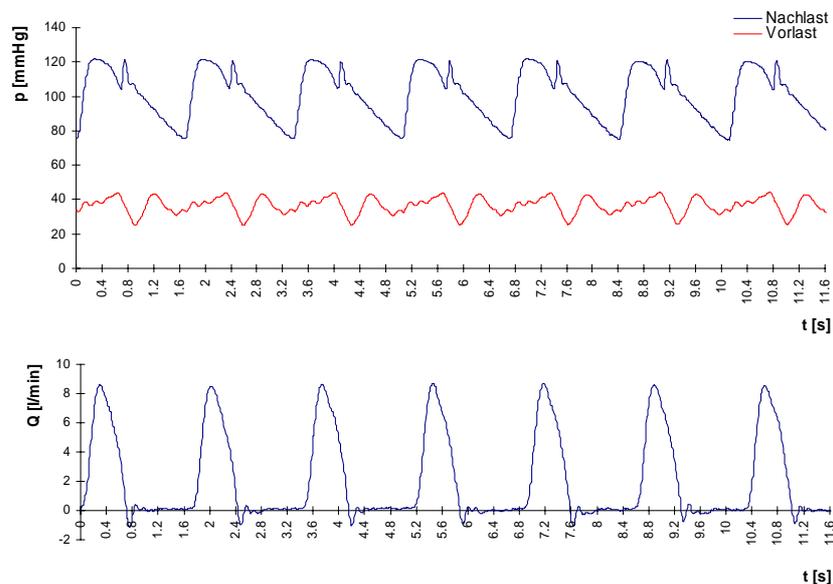


Bild 125: Typische Druck- und Flusskurven am Versuchstand bei $f_{VAD} = 70$ bpm und gleichförmiger Kompression. Oben: Erzeugter Druck (blau) und Vorlast (rot), unten: Erzeugter Volumenstrom (Auslass).

Die Spitzengeschwindigkeit der Druckplatte beträgt am Drehpunkt bei Ruhepuls $v = 0,25$ m/s, bei erhöhtem Puls $v = 0,43$ m/s (siehe Bild 124). Bei erhöhter Pumpfrequenz kann am Zulauf ein markanteres Rückströmen bei Klappenschluss beobachtet werden (≈ 2 l/min bei $f_{VAD} = 70$ bpm im Vergleich zu ≈ 5 l/min bei $f_{VAD} = 100$ bpm). Das

Volumenstrommaximum am Zulauf eilt bei hohen Frequenzen dem Geschwindigkeitsmaximum der Druckplatte nach ($\Delta t \approx 100$ ms).

Bild 125 zeigt typische Druck- und Flusskurven, wie sie durch die Kompression mit der Druckplatte erzeugt werden. Für die Messungen wurde der physiologische Normalzustand mit einer Nachlast von $120/80 \pm 2$ mmHg und einer durchschnittlichen Vorlast von 37 ± 2 mmHg eingestellt. Um abnormale physiologische Bedingungen zu simulieren, wurde die Vorlast bis auf 4 mmHg reduziert bzw. die Nachlast bis 200 mmHg gesteigert.

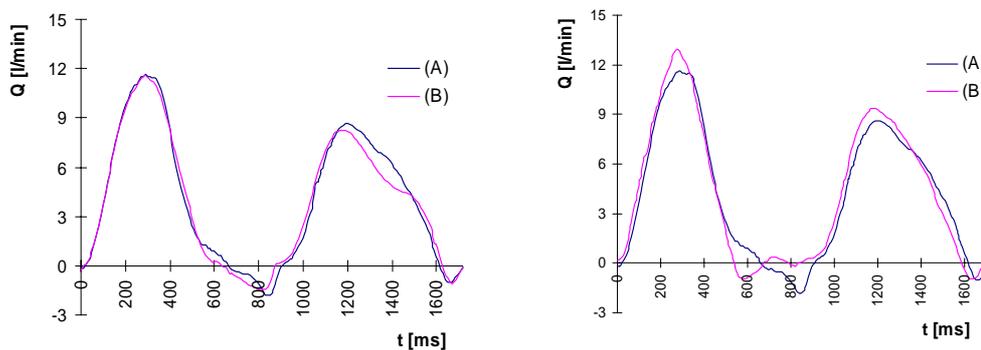


Bild 126 links: Vergleich der Volumenströme ($f_{VAD} = 70$ bpm) bei paralleler Kompression (A) und zulaufseitigem Verkippen der Druckplatte (B). Rechts: Auslassseitiges Verkippen der Druckplatte (B).

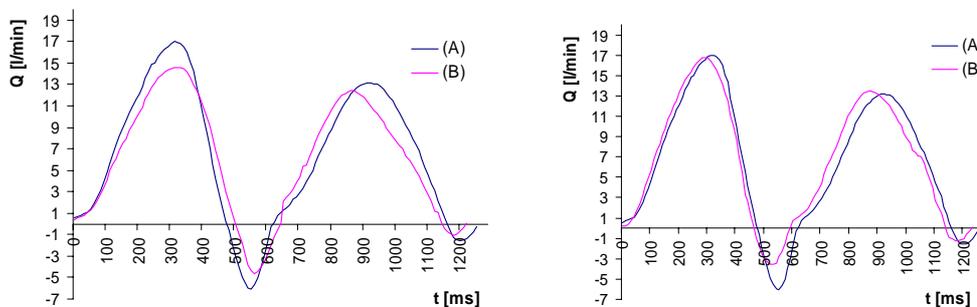


Bild 127 links: Vergleich der Volumenströme ($f_{VAD} = 100$ bpm) bei paralleler Kompression (A) und zulaufseitigem Verkippen der Druckplatte (B). Rechts: Auslassseitiges Verkippen der Druckplatte (B).

Bild 126 links zeigt den Volumenstrom während Befüllung und Auswurf bei paralleler Kompression (A) und Verkippen zur Zulaufseite (B). Das Verkippen der Druckplatte hat nur geringen Einfluss auf den geförderten Volumenstrom. Kippt die Platte zur Auslasseite (vgl. Bild 126 (B), rechts), zeigt sich sowohl während der Befüllung als auch während der Systole ein leicht erhöhter Volumenstrom ($\Delta Q \approx 0,3$ l/min) im Vergleich zur parallelen Kompression (A). Charakteristisch ist eine deutlich kürzere Diastole ($t_{Dia} \approx 600$ ms). Bei erhöhter Pumpfrequenz zeigt sich eine ausgeprägte, sinusförmige Volumenstromkurve. Rückstromverluste beim Schließen der Klappe am Einlauf sind bei zulaufseitigem Verkippen deutlich geringer (vgl. Bild 127 (B), rechts).

Bild 128 dokumentiert die geförderten Volumenströme bei unterschiedlichen Pumpfrequenzen und Bewegungszuständen der Druckplatte.

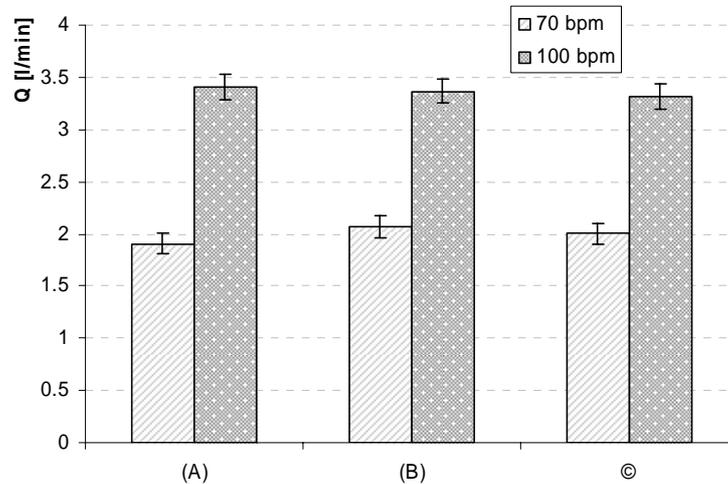


Bild 128: Vergleich der geförderten, durchschnittlichen Volumenströme.

(A) parallele Kompression, (B) Druckplatte verkippt zum Auslass, (C) Druckplatte verkippt zum Einlass.

Das Auswurfvolumen der Kammer beträgt bei Ruhefrequenz $V_{Stroke} \approx 60$ ml, bei erhöhter Frequenz $V_{Stroke} \approx 72$ ml. Das gleichförmigste Volumenprofil wird bei auslassseitigem Verkippen der Druckplatte erreicht (siehe Bild 129 (A), links). Höhere Pumpfrequenzen führen zu einem Knick im Profil während des Überganges von Diastole zu Systole ($t = 600$ ms). Zulaufseitiges Verkippen der Druckplatte bedingt bei erhöhten Frequenzen ein geringeres Auswurfvolumen (siehe Bild 129 (C), rechts).

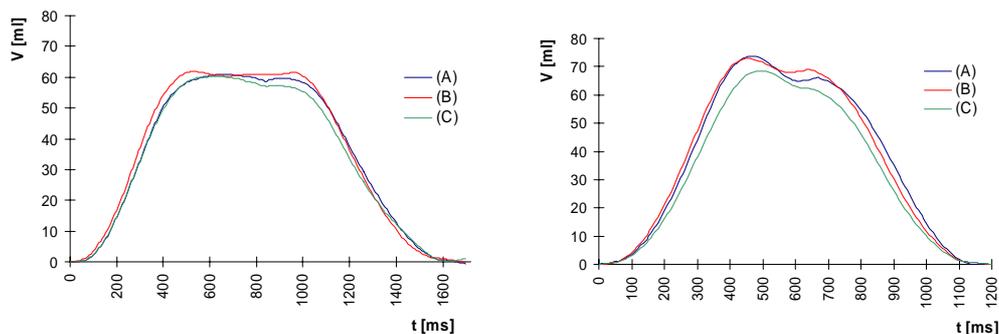


Bild 129: Kammervolumen während eines Pumpzyklus. Links: $f_{VAD} = 70$ bpm, rechts: $f_{VAD} = 100$ bpm. Kurve (A): Parallele Kompression, Kurve (B): Platte verkippt auslassseitig, Kurve (C): Platte verkippt zulaufseitig.

Bild 130 zeigt den Vergleich der geförderten Volumenströme bei Ruhepuls und erhöhter Frequenz. Durch die Modifikation der bogenförmigen Kammer kann bei $f_{VAD} = 100$ s⁻¹ das geförderte Volumen von bisher $Q = 2$ l/min auf 3,1 l/min gesteigert werden. Dies entspricht einer Verbesserung von 35%. Mit der ventrikelförmigen Kammer (Typ II) wird bei $f_{VAD} = 100$ s⁻¹ (und Kompression mit der Druckplatte) ein Volumenstrom von $Q = 3,5$ l/min gefördert, was einer Verbesserung von 43% im Vergleich zur

ursprünglichen, und von 12% im Vergleich zur modifizierten bogenförmigen Kammer entspricht. Bei Ruhepuls fördert die ventrikelförmige Kammer $Q = 2,2$ l/min. Im Vergleich zur asymmetrischen, bogenförmigen Kammer ($Q = 1,9$ l/min) stellt das eine Leistungssteigerung von 14%, im Vergleich zur symmetrischen bogenförmigen Kammer ($Q = 1,6$ l/min) eine Steigerung von 27% dar.

Das volle Potential der ventrikelförmigen Kammer wird bei hydraulischer Kompression mit aktiver Befüllung ausgeschöpft. Bei Ruhepuls fördert die Kammer 3,6 l/min, bei erhöhter Frequenz 5,2 l/min. Dies ergibt im Vergleich zur Druckplattenkompression eine Steigerung des Volumenstromes um durchschnittlich 32%. Die deutliche Verbesserung der Förderleistung begründet sich in der optimalen Befüllung, welche durch die aktive Wandbewegung unterstützt wird (vgl. Bild 69, S. 101). Das Fluid wird während der Befüllung nicht durch die Druckplatte umgelenkt und abgebremst wird, Einströmverluste dadurch reduziert. Die Form der Kammer leitet das Fluid zum Auslass, wo es während der Systole ohne wesentliche Einbußen der Einströmgeschwindigkeit ausgeworfen werden kann.

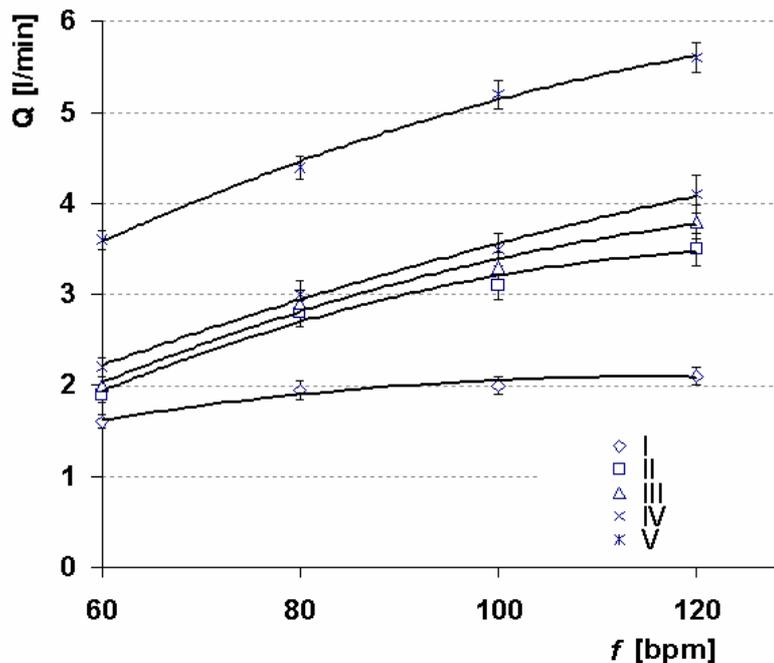


Bild 130: Vergleich der geförderten Volumenströme bei Ruhepuls und erhöhter Frequenz.

Vorlast: 35 mmHg, Nachlast: 120/80 mmHg.

- (I) Symmetrische bogenförmige Kammer, (II) Asymmetrische, bogenförmige Kammer;
 (III) Ventrikelförmige Kammer, hydraulische Kompression, (IV) Kompression mit Druckplatte,
 (V) hydraulische Kompression, aktive Befüllung.

6.9 Abschätzung der Strömungsverluste

6.9.1 Berechnung fluidmechanischer Kennzahlen

Die berechneten Reynolds-Zahlen in der Strömung der bogen- und ventrikelförmigen Pumpkammern weisen auf laminare Strömung hin. Der kritische Wert von $Re = 2300$ für den Übergang zur turbulenten Strömung wird nicht überschritten. Symmetrischer Bogen und die aktiv hydraulisch komprimierte, ventrikelförmige Kammer erhalten durch ihre Strömungsführung mehr kinetische Energie im Fluid, was zu höheren Werten führt (vgl. Tabelle 3). Der Strouhal-Zahl von 4,10 am symmetrischen Bogen wurde bei den anderen Modellen durch Vergrößern des Mitralklappendurchmessers Rechnung getragen. Bei hydraulischer Kompression konnte sie dadurch bei der ventrikelförmigen Kammer Typ II auf $Sr = 2,89$ reduziert werden, - beim menschlichen Ventrikel liegt sie nach M. Gahrib et al. [38] im Mittel zwischen vier und sieben.

	Symmetri- scher Bogen Druckplatte	Modifizierter Bogen, Druckplatte	Ventrikel Druckplatte	Ventrikel hydraulisch	Ventrikel hydraulisch, aktive Bef.
<i>Sr</i>	4,10	4,45	3,18	2,89	1,89
<i>Re</i>	2250	1800	1770	1915	2390
<i>a</i>	3,83	4,40	3,96	3,96	3,96

Tabelle 3: Berechnung fluidmechanischer Kennzahlen

6.9.2 Wirkungsgrad

Aus den geförderten Volumenströmen kann der hydraulische Wirkungsgrad der Pumpkammern abgeschätzt werden. Hierfür wird die mit Beziehung (34) definierte Herzarbeit W nach der Zeit abgeleitet (vgl. S. 32). Es folgt die hydraulische Leistung mit

$$P_{hyd} = \frac{dW_{hyd}}{dt} + \frac{dW_{kin}}{dt} \approx \Delta p \dot{V}$$

Die Ableitung der Beschleunigungsarbeit dW_{kin}/dt ergibt für das ausgeworfene Blutvolumen von ca. 70 Gramm eine Leistung von 0,003 Watt und liegt damit zwei Größenordnungen unter der hydraulischen Leistung. Sie wird deshalb für die Berechnung der Gesamtleistung und des Wirkungsgrades vernachlässigt. Mit einem Aortendruck von 120/80 mmHg berechnet sich der mittlere systemische Druck zu 100 mmHg. Aus dem mittlerem Vorhofdruck (12 mmHg) folgt die vom linken Ventrikel geleistete Druckerhöhung $\Delta p = 88$ mmHg (= 1.735 Pa). Die hydraulische Leistung des

linken Ventrikels berechnet sich mit einem Herzzeitvolumen von 4,5 l/min zu $P_{LV} = 0,88$ Watt, die Leistung des gesamten Herzens zu $P_{Herz} = 1,28$ Watt.

$$P_{LV} = \Delta p_{LV} \cdot \dot{V} = 11.735 \text{ Pa} \cdot 4,5 \cdot \frac{10^{-3} \text{ m}^3}{60 \text{ s}} = 0,88 \text{ Watt}$$

Zur Abschätzung der (hydraulischen) Effizienz einer Pumpkammer wird die Pumpleistung der untersuchten Kammern in Relation zur Leistung des linken Ventrikels gesetzt und als relativer Wirkungsgrad definiert. Damit kann der Einfluss von unterschiedlichen Motor/Getriebeparametern eliminiert werden. Die Absolutbeträge der hydraulischen Leistung je Kammer sind in Bild 132 dargestellt. Bild 131 zeigt die prozentualen Abweichungen bezogen auf die Leistung des linken Ventrikels bei den untersuchten Pumpfrequenzen 60 bpm und 100 bpm.

Die Pumpleistung der symmetrischen, bogenförmigen Kammer liegt bei Ruhepuls - 28,9% unter der Leistung des linken Ventrikels. Insbesondere bei erhöhter Frequenz (100 bpm) sinkt die Pumpleistung deutlich auf -46,7% ab. Durch die Modifikation der Kammer kann die Leistung bei Ruhepuls um 13,3% auf -15,6% gesteigert werden, bei erhöhter Pumpfrequenz wird lediglich ein Abfall von 1,7% auf -17,3% beobachtet. Die Verbesserung gründet in einer günstigeren Strömungsführung in der Kammer sowie im größeren effektiven Öffnungsdurchmesser der Mitralklappe, der von $D_{eff} = 19,1$ mm auf $D_{eff} = 22,6$ mm, erhöht wurde.

Die ventrikelförmige Kammer erreicht bei Ruhepuls und hydraulischer Kompression eine Abweichung von -11,1% im Vergleich zum linken Ventrikel, bei erhöhter Frequenz weicht die Leistung lediglich um -0,9% ab. Wird die ventrikelförmige Kammer bei hydraulischer Kompression vollständig komprimiert und aktiv befüllt, kann die Pumpleistung des linken Ventrikels um 60% bei Ruhepuls, sowie um 38,7% bei erhöhtem Puls (100 bpm) übertroffen werden. Durch die aktive Befüllung werden die hydraulischen Verluste der Kammer insbesondere bei Ruhepuls größtenteils kompensiert, was zu einer deutlichen Leistungssteigerung führt. Der Abfall der Pumpleistung bei erhöhter Frequenz lässt auf erhöhte Verluste während der Befüllung durch die kleiner gewählte Herzklappe mit $D_{eff} = 20,3$ mm schließen.

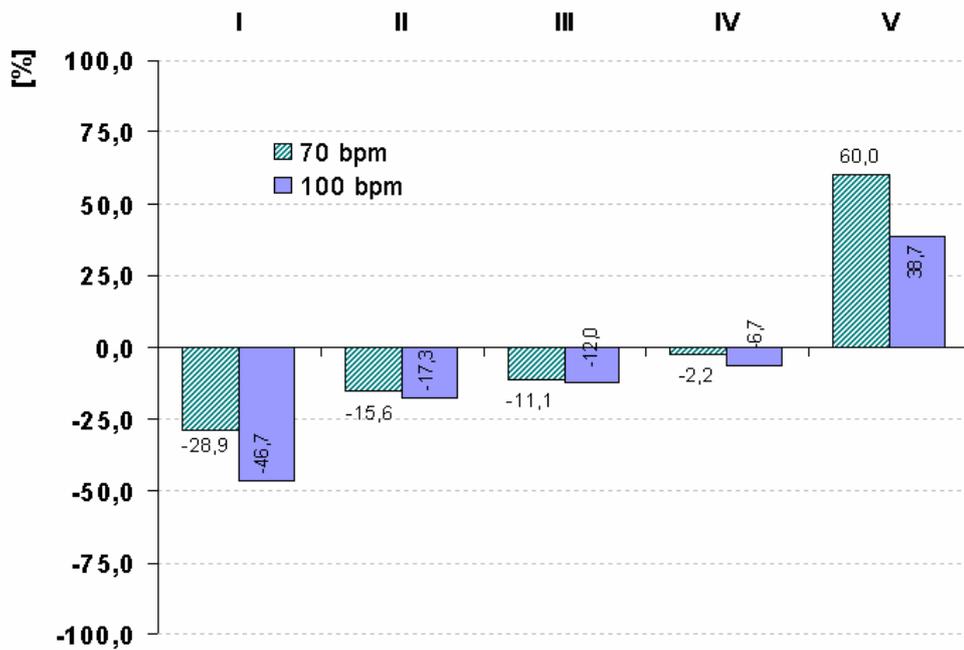


Bild 131: Abweichung der Pumpkammerleistung zur Leistung des linken Ventrikel (LV = 100%). (I) Symmetrische bogenförmige Kammer, (II) Asymmetrische, bogenförmige Kammer; (III) Ventrikelförmige Kammer, hydraulische Kompression, (IV) Kompression mit Druckplatte, (V) hydraulische Kompression, aktive Befüllung.

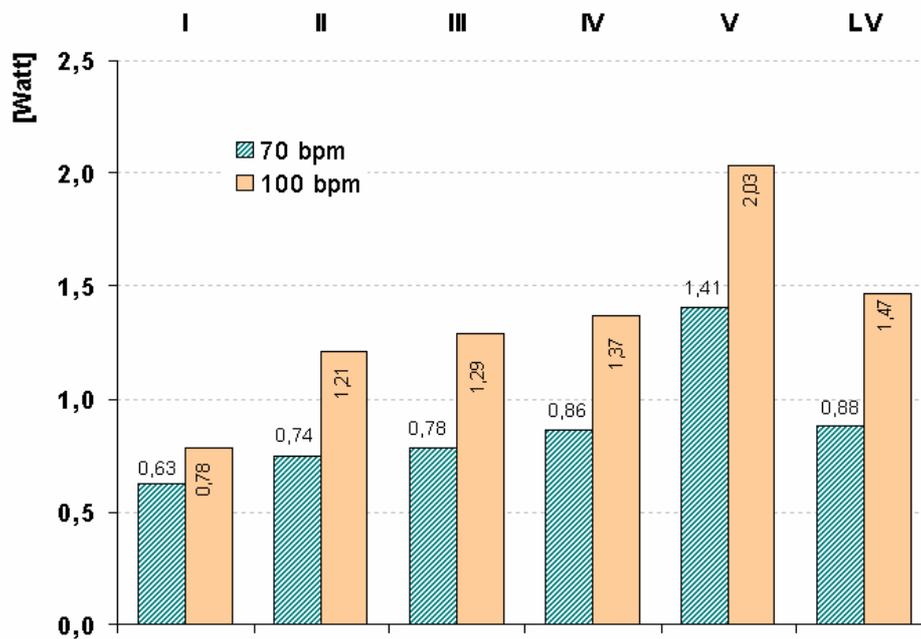


Bild 132: Hydraulische Leistung der untersuchten Pumpkammern und des linken Ventrikels (I) Symmetrische bogenförmige Kammer, (II) Asymmetrische, bogenförmige Kammer; (III) Ventrikelförmige Kammer, hydraulische Kompression, (IV) Kompression mit Druckplatte, (V) hydraulische Kompression, aktive Befüllung, (LV) linker Ventrikel

Zur Berechnung des Gesamtwirkungsgrades wird die elektrische Antriebsleistung von Antriebseinheit (A) und der verbesserten Version (B) herangezogen. Antrieb (A) wurde mit den beiden bogenförmigen Kammern, Antrieb (B) mit der verbesserten bogenförmigen Kammer sowie mit der ventrikelförmigen Pumpkammer (V2) eingesetzt. Mit der aufgenommenen elektrischen Leistung berechnet sich der Gesamtwirkungsgrad des Herzunterstützungssystems nach der Beziehung

$$\eta_{ges} = \frac{P_{hyd}}{P_{el}}$$

Bild 131 zeigt die von den Antriebseinheiten verbrauchte Leistung bei einer Nachlast von 120/80 mmHg und einer Vorlast von 12 mmHg (Index 1). Index 2 beschreibt den Betrieb ohne Last (Leerlauf).

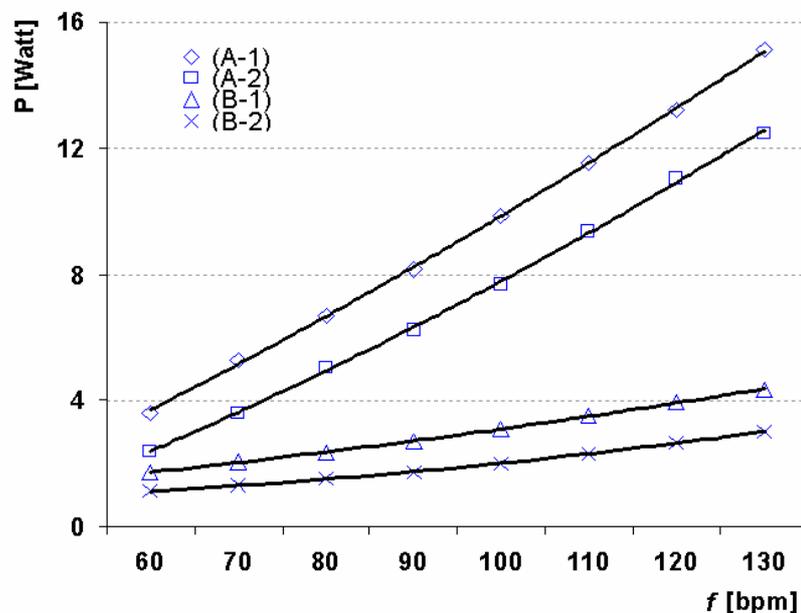


Bild 133: Verbrauch der elektromechanischen Antriebseinheiten (A) und der verbesserten Version (B). Index 1: Betrieb bei einer Nachlast von 120/80 mmHg und einer Vorlast von 12 mmHg. Index 2: Betrieb ohne Last (Leerlauf).

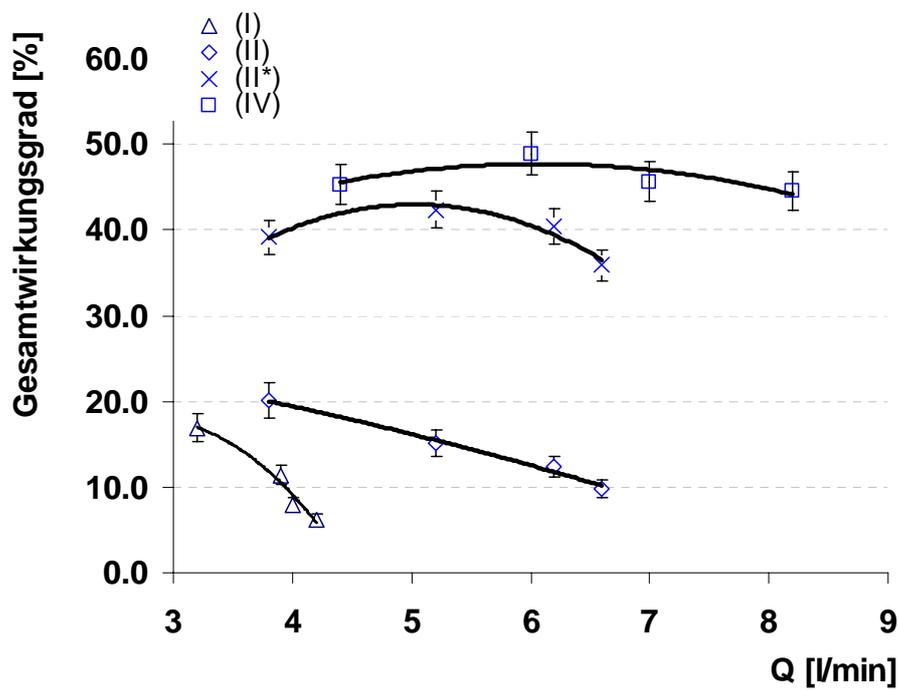
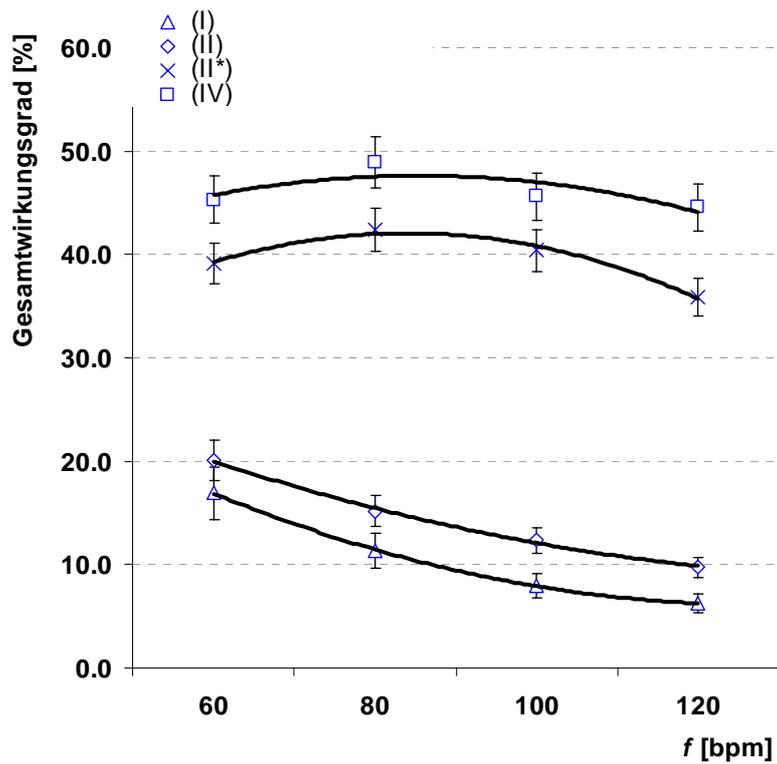


Bild 134 oben: Gesamtwirkungsgrad des Unterstützungssystems über der Pumpfrequenz.
 unten: Gesamtwirkungsgrad über dem geförderten Volumen.
 (I) Symmetrische, bogenförmige Kammer mit Antrieb (A)
 (II) asymmetrische, bogenförmige Kammer mit Antrieb (A) und (II*) mit Antrieb (B)
 (IV) ventrikelförmige Kammer mit Antrieb (B).

Mit Antriebseinheit (A) erreicht das System beim Einsatz der symmetrischen, bogenförmigen Pumpkammer einen Gesamtwirkungsgrad von 17% bzw. von 20% mit der modifizierten, asymmetrischen Version (s. Bild 134, Kurve I und II). Bei hoher Pumpfrequenz fällt der Wirkungsgrad auf 7% bzw. 10% ab. Wird die modifizierte, bogenförmige Kammer mit Antrieb (B) komprimiert, berechnet sich der Wirkungsgrad bei Ruhepuls zu 39,1%, bei erhöhter Frequenz (80 bpm) steigert sich die Effizienz auf ein Maximum von 42,4% und fällt bis 120 bpm auf 35,9% ab. Der Einsatz der ventrikelförmigen Kammer mit Antriebseinheit (B) steigert den Wirkungsgrad bei Ruhepuls auf 45,3% und führt zu einem Maximum von 48,9% bei 80 bpm. Mit dem insgesamt flacheren Kurvenverlauf erreicht die Pumpe bei einer Frequenz von 120 bpm noch eine Effizienz von 44,5%.

Bild 134 dokumentiert den Einfluss der elektromechanischen Energiewandlung auf den Gesamtwirkungsgrad. Der besonders bei Antrieb (A) relativ geringe Wirkungsgrad führt zu einer hohen aufgenommenen elektrischen Leistung, welche deutlich größer als die erzeugte fluidmechanische Leistung ist (s. Bild 133). Bild 134 oben zeigt die Leistungssteigerung durch die entwickelte, ventrikelförmige Pumpkammer. Im Vergleich zur verbesserten, bogenförmigen Kammer ist der Kurvenverlauf flacher, die Pumpe erreicht bei hoher Frequenz (120 bpm) noch einen Wirkungsgrad von 44,5%, was einer Verbesserung von 8,6% entspricht (s. Bild 134, II*, IV).

Bild 134 unten zeigt den Gesamtwirkungsgrad der Systeme aufgetragen über dem geförderten Volumenstrom. Durch die Modifikation der bogenförmigen Kammer kann mit Antrieb (B) ein Volumenstrom von 6,6 l/min bei einem Wirkungsgrad von 38,7% generiert werden. Dagegen leistet die ventrikelförmige Kammer mit Antrieb (B) ein Volumenstrom von 8,2 l/min bei einem Wirkungsgrad von 44,5%. Es wird angenommen, dass die Ursache für die Leistungsverbesserung in der günstigeren Führung der Strömung und der geringeren Wirbelbildung liegt. Trotz des kleineren Mitralklappendurchmessers von $D_{eff} = 20,3$ im Vergleich zu $D_{eff} = 22,6$ bei der asymmetrischen, bogenförmigen Kammer können bei Vollast 1,6 l/min mehr gefördert werden.

6.9.3 Dimensionslose Kammerverlustziffer ζ

Der Wirkungsgrad von Herzunterstützungssystemen, welche nach dem Prinzip einer Verdrängerpumpe arbeiten, wird vorrangig durch Wirbelbildung in der Pumpkammer und damit verursachte Dissipation sowie durch (Druck-) Verlust in den Ventilen limitiert. Zur Quantifizierung der fluidmechanischen Verluste wird deshalb die Kammerverlustziffer ζ definiert. Sie berücksichtigt Dissipationsverluste sowie den Einfluss der Ventile und der Kammergeometrie, so dass mit ihr die Effizienz von Pumpkammern abgeschätzt werden kann. Auf Grundlage der durchgeführten Messungen wird die Kammerverlustziffer für die entwickelten Kammertypen berechnet und verifiziert.

Als Referenzwirbel wird der Hauptwirbel F0 mit der Kreisfrequenz $\omega_o = 1 \text{ s}^{-1}$ eingeführt. Referenzwirbel F0 stellt die minimal mögliche Aufenthaltszeit eines Partikels in der Kammer und den geringsten Strömungsverlust durch Reibung dar (siehe Bild 135 links).

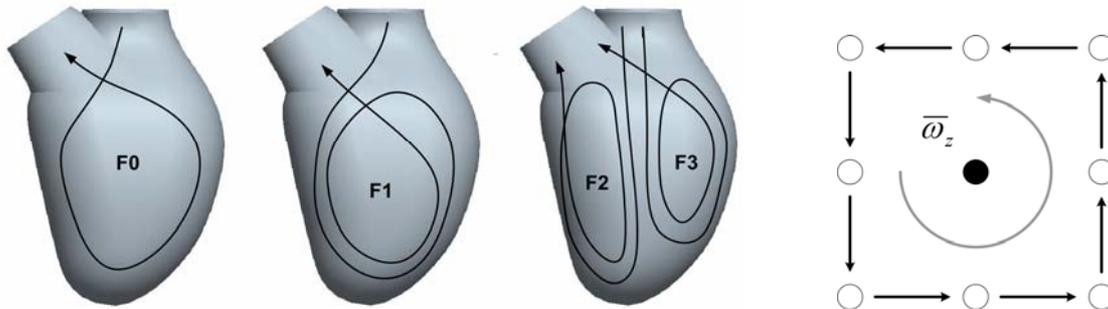


Bild 135: Hauptwirbel in der Pumpkammer. Links: Referenzwirbel F0, mitte: Ein Hauptwirbel F1, zwei Hauptwirbel F2 und F3, rechts: gemittelte Wirbelstärke $\bar{\omega}_z$

Abweichend vom Referenzwirbel ist die tatsächlich beobachtete Kreisfrequenz des Hauptwirbels in der Regel $\omega_n > 1 \text{ s}^{-1}$ (vgl. Bild 135 mitte), oder es bilden sich mehrere Hauptwirbel F2, F3 (Bild 135 mitte). Dabei bedingt jeder zusätzliche Umlauf des Fluids in der Kammer einen zusätzlichen Verlust an Strömungsenergie. Des weiteren müssen Verluste durch die Eigendrehung jedes Fluidelements berücksichtigt werden. Sie sind durch die Wirbelstärke ω_z beschrieben (vgl. Kap. 3.2.4 Wirbel, bzw. Bild 135, rechts).

Die durchgeführten Untersuchungen zeigen einen deutlichen Einfluss des Herzklappendurchmesser sowie der Kammergröße hinsichtlich Wirbelbildung und Wirkungsgrad. Zur Abschätzung der Strömungsverluste in den Pumpkammern künstlicher Herzen erscheint es deshalb zweckmäßig, sowohl die geometrischen Parameter der Kammer als auch die auftretende Wirbelstruktur in eine dimensionslose Kennzahl einfließen zu lassen. Zur Quantifizierung der Strömungsverluste wird die dimensionslose Kammerverlustziffer wie folgt definiert:

$$\zeta = \frac{\bar{\omega}_n \cdot \bar{\omega}_z \cdot V}{f^2 \cdot d^3} \quad (82)$$

Dabei beschreibt $\bar{\omega}_n$ die über mehrere Pumpzyklen gemittelte Kreisfrequenz des Hauptwirbels in der Pumpkammer, f die Pumpfrequenz. Als Referenzwirbel wird F0 mit $\omega_o = 1 \text{ s}^{-1}$ herangezogen (vgl. Bild 135 links). Die zeitlich gemittelte Wirbelstärke $\bar{\omega}_z$ erfasst Dissipation aufgrund der (Eigen-) Drehung der Fluidelemente (vgl. Bild 135 rechts). V beschreibt das Kammervolumen, d den effektiven Öffnungsdurchmesser der Mitralklappe. Treten mehr als ein Hauptwirbel auf, wird die Summe der Kreisfrequenzen $\sum \bar{\omega}_n$ gebildet. Die berechneten Kammerverlustziffern wird für eine bessere Darstellung und Lesbarkeit in allen Diagrammen mit dem Faktor 10^{-3} multipliziert.

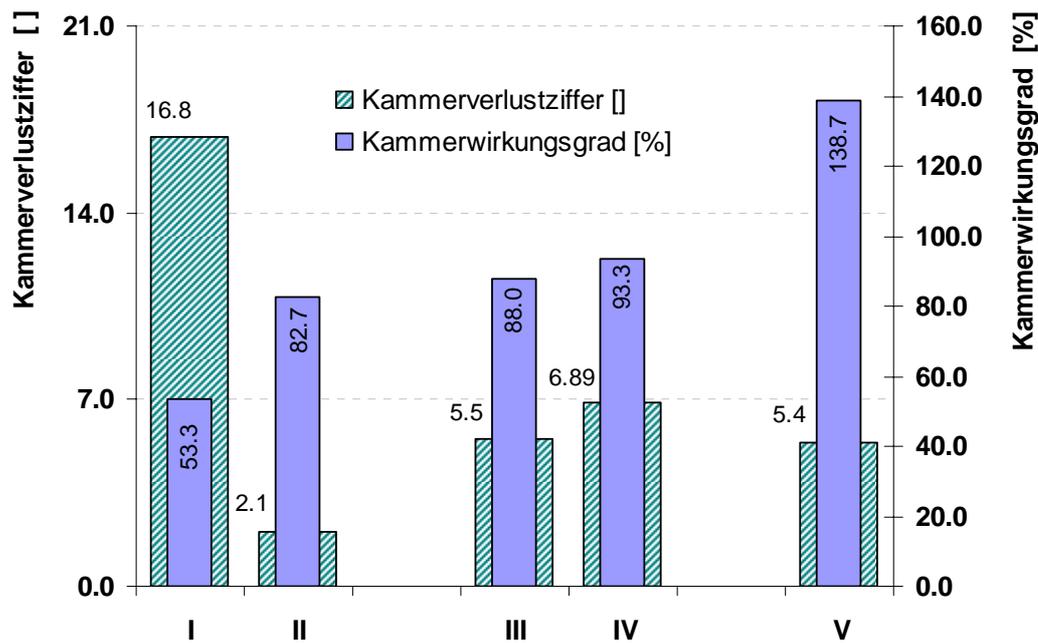


Bild 136: Zusammenhang zwischen Kammerverlustziffer ($\times 10^3$) und relativem Wirkungsgrad. (I) Symmetrische bogenförmige Kammer; (II) Asymmetrische, bogenförmige Kammer; (III) Ventrikelförmige Kammer, hydraulische Kompression, (IV) Kompression mit Druckplatte; (V) hydraulische Kompression, aktive Befüllung.

Die berechneten Werte liefern einen Zusammenhang zwischen Kammerverlustziffer und relativem, hydraulischem Wirkungsgrad der untersuchten Pumpkammern. Mit steigender Kammerverlustziffer fällt der Wirkungsgrad der Pumpkammer, wobei letzterer zusätzlich durch die Methode der Kompression (mit Druckplatte oder hydraulisch) beeinflusst wird (s. Bild 136).

In der symmetrischen, bogenförmigen Kammer führt die hohe Frequenz des Hauptwirbels sowie die hohe Wirbelstärke zu einer Kammerverlustziffer von $\zeta = 16,8$, der Wirkungsgrad beträgt $\eta = 30\%$ (s. Kammer I, Bild 136, vgl. auch Bild 57, S. 90 und Bild 62, S. 95). Durch die Modifikation der Kammer (asymmetrischer Bogen) wird sowohl die Frequenz des Hauptwirbels als auch die durchschnittliche Wirbelstärke $\bar{\omega}_z$ deutlich reduziert (vgl. Bild 59, S. 92 und Bild 63, S. 95). Zudem begünstigt der Einsatz der größeren St. Jude-Herzklappe das Befüllungsverhalten, die Scherbelastung stromabwärts der Mitralklappe wird reduziert (vgl. Bild 61, S. 94). In der Summe führen die Reduktion der Wirbelstärke, die Anpassung von Kammervolumen und die Steigerung des effektiven Klappendurchmessers zu einer Kammerverlustziffer von $\zeta = 2,1$ (s. Kammer II, Bild 136). Ursache für den deutlich niedrigeren Wert ist der effektive Klappendurchmesser, welcher in Beziehung (82) mit der dritten Potenz eingeht. Durch die Vergrößerung des Klappendurchmessers wird der Widerstand am Einlauf reduziert, damit die Effizienz der Befüllung erhöht und die Bildung von Makrowirbeln abgeschwächt (s. Kammer II, Bild 137). Die asymmetrische Geometrie der Kammer (s. Bild 138) entkräftet den Hauptwirbel und reduziert Sekundärwirbel. Durch die Modifikationen kann der berechnete Wirkungsgrad in der asymmetrischen, bogenförmigen Kammer auf $\eta = 46\%$ gesteigert werden (s. Kammer II, Bild 136).

In den ventrikelförmigen Pumpkammern liegt die Kreisfrequenz des Hauptwirbels ω_n bei hydraulischer Kompression zwischen $1,75 \text{ s}^{-1}$ und $1,92 \text{ s}^{-1}$. Obwohl die Kammer eine günstigere Führung der Strömung bietet, steigert sich der Wirkungsgrad bei passiver hydraulischer Kompression im Vergleich zur asymmetrischen, bogenförmigen Kammer um lediglich 1 Prozent auf $\eta = 47\%$ (s. Kammer III Bild 136). Ursächlich erscheint der Einsatz der biologischen Herzklappe Edwards Perimount, TAD 23, welche einen geringeren effektiven Öffnungsdurchmesser aufweist und zudem ein eingeschnürtes Geschwindigkeitsprofil im Nachlauf der Klappe generiert (s. Kammer III, Bild 138). In der Kammer wird deutlich mehr Bildung von Makrowirbeln als in Kammer II beobachtet (s. Bild 137). Die dadurch auftretenden Verluste limitieren die Vorteile der günstigen Strömungsführung, - die berechnete Kammerverlustziffer liegt bei $\zeta = 5,3$. Durch aktives Befüllen der Kammer werden die Verluste zu einem Großteil kompensiert, der Wirkungsgrad liegt bei $\eta = 78\%$. Die Kammerverlustziffer steigt durch die stärkere Wirbelbildung nur unwesentlich auf $\zeta = 5,5$ (s. Kammer IV, Bild 138).

Wird die ventrikelförmige Kammer von der Druckplatte komprimiert, bilden sich in der Befüllungsphase zwei Wirbel in der Hauptebene, wodurch mehr Energie dissipiert als bei hydraulischer Kompression (vgl. Bild 80, S. 109). Bei sonst gleichen Randbedingungen (Kammervolumen, Herzklappengeometrie) berechnet sich die Kammerverlustziffer zu $\zeta = 6,89$, der Wirkungsgrad liegt bei $\eta = 51\%$. Insbesondere im Anströmbereich behindert die Druckplatte das einströmende Fluid und reduziert dadurch den Wirkungsgrad im Vergleich zur hydraulischen Kompression, bei der sich die Kammerwand dem einströmenden Fluid anpasst (vgl. Bild 92, S. 119).

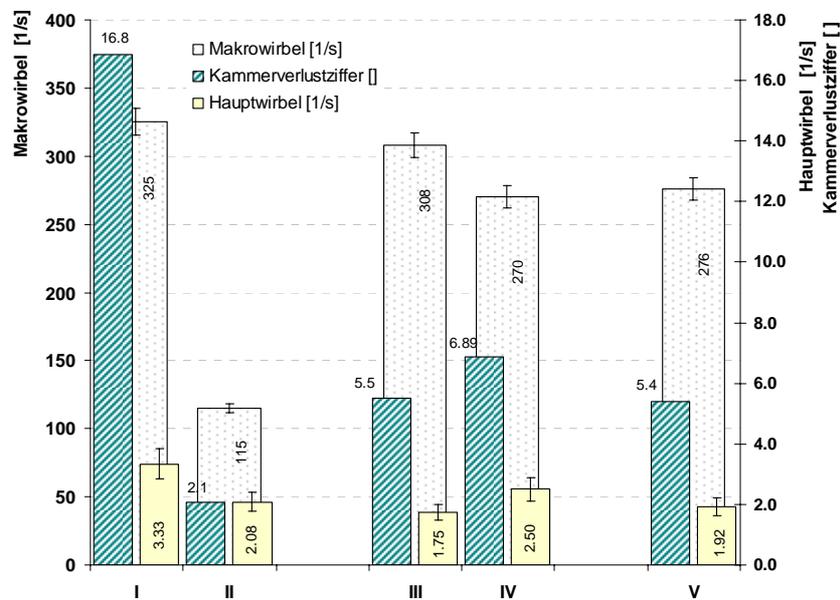


Bild 137: Kammerverlustziffer ($\times 10^3$), Makrowirbel und Hauptwirbel in der Pumpkammer. (I) Symmetrische bogenförmige Kammer, (II) Asymmetrische, bogenförmige Kammer; (III) Ventrikelförmige Kammer, hydraulische Kompression; (IV) Kompression mit Druckplatte; (V) hydraulische Kompression, aktive Befüllung.

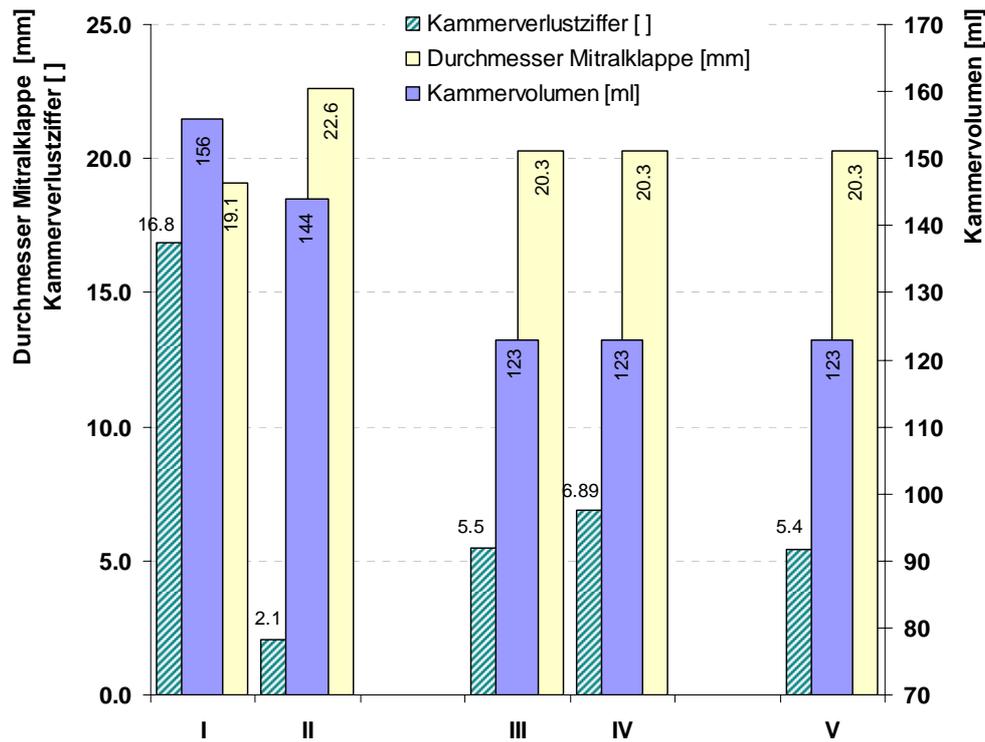


Bild 138: Kammerverlustziffer ($\times 10^3$), Kammervolumen und Durchmesser der Mitralklappe. (I) Symmetrische bogenförmige Kammer, (II) Asymmetrische, bogenförmige Kammer; (III) Ventrikelförmige Kammer, hydraulische Kompression; (IV) Kompression mit Druckplatte; (V) hydraulische Kompression, aktive Befüllung.

Der Vergleich zwischen Kammerverlustziffer und Wirkungsgrad liefert einen umgekehrt proportionalen Zusammenhang. Die symmetrische, bogenförmige Kammer (I) und die ventrikelförmige Kammer bei Druckplattenkompression (IV) zeigen bei erhöhter Kammerverlustziffer moderate Wirkungsgrade (siehe Bild 136). Dagegen ergibt sich bei niedrigen Kammerverlustziffern ein hoher Wirkungsgrad, wie z.B. bei aktiver, hydraulischer Kompression der ventrikelförmigen Kammer (V).

Bild 139 links zeigt den Zusammenhang von Wirbelbildung und Kammerverlustziffer, rechts ist der Zusammenhang von Kammerverlustziffer und den Geometriedaten dargestellt. Die Skalierung der Hochachse ist logarithmisch. Beide Diagramme zeigen ein ähnliches Steigungsverhalten der Kurve. Bei höherer Wirbelbildung bzw. einem größeren Verhältnissen von Kammervolumen zu Klappendurchmesser flachen die Kurven ab (s. Bild 139). Der direkte Zusammenhang von Kammerverlustziffer und Wirkungsgrad ist in Bild 140 links dargestellt. Bis $\zeta \approx 7$ steigt der Wirkungsgrad mit moderater Steigung an, während er bei größerer Kammerverlustziffer rasch abfällt. Ein effektives Arbeiten der Kammer erscheint bis zum kritischen Wert 7 möglich, jedoch müssen auch andere Einflussfaktoren berücksichtigt werden. Die Methode der Kompression etwa beeinflusst den Wirkungsgrad zusätzlich und wird hier nur bedingt abgebildet.

Bild 140 rechts zeigt den Zusammenhang von Wirkungsgrad und dem Verhältnis von Kammergröße zu effektivem Klappendurchmesser. Der zunächst steigende Kurvenverlauf fällt ab einem Verhältnis von $V/d^3 = 17$ rasch ab. Zur Abschätzung der Effizienz und des Komplikationspotentials von Pumpkammern stellt der gefundene Wert eine kritische Marke dar, ab der mit erhöhter Dissipation in der Kammer und deutlich verminderten Wirkungsgraden zu rechnen ist.

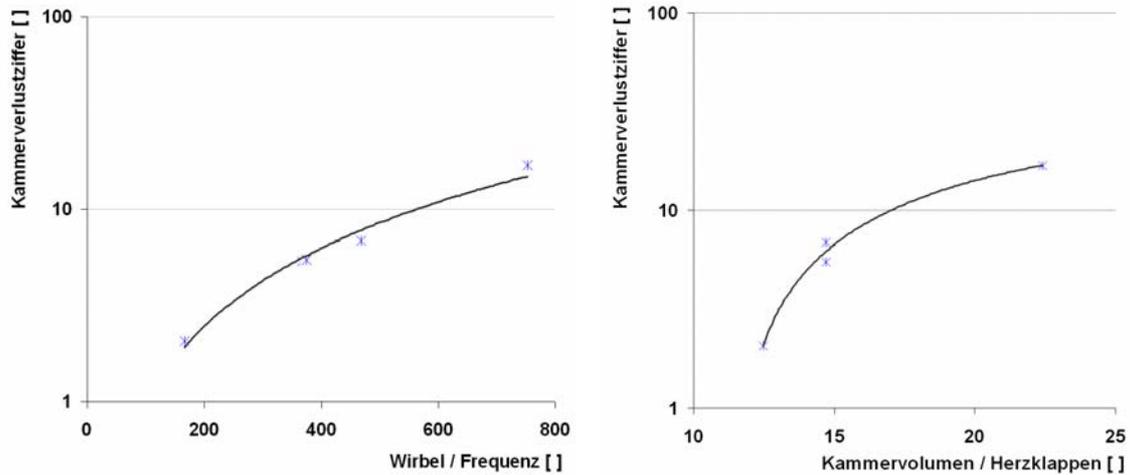


Bild 139 links: Abhängigkeit der Kammervverlustziffer ($\times 10^3$) von der Wirbelbildung, rechts: Abhängigkeit von Kammervolumen und effektivem Herzklappendurchmesser

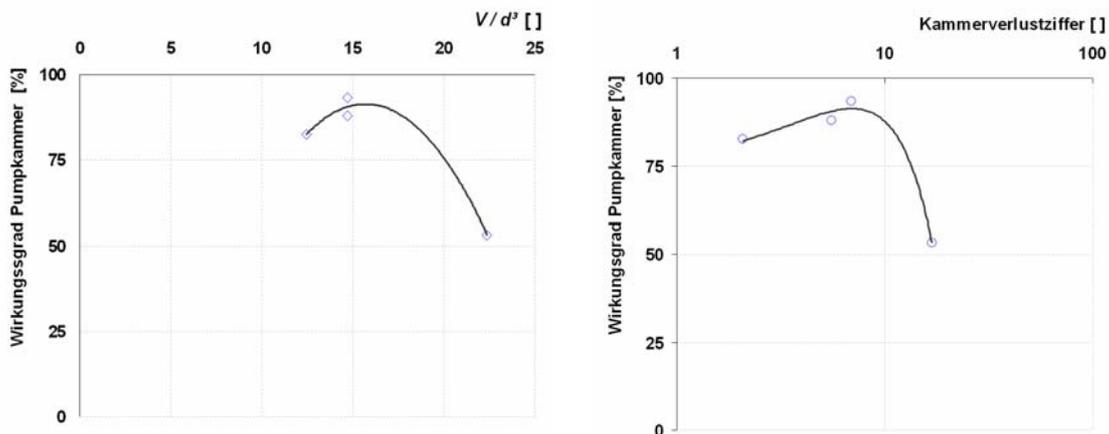


Bild 140 links: Zusammenhang von Wirkungsgrad und dem Verhältnis Kammervolumen / Herzklappendurchmesser. Rechts: Zusammenhang von Kammervverlustziffer ($\times 10^3$) und Wirkungsgrad.

6.10 Verifikation in vivo

Mit den entwickelten Systemen 3p und 4pv wurden $n = 2$ bzw. $n = 3$ Akutversuche an Schweinen durchgeführt. Das mittlere Gewicht der Tiere lag bei $66 \pm 4,5$ kg, die durchschnittliche Unterstützungszeit bei 3,1 Stunden. Dabei förderte die Pumpe einen Volumenstrom von $5,8 \pm 2,2$ l/min bei einer durchschnittlichen Frequenz von 105 bpm. Bild 141 zeigt beispielhaft die vom VAD während der Unterstützung erzeugte Druck- und Flusskurve. Analog dem physiologischen Druckpuls ist die Kurve durch einen steilen Anstieg und einen weichen, oft sinusförmigen Scheitel charakterisiert (rote Kurve). Die zur Verfügung stehende Vorlast (blaue Kurve) ändert sich mit der Aktivität des natürlichen Herzens und schwankt zwischen 0 mmHg und 120 mmHg. Sie entspricht dem Druckpuls des unterstützten Herzens. In der vom VAD generierten Druckkurve sind aus diesem Grund bei Phasenversatz zwei Druckmaxima erkennbar.

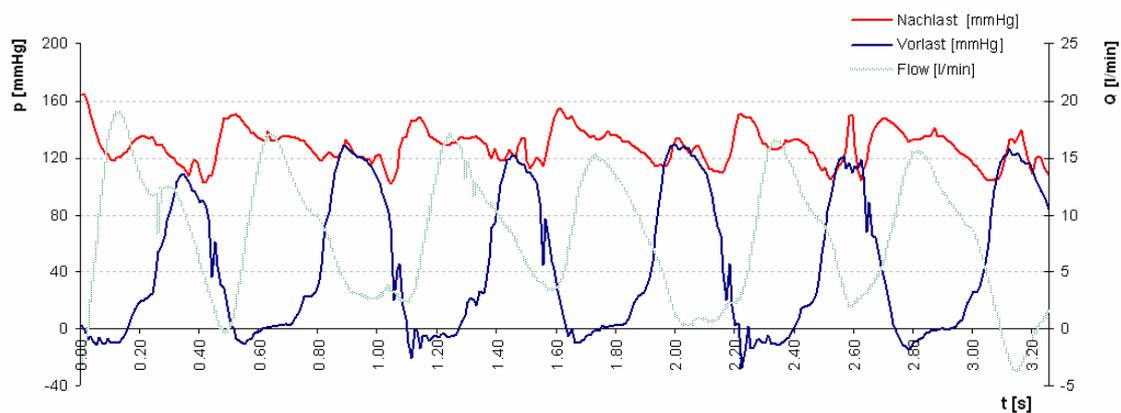


Bild 141: Typische Druck- und Volumenstromkurven, aufgenommen während der Akutversuche mit dem System 4pv.

Während der Versuche konnte beobachtet werden, dass sich das natürliche Herz der Frequenz des Unterstützungssystems anpasst. Dabei schwankt der Druckpuls von Herz und VAD zwischen Phasengleichheit und einem Phasenversatz bis etwa 50% der Zykluszeit. Bei einem Phasenversatz von Herz und VAD-Systole zwischen $30\text{-}50^\circ$ ist eine deutlich effizientere Unterstützung möglich. Es bildet sich keine bzw. nur geringe Rückströmung aus, die Flusskurve bleibt zum überwiegenden Teil im positiven Bereich, es resultiert ein höherer Volumenstrom (siehe Bild 142 rechts). Der Spitzendruck ist bei Phasenversatz während der VAD-Systole 15 mmHg niedriger als bei Phasengleichheit.

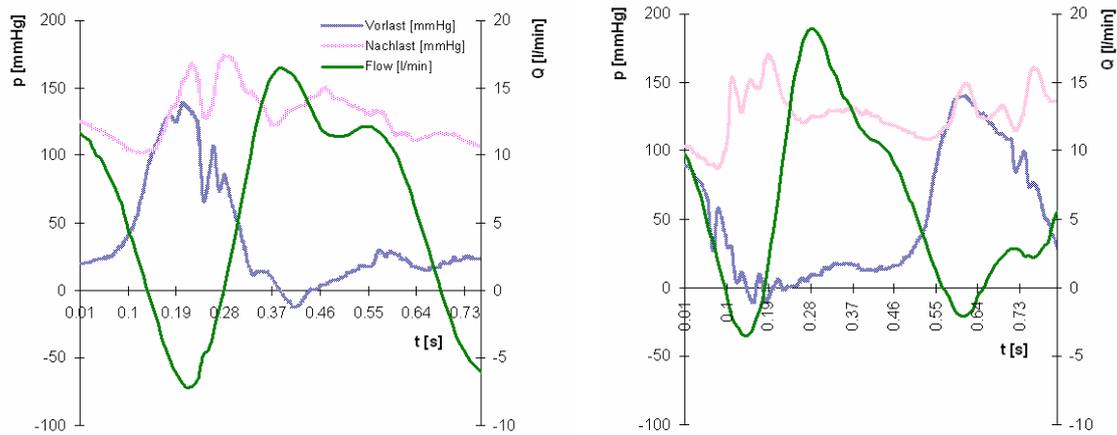


Bild 142 links: Geförderter Volumenstrom bei Phasegleichheit von VAD und Herz und bei einem Phaseversatz von ca. 35% der Zykluszeit (rechts).

Bild 143 zeigt kritische Bereiche des VAD. Während durch die Strömungsablösung am Kammerboden die Gefahr von Ablagerungen besteht (links), zeigt das Segelventil keine Spuren von Ablagerungen (Bild mitte), was auf eine suffiziente Durchspülung schließen lässt. Am Rand der St. Jude Klappe lagert sich ein Ring von Clots an (Bild rechts), was auf die sprunghafte Querschnittsveränderung durch die Klappe und dadurch auftretende Rezirkulationsgebiete zurückzuführen ist. An der relativ scharfen Kante des Y-Adapters kann ein schmaler Streifen von Thromben beobachtet werden. Es wird vermutet, dass beim Schließen der Klappe erhöhte Sekundärströmungen zu Strömungsablösungen hinter dem Mittelsteg des Y-Stückes führen (siehe Bild 144).



Bild 143: Kritische Bereiche, in denen sich Ablagerungen bilden können. Bild links: Boden der Kammer (rot); Bilde mitte: Segelventil am Auslass (Aortenklappe), Bild rechts: Herzklappenprothese am Einlass (Mitralklappe)



Bild 144: Am Mittelsteg des Y-Adapters wurde ein schmales Band von Thromben beobachtet.

7 Diskussion und Schlussfolgerungen

7.1 Pumpleistung

Die durchgeführten Versuche zeigen, dass sowohl mit der modifizierten, bogenförmigen als auch mit der ventrikelförmigen Pumpkammer (Typ II) ein höherer Volumenstrom als mit der ursprünglichen, symmetrischen Kammer gefördert werden kann. Die Leistungssteigerung liegt in einer Größenordnung von 19%. T. Mussivand et al. [94] konnten anhand von Strömungsuntersuchungen mit dem Heart Saver Unterstützungssystem zeigen, dass zu klein gewählte Klappen am Einlass zu verminderter Befüllung und erhöhten Scherkräften im Nachlaufbereich führen. Auch hat die Intensität und Ausdehnung von Rückstromgebieten während der Befüllungsphase nachhaltigen Einfluss auf das Fördervolumen der Pumpe.

Die Pumpleistung der bogenförmigen Kammer kann bei einer Unterstützungsfrequenz von 100 bpm von 2 l/min auf 3,1 l/min gesteigert werden. Mit der ventrikelförmigen Kammer, die durch ihre quasi-physiologische Geometrie eine optimierte Strömungsführung erlaubt, können bis zu 3,5 l/min gepumpt werden. Wird die Kammer mittels Hydraulik komprimiert, steigt die Pumpleistung auf 5,2 l/min.

Das entwickelte Gesamtsystem, ausgerüstet mit den modifizierten bogenförmigen Kammern (Bezeichnung: VAD-4p) fördert bei durchschnittlicher Vorlast von 35 mmHg und einer Frequenz von 100 bpm bis zu 6,1 l/min, was mit der Förderleistung bekannter, pulsatilen Einkammersystemen wie Heart Saver mit 6 l/min (T. Mussivand et al. [94]), Novacor mit 6,7 l/min (Jal S. Jassawalla [53]) oder Lion Heart mit 6,3 l/min (S.M. Mehta et al. [89]) vergleichbar ist. Das entwickelte Gesamtsystem, ausgestattet mit den ventrikelförmigen Kammern, Typ II (Bezeichnung: VAD-4v) leistet durch die verbesserte Strömungsdynamik der Kammer bis zu 7,2 l/min bei einer Unterstützungsfrequenz von 100 bpm. Da für die Diastole im Vergleich zu Einkammersystemen die doppelte Zeit zur Verfügung steht, ist die Befüllung der entwickelten Systeme insbesondere bei hohen Frequenzen effizienter. Bei einem Unterstützungspuls von 140 bpm fördert das entwickelte VAD-4p bis zu 9 l/min, VAD-4v bis zu 10,1 l/min. Im Vergleich leistet das System Heart Saver bei $f = 148$ bpm bis zu 7,8 l/min. H. Reul et al. [112] berichten bei Versuchen mit dem Komplettherz Accor über ein Limit von 5,3 l/min, das bei niedrigen Vorlasten und erhöhten Pumpfrequenzen nicht überschritten werden kann. Als Ursache geben sie insuffiziente Befüllung unter diesen Bedingungen an. Analoge Ergebnisse werden im Rahmen dieser Arbeit vor allem bei der symmetrischen Kammer beobachtet. Insbesondere bei hohen

Pumpfrequenzen kann keine komplette Befüllung stattfinden. Die Druckplatte komprimiert dann eine nur teilweise gefüllte Kammer, in die noch Fluid einströmt. Dies bedingt zusätzlichen Energieverbrauch der Antriebseinheit. Bei niedrigen Vorlasten und hohen Frequenzen liegt das Förderlimit der symmetrischen Kammer bei 2 l/min. Damit ist eine Pumpleistung von bis zu 4 l/min möglich, welche deutlich unter dem theoretisch möglichen Auswurfvolumen zurückbleibt.

Der Pumpenwirkungsgrad hängt vorrangig von der Qualität der Befüllung ab. Eine Optimierung von Pumpkammern muss deshalb in erster Linie eine günstige Verteilung der Strömung während der Diastole gewährleisten und dem einströmenden Fluid möglichst geringen Widerstand entgegensetzen.

Durch Modifikation der bogenförmigen Pumpkammer kann der hydraulische Wirkungsgrad bei Ruhepuls (70 bpm) um 13%, bei erhöhter Frequenz (100bpm) um 29% gesteigert werden. Die günstigere Strömungsführung in der ventrikelförmigen Kammer erhöht die Effizienz verglichen zur modifizierten, bogenförmigen Kammer um weitere 5% bei Ruhepuls und erhöhter Frequenz. Verbesserungen der Antriebstechnik führen zusammen mit den neuen Kammern zu einem Netto-Energieverbrauch der Pumpe von ca. 4,2 Watt bei einer Unterstützungsfrequenz von 100 bpm. H. Reul et al. [112] berichten von einem Energieverbrauch des Systems Accor von etwa 7 Watt. Das entwickelte Unterstützungssystem liegt mit diesem Energieverbrauch in der Größenordnung von Axial- bzw. Impellerpumpen (3 - 6 Watt), wie etwa dem Berlin Heart Incor, De Bakey/NASA Axial Flow Ventricular Device oder dem Jarvik 2000.

7.2 Strömungscharakteristik in den bogenförmigen Kammermodellen

In der symmetrischen, bogenförmigen Kammer löst die Strömung bereits im Nachlauf der Mitralklappe von der Innenwand ab, da sie der schnell zurückweichenden Kontur nicht folgen kann. Es bildet sich ein Ringwirbel, der die Strömung in der Kammer dominiert. Der Wirbel sorgt für die Durchspülung der Wandbereiche, bindet jedoch analog zur Strömung in bekannten, runden Kammern die hauptsächliche Energie des einströmenden Fluids, vgl. W. Jin et al. [55]. Dabei breitet er sich über die gesamte Kammer aus und drängt den einströmenden Strahl zur Kammerwand. Kritisch erscheinen vor allem die Ablöse- und Wideranlegepunkte des Wirbels, die während der gesamten Befüllung nahezu ortsfest bleiben. Hier besteht die Gefahr von Ablagerungen aufgrund der niedrigen Wandschubspannungen. Zudem kann am einlaufseitigen Ablösepunkt gegen Ende der Befüllung ein lokaler Wirbel beobachtet werden, in dem Partikel auch im Verlauf der Systole gebunden werden.

Durch Verschieben des maximalen Kammerdurchmessers in Richtung Auslass in der modifizierten (asymmetrischen) Kammer bildet sich das ursprünglich sehr dominante Rückstromgebiet nur moderat aus, es zerfällt zum Ende der Befüllungsphase. Während der Diastole einströmendes Fluid wird nicht, wie bei der symmetrischen Kammer, durch das vom Rezirkulationswirbel zurücktransportierte Fluid beeinträchtigt. Der vergrößerte Durchmesser der Mitralklappe reduziert zudem den Widerstand während der Befüllung. Die Verbesserung wirkt sich vor allem bei hohen Frequenzen bzw. bei niedrigen

Vorlasten aus. Die Strömungsversuche zeigen bei der modifizierten Kammer eine deutlich effektivere Auswurfphase.

7.2.1 Strömung in den ventrikelförmigen Kammermodellen Typ I

Der Vergleich der entwickelten ventrikelförmigen Kammern Typ I (schlanke Form) zeigt eine ähnliche Strömungsverteilung zu bekannten, runden Kammertypen, wie sie etwa von K.A. Mann et al. [85] und W. Jin et al. [55] dokumentiert wurden. Die durchgeführte Sichtbarmachung der Strömung in der Kammer belegt eine effiziente, gleichmäßige Durchspülung aller Kammerbereiche. Rezirkulation und Stagnation tritt während der Befüllung durch die Querschnittserweiterung der Kammer nur im Bereich der Aortenklappe auf. Dies erscheint unkritisch, da der Bereich während der Systole ausreichend durchspült wird. Der Hauptwirbel wird erst mit Kompression der Druckplatte aufgelöst. Das Fluid ist dann nur zum Teil in seiner Bewegung Richtung Aortenklappe orientiert, – die Bewegungsenergie der einströmenden Flüssigkeit geht größtenteils verloren.

7.2.2 Strömung in den ventrikelförmigen Kammermodellen Typ II

Durchgeführte PIV Messungen in der ventrikelförmigen Pumpkammer (Typ II) zeigen deutlich unterschiedliche Strömungsverhältnisse bei Druckplatten- bzw. hydraulischer Kompression. Beiden Kompressionsmethoden gemein ist die Ausbildung von zwei Rezirkulationswirbeln links und rechts des einströmenden Jets in der Hauptebene. Diese Struktur entspricht der Strömung im natürlichen Herz zu Beginn der Diastole, wie sie von P.J. Kliner et al. [64] mittels Magnet Resonance Imaging (MRI) in vivo gezeigt werden konnte. Auch eine von K. B. Chandran et al. [19] durchgeführte Sichtbarmachung der Strömung in vitro sowie numerische Simulationsrechnungen von S. Donisi [29] zeigen analoge Strömungsverhältnisse unterhalb der Mitralklappe während der Diastole. Im natürlichen Ventrikel stellen die beiden Rezirkulationsgebiete die Projektion eines dreidimensionalen Ringwirbels in die Hauptebene dar. R. Keber [60] konnte mittels Simulation zeigen, dass der Ringwirbel im Verlauf der Diastole insbesondere auf der rechten Seite an Größe zunimmt und die Strömung im Ventrikel dominiert. Dabei spaltet sich ein Teil der Strömung ab und durchspült die Herzspitze. Zum Ende der Befüllung vereinigen sich die Teilvolumenströme, die Strömung ist mit dem Einsetzen der Systole in Richtung Aortenklappe orientiert.

Durch die Kompression der Pumpkammer mit einer Druckplatte (oder mit Hydraulik) ist die obere Wand im Gegensatz zur physiologischen, isovolumetrischen und gleichförmigen Kompression des natürlichen Ventrikels sehr weit nach unten gedrückt und verhindert die Bildung des Wirbels in der Lateralebene. Analog verhindert der flache Boden der Kammer die Ausbildung des Wirbels in die gegenüberliegende Richtung. Dadurch bleibt mehr Energie im einströmenden Jet erhalten, er legt sich bereits in der frühen Diastole an der linken Kammerwand an und bildet einen ausgeprägten, linksdrehenden Wirbel, der auch die Kammerspitze durchspült. Analog

zur physiologischen Strömung wird das einströmende Fluid umgelenkt und strömt an der rechten Wand zurück zur Aortenklappe. Dabei kreuzt es seine ursprüngliche Bahn unterhalb der Mitralklappe. Unterschiedliche Befüllungsvarianten bei hydraulischer Kompression (freie oder aktive Befüllung) verändern die Grundstruktur der Strömung nicht. Sie zeigen eine mehr oder weniger intensive Ausprägung des Profils. Im Gegensatz zur Simulationsrechnung etabliert sich in der Sekundärebene ein Doppelwirbel, der etwa in Kammermitte das Fluid zur einlassseitigen Wand transportiert. Am Kammerboden bzw. an der oberen Wand strömt die Flüssigkeit zurück.

Bei Kompression mit der Druckplatte verliert das einströmende Fluid durch den Widerstand der rigiden Druckmembran bereits in der frühen Diastole deutlich an Energie. Analog zur physiologischen Strömung bildet sich zu Beginn der Befüllung rechts und links des eintretenden Strahls ein Rezirkulationsgebiet aus. Während der linke Wirbel (unterhalb der Aortenklappe) bei physiologischer Strömung im Verlauf der Diastole verdrängt wird, bleibt dieser bei Druckplattenkompression bis zum Ende bestehen. Dabei dehnt er sich bei allen Kompressionsformen (paralleles, einlass- bzw. auslassseitiges Verkippen) bis in die untere Hälfte der Kammer aus. Das rechte Rezirkulationsgebiet ist stark von der Bewegungsform der Druckplatte abhängig. Bei auslassseitigem Verkippen bildet er sich stärker aus und Fluid kann analog der physiologischen Strömung entlang der rechten Kammerwand zurück zur Aortenklappe zirkulieren. Verkippt die Druckplatte tendenziell mehr zur Einlassseite, wird dieses Rückstromgebiet unterbunden.

S. Donisi [29] konnte in seinen Simulationsrechnungen zeigen, dass die physiologische Strömung in der Herzspitze einen rechtsdrehenden Wirbel bildet, der sowohl in der Lateral- als auch in der Hauptebene zirkuliert. In der Lateralebene strömt das Fluid gleichförmig ein und bildet an der Herzspitze einen linksdrehenden Wirbel. Die Strömungsuntersuchungen an der Pumpkammer zeigen bei Druckplattenkompression eine ähnliche, wenn auch deutlich schwächer ausgeprägte Struktur. Abhängig von der Druckplattenbewegung wird das einströmende Fluid im unteren Drittel der Kammer nach oben gezogen und bildet einen Wirbel in der Lateralebene. Bei hydraulischer Kompression dreht der Hauptwirbel genau entgegengesetzt zum linken Ventrikel, der Wirbel in der Herzspitze wird nicht beobachtet.

7.3 Einfluss der Herzklappenprothese

P.J. Kliner et al. [64] konnten anhand von MRT-Flussmessungen zeigen, dass maximale Geschwindigkeiten im menschlichen Ventrikel in der Größenordnung von 1 m/s liegen. Sie treten im Bereich der Aorten- und Mitralklappe während der Systole als auch während der Diastole auf. Dagegen können im Zulauf von Unterstützungssystemen, abhängig von der eingesetzten Herzklappe und der Vorlast höhere Geschwindigkeiten beobachtet werden. Geschwindigkeitsmaximas treten bevorzugt im Bereich der Mitralklappe, während der Diastole auf. T. Mussivand et al. [94] konnten in der Kammer des Heart Saver VAD durch Modifikation von Geometrie und Klappendurchmesser die Maximalgeschwindigkeiten von 2 m/s auf 1,55 m/s reduzieren. Analog beobachteten J. T. Baldwin et al. [13] in der 70cc - Kammer des

Penn State VAD Geschwindigkeiten im Nachlauf der Mitralklappe von bis zu 2 m/s, siehe auch J. T. Baldwin et al. [12]. P. Hochareon [52] fand Geschwindigkeiten bis zu 1,5 m/s bei modifizierter Mitralklappe und 1,2 m/s in der 50cc Kammer. W. Jin et al. [54] konnten in ihrem Sac-Typ VAD Geschwindigkeiten von bis 1,2 m/s während der Befüllung und bis zu 2,5 m/s im Nachlauf der Aortenklappe nachweisen.

Im Gegensatz dazu konnte durch die neu entwickelten und verbesserten Pumpkammern die Geschwindigkeit zum Teil deutlich reduziert werden. Durch die Vergrößerung des Mitralklappendurchmessers (von 20mm auf 23mm) an den bogenförmigen Kammern vermindert sich die Maximalgeschwindigkeit während der Befüllung von 1,2 m/s (sym. Typ) auf 0,9 m/s (asym. Typ). Im Nachlauf der ventrikelförmigen Kammer werden bei Kompression mit der Druckplatte Geschwindigkeiten bis zu 1,4 m/s, bei hydraulischer Kompression bis zu 2 m/s gemessen. Es wird angenommen, dass die bei den ventrikelförmigen Kammern verwendete Bioprothese (Edwards Perimount) ursächlich für die höheren Geschwindigkeiten ist, da sie das einströmende Fluid zu einem Jet einschnürt. H. Reul [111] konnten in einer vergleichenden Studie Maximalgeschwindigkeiten von bis zu 1,5 m/s im Nachlauf der Edwards Perikardklappe und bis zu 1 m/s im Nachlauf der St. Jude Zweiflügelklappe (in aortaler Position) messen. Analoge Resultate finden sich bei A.P. Yoganathan [163] sowie D.D. Hanle et al. [45].

7.4 Scherraten

In der ventrikelförmigen Kammer konnten keine erhöhten Scherraten beobachtet werden, welche Blutplättchen über einen längeren Zeitraum deformieren und damit zu Hämolyse führen. Untersucht wurde insbesondere der Nachlaufbereich der Mitralklappe sowie die Druckplatte.

Die Wahl der Herzklappe sowie ihre Orientierung hat maßgeblichen Einfluss auf das Geschwindigkeitsprofil im Einlassbereich, auf die Scherraten sowie auf die Struktur der Rezirkulationsgebiete. K. B. Chandran et al. [19] konnten durch Sichtbarmachung der Strömung in einem Modellventrikel zeigen, dass insbesondere beim Einsatz von mechanischen Einscheibenklappen der Klappenflügel das einströmende Fluid lenkt. Eine Veränderung der Klappenorientierung führt dadurch zu unterschiedlichen Rezirkulationswirbeln in der Kammer. J. T. Baldwin et al. [13] dirigierten beim Penn State VAD (70cc) mit diesem Effekt den eintretenden Strahl mehr zur Kammerwand, um eine gute Durchspülung zu gewährleisten. Sie generierten dadurch jedoch im Nachlauf der Klappe, insbesondere im Wandbereich erhöhte Schergradienten.

Die Ergebnisse der durchgeführten Messungen zeigen analog zu den Untersuchungen von K. B. Chandran et al. [19], dass Zweiflügelklappen und Bioprothesen die Orientierung des einströmenden Fluids nicht verändern. Durch Verengung des Strömungskanales entstehen in der Bioprothese jedoch höhere Geschwindigkeiten, die ein tieferes Eindringen des Strahlkernes in den Ventrikel ermöglichen. Während der Spitzendiastole wird ein Einschnüren auf ca. 16 mm Strahldurchmesser (Kerngeschwindigkeit > 0,3 m/s) beobachtet. Ähnliche Geschwindigkeitsprofile wurden

von H. Reul [111] dokumentiert. Am Rand des Strahles bildet sich in der ventrikelförmigen Kammer stromab des Einlaufadapters ein räumliches Rückstromgebiet. Während der Diastole werden in diesem Bereich Scherraten $< 50 \text{ s}^{-1}$ beobachtet. Im Gegensatz dazu ist das Profil der St. Jude Zweiflügelklappe stumpfer und breiter und führt bei den bogenförmigen Kammern zu höheren Scherraten im Wandbereich. Durch die Führung des eintretenden Fluids entlang der gekrümmten Außenwand treten analog zur Strömung in runden Kammern (Penn State VAD, Heart Saver etc.) erhöhte Geschwindigkeiten und Scherraten während der Befüllung auf. P. Hochareon [52] dokumentieren Scherraten bis 1400 s^{-1} an der einlassseitigen Kammerwand. Analog wurden in der untersuchten bogenförmigen, symmetrischen Pumpkammer Werte bis zu 1300 s^{-1} beobachtet, während in der asymmetrischen Kammer nur Gradienten bis zu 800 s^{-1} auftreten.

Beim symmetrischen Kammertyp betragen die Scherkräfte an der Basis des Bogens und am gegenüberliegenden Innenradius während der Diastole $D \approx 1200 \text{ s}^{-1}$. Dagegen sinken die Scherraten in diesen Bereichen bei der modifizierten Kammer auf etwa 150 s^{-1} ab. P. Hochareon [52] und J. T. Baldwin et al. [12] dokumentieren in der Kammer des Penn State VAD niedrige Scherraten an der Basis und der ihr gegenüberliegenden Kammerwand in der Größenordnung von 200 s^{-1} . Erhöhte Scherungen, wie sie bei runden Kammern etwa in den Übergängen zu den Anschlussadaptern auftreten, werden weder in der bogenförmigen noch in der ventrikelförmigen Kammer beobachtet. Sekundärströmungen sind beim modifizierten Bogen weniger ausgeprägt, wodurch mehr Energie im einströmenden Fluid erhalten bleibt. Besonders kritisch erscheint bei der symmetrischen Kammer der Ablösepunkt der Hauptströmung an der Innenwand. Er ist über den Verlauf der Diastole nahezu ortsfest. Gegen Ende der Befüllung bildet sich an der Position ein lokaler Wirbel, der Partikel bindet und mit dem Einsetzen der nächsten Befüllung erneut dem Hauptwirbel zuführt. Dies bedingt einen ungünstigen Durchspülungsgrad, Partikel konnten über durchschnittlich 3 - 5 Zyklen in der Kammer beobachtet werden, bevor sie ausgeworfen wurden. Dagegen setzt beim modifizierten Bogen gegen Ende der Diastole eine Rezirkulation entlang der Kammerinnenwand ein und durchspült den kritischen Bereich. Während tierexperimenteller Untersuchungen konnten in der modifizierten Kammer keine Ablagerungen beobachtet werden.

7.5 Einfluss der Druckplatte

Die Strömung in der ventrikelförmigen Kammer Typ II wurde sowohl bei hydraulischer Kompression als auch bei Kompression mit der Druckplatte untersucht. Dabei zeigten sich markante Unterschiede in der Ausbildung der Rezirkulationsgebiete. Zu Beginn der Diastole engt die rigide Druckplatte den Zulauf zur Kammer ein und generiert damit erhöhten Widerstand. An der Vorderkante werden erhöhte Scherraten in der Größenordnung von 1500 s^{-1} und Ablösung der Strömung beobachtet. Auch W. Jin et al. [55] sowie P. Hochareon [52] berichten über einen störenden Einfluss der Druckmembran, der die weitere Ausbildung der Strömung in der Kammer nachhaltig beeinflusst. Im Gegensatz zur rein hydraulischen Kompression bildet sich bei Druckplattenkompression ein Rezirkulationswirbel links und rechts des einströmenden Strahles in der Hauptebene. Abhängig von der Bewegungsform der Druckplatte

dominiert das linke oder rechte Rückstromgebiet. Durch den Widerstand der rigiden Membran wird das einströmende Fluid deutlich abgebremst, so dass es nicht bis zur Kammerspitze vorzudringen vermag um das von der hydraulischen Kompression bekannte Strömungsprofil auszubilden. Durch die vorgegebene Aufwärtsbewegung der Kinematik wird die Strömung im mittleren und unteren Bereich der Kammer vom Boden abgehoben und bildet einen Rezirkulationswirbel in der Lateralebene, der jedoch die Kammerspitze nicht erreicht.

Die Analyse der Trajektorien bei hydraulischer Kompression zeigt deutlich, dass die Kammer zu Beginn der Befüllung zuerst auf der Einlassseite an Volumen zunimmt. Entsprechend kann bei Verkippen der Druckplatte zur Auslassseite die günstigste Befüllung beobachtet werden. Fluid kann am weitesten in die Kammer vordringen und löst erst im unteren Teil der Kammer vom Boden ab. Sekundärseitig bildet sich ein Doppelwirbel, der von zwei Halbsattelpunkten eingefasst ist. Die Sattelpunkte ändern ihre Position auch während der Systole nicht. Kritisch erscheint bei Druckplattenkompression deshalb insbesondere der Boden der Kammer, in dem über größere Intervalle des Pumpzyklus sehr niedrige Scherraten beobachtet werden. Eine Analyse der Kammer (Typ II) nach den durchgeführten Tierversuchen zeigt zwar noch keine Ablagerungen, jedoch blieb nach dem Spülen der Kammer zunächst Plasma im kritischen Bereich zurück.

Durch Modifikation sowohl der Kammer- als auch der Druckplattengeometrie konnte der störende Einfluss der Druckplatte während der Befüllungsphase reduziert werden. Mit der neuen Anordnung wird ein Strömungsprofil generiert, das zunächst einen Doppelwirbel in der Hauptebene bildet, wobei der linksdrehende Wirbel gegen Ende der Diastole den unteren Bereich der Kammer dominiert. Analog konnte von S. Donisi [29] durch Simulationsrechnung im linken Ventrikel ein stärkeres Anwachsen des linksdrehenden Wirbels beobachtet werden. Im Gegensatz zum linken Ventrikel bildet die Kammer keinen zusätzlichen, rechtsdrehenden Wirbel in der Herzspitze aus.

7.6 Vergleich relevanter, fluidmechanischer Kennzahlen

M. Gahrib et al. [38] sowie Y.C. Fung [37] fanden bei der Untersuchung gesunder, linker Ventrikel, dass die Strouhal-Zahl während der Diastole unabhängig vom Alter in der Größenordnung von 4 liegt. Sie stellt damit ein objektives Kriterium für die Beurteilung künstlicher oder artifizieller Ventrikel während der Diastole dar. C. Bachmann et al. [9] konnten durch Strömungsuntersuchungen im skalierten Penn State VAD (15cc - Kammer) zeigen, dass die Bildung von Ablagerungen primär auf eine deutlich erhöhte Strouhal-Zahl in der modifizierten Kammer zurückzuführen ist. In der verkleinerten Version der Pumpe traten Strouhalzahlen in der Größenordnung von $Sr \approx 18$ im Vergleich zu $Sr \approx 3$ (ursprüngliches System) auf. Es wird vermutet, dass erhöhte Werte die Wirbelbildung und damit das saubere Auswaschen der Wand beeinträchtigen. Durch Modifikation der Geometrie des symmetrischen Bogens kann insbesondere durch den Einsatz einer größeren Klappe am Inflow (St. Jude, TAD 29) ein deutlich höherer Volumenstrom (3,05 l/min im Vergleich zu 2 l/min) gefördert werden. Dabei wird ein Ansteigen der Strouhal-Zahl von 4,10 auf 4,45 beobachtet. Es wird vermutet, dass trotz

des vergrößerten Klappendurchmessers der hydraulische Wirkungsgrad der Kammer aufgrund der nicht optimalen Strömungsführung gering bleibt, was analog zu den Beobachtungen von C. Bachmann et al. [9] die Thrombenbildung begünstigen kann. In den ventrikelförmigen Kammern kann die Strouhal-Zahl trotz einer kleineren Klappe (Edwards Perimount, 23mm) auf $Sr = 3,18$ bei Druckplattenkompression bzw. $Sr = 2,89$ bei hydraulischer Kompression reduziert werden. Die Werte bestätigen ein günstiges Verhältnis von Pumpvolumen, Pumpfrequenz und dem Durchmesser der gewählten Mitralklappe.

Bedingt durch den kleineren Klappendurchmesser beim symmetrischen Bogen werden während der Befüllung Reynolds-Zahlen in der Größenordnung von 2250 beobachtet. Durch Vergrößern der Mitralklappe konnte die Reynolds-Zahl sowohl beim asymmetrischen Bogen ($Re = 1800$) als auch bei der ventrikelförmigen Kammer auf $Re = 1770$ (Druckplattenkompression) bzw. $Re = 1915$ (hydraulischer Kompression) reduziert werden. Maximale Ausschöpfung der Pumpleistung bei aktiver, hydraulischer Kompression führt zu einer Reynolds-Zahl von $Re = 2390$ und liegt damit analog zu den Beobachtungen von C. Bachmann et al. [9] in der Größenordnung der 70cc - Kammer des Penn-State VAD.

7.7 Bewertung der Pumpkammern, Kammerverlustziffer

Der Wirkungsgrad von Herzunterstützungssystemen, welche nach dem Prinzip einer Verdrängerpumpe arbeiten, wird vorrangig durch Wirbelbildung in der Pumpkammer und damit verursachte Dissipation sowie durch (Druck-) Verlust in den Ventilen limitiert. Zur Quantifizierung der fluidmechanischen Verluste wurde deshalb die Kammerverlustziffer ζ definiert. Sie berücksichtigt Dissipationsverluste sowie den Einfluss der Ventile und der Kammergeometrie, so dass mit ihr die Effizienz von Pumpkammern abgeschätzt werden kann. Auf Grundlage der durchgeführten Messungen wurde die Kammerverlustziffer für die entwickelten Kammertypen berechnet und verifiziert. Die durchgeführten Untersuchungen zeigen analog zu den Erkenntnissen von C. Bachmann et al. [9] und J. T. Baldwin et al. [12] einen deutlichen Einfluss des Herzklappendurchmesser sowie der Kammergröße hinsichtlich Wirbelbildung und Wirkungsgrad. Zur Abschätzung der Strömungsverluste in den Pumpkammern künstlicher Herzen erscheint es deshalb zweckmäßig, sowohl die geometrischen Parameter der Kammer als auch die auftretende Wirbelstruktur in eine dimensionslose Kennzahl einfließen zu lassen. Die berechneten Werte liefern einen Zusammenhang zwischen Kammerverlustziffer und relativem, hydraulischem Wirkungsgrad der untersuchten Pumpkammern.

In der symmetrischen, bogenförmigen Kammer führt der schnell rotierende Hauptwirbel und die relativ hohe Wirbelstärke zu einer Kammerverlustziffer von $\zeta = 16,8$, der Wirkungsgrad beträgt $\eta = 53,3\%$. Durch die Modifikation der Kammer (asymmetrischer Bogen) wird sowohl die Rotation des Hauptwirbels, als auch die durchschnittliche Wirbelstärke deutlich reduziert, die Anpassung von Kammervolumen und die Steigerung des effektiven Klappendurchmessers führen zu einer Kammerverlustziffer von $\zeta = 2,1$, der Wirkungsgrad steigert sich auf $\eta = 82,7\%$.

Ursache für die deutlich niedrigere Kammerverlustziffer ist der effektive Klappendurchmesser, welcher in die gefundene Beziehung (82) mit der dritten Potenz eingeht.

Durch die günstigere Führung der Strömung der ventrikelförmigen Kammer steigert sich der Wirkungsgrad bei passiver hydraulischer Kompression auf $\eta = 88,0\%$. Limitierend erscheint der Einsatz der biologischen Herzklappe Edwards Perimount, TAD 23, welche einen geringeren effektiven Öffnungsdurchmesser aufweist und zudem ein eingeschnürtes Geschwindigkeitsprofil im Nachlauf der Klappe generiert. Analog zu den Beobachtungen von T. Mussivand et al. [94] wurde eine deutlich höhere Bildung von Makrowirbeln und ein schlechteres Befüllungsverhalten beobachtet. Die dadurch auftretenden Verluste relativieren die Vorteile der günstigen Strömungsführung, - die berechnete Kammerverlustziffer liegt bei $\zeta = 5,3$. Wird die ventrikelförmige Kammer von der Druckplatte komprimiert, bilden sich in der Befüllungsphase zwei etwa gleich starke Wirbel in der Hauptebene, wodurch mehr Energie dissipiert als bei hydraulischer Kompression. Insbesondere im Anströmbereich behindert die Druckplatte das einströmende Fluid und reduziert dadurch die Effizienz, die Kammerverlustziffer berechnet sich zu $\zeta = 6,89$. Der höhere Wirkungsgrad von $\eta = 93,3\%$ begründet sich durch den Umstand, das mit der Druckplatte eine größere Auslenkung (min. Abstand 9mm) und damit ein etwas größeres Auswurfvolumen (60 ml) erreicht wurde, als bei hydraulischer Kompression (55 ml).

Bis zu einer Kammerverlustziffer von $\zeta \approx 7$ steigt der Wirkungsgrad mit moderater Steigung an, während er bei größeren Werten von ζ rasch abfällt. Ein effektives Arbeiten der Kammer erscheint bis zum kritischen Wert 7 möglich, jedoch müssen auch andere Einflussfaktoren berücksichtigt werden. Die Methode der Kompression etwa beeinflusst den Wirkungsgrad zusätzlich und wird hier nur bedingt abgebildet. Der Vergleich zwischen Zirkulations- und Wirkungsgrad liefert einen umgekehrt proportionalen Zusammenhang, welcher zunächst ansteigt, ab einem Verhältnis von $V/d^3 \approx 1,7 \cdot 10^{-2}$ (Kammervolumen zu Mitralklappendurchmesser) jedoch rasch abfällt. Zur Abschätzung der Effizienz und des Komplikationspotentials von Pumpkammern stellt der gefundene Wert eine kritische Marke dar, ab der mit erhöhter Dissipation in der Kammer und deutlich verminderten Wirkungsgraden zu rechnen ist.

7.8 Ausblick

Die durchgeführten Strömungsuntersuchungen zeigen, dass durch die Weiterentwicklung der Pumpkammer hin zu einer mehr physiologischen Form der hydraulische Wirkungsgrad deutlich gesteigert werden kann. Dies reduziert den Energieverbrauch der Pumpe, was vor allem für voll implantierbare Systeme wünschenswert ist. Die meist elektrisch betriebenen Pumpen sollen in Zukunft drahtlos mittels Induktion versorgt werden. Ein zu hoher Energieverbrauch würde ein starkes, elektromagnetisches Wechselfeld erfordern, was den Körper zusätzlich belastet. Durch die optimierte Führung der Strömung reduziert die entwickelte Kammer zudem die Gefahr von Thrombenbildung. Dies erscheint auch für zukünftige, extrakorporale Pumpen von Interesse, welche bislang mit einfachen, runden Kammern und

mechanischen Klappen ausgestattet sind und dadurch eine intensive Antikoagulationstherapie erfordern.

Die gewonnenen Ergebnisse der Strömungsmessung mit hochauflösender Lasertechnik (PIV, LDA) können zudem zur Validierung einer an der TH Karlsruhe entwickelten, numerischen Simulation der Strömung im linken Herzventrikel herangezogen werden (KAHMO, Karlsruhe Heart Model), welche auch die Interaktion von Fluid und Kammerwand mit einbezieht. Durch die numerische Simulation ventrikulärer Strömung kann eine Bewertung und Planung biventrikulärer Schrittmacherstimulation bei asynchroner Kammerkontraktion erfolgen. Durch diese neue Methodik der Strömungssimulation könnten zukünftig verschiedene Therapieformen kardialer Erkrankungen bezüglich linksventrikulärer Strömungs- bzw. Energieverluste untersucht und daraus die Einflussfaktoren zur Verbesserung der Ventrikelfunktion erarbeitet werden. Gleichzeitig könnten z.B. aber auch durch die Identifizierung von Rückstromgebieten Patienten mit erhöhtem Thrombembolierisiko gezielter antikoaguliert werden.

Das entwickelte Unterstützungssystem ist auf eine Mindestlaufzeit von 5 Jahren ausgelegt. Als Alternative zur Transplantation soll es Patienten zugute kommen, bei denen eine Kontraindikation zur Herztransplantation vorliegt, kein Spenderherz verfügbar ist, oder bei denen aus ethischen Erwägungen eine Transplantation ausgeschlossen ist. Die Vorteile der entwickelten Pumpe liegen vor allem in der Doppelkammertechnik. Damit benötigt das VAD keinen zusätzlichen Ausgleichsvent, wenn es implantiert wird. Die Unterstützung des linken Ventrikels mit einer Zweikammerpumpe wurde am Menschen bis jetzt nicht angewandt. Durch die Zweikammertechnik und die kontinuierlich laufende Pumpe entsteht je nach Frequenz und physiologischen Randbedingungen ein leichter Saugeffekt, der über die Lungenstrombahn auch das rechte Herz entlasten kann. Bisherige Akutversuche zeigen durchaus positive Auswirkungen auf das zu entlastende Herz.

Die Zweikammertechnik erlaubt wahlweise auch die Unterstützung beider Ventrikel (biventrikulär). Komplett implantierbare, biventrikuläre Systeme sind derzeit nicht am Markt verfügbar. Bekannte Einkammerpumpen können durch ihre Technik nur eine, bevorzugt die linke Herzkammer unterstützen. Die oft einhergehende Insuffizienz des rechten Ventrikels kann dabei nicht therapiert werden. Dies schränkt den Kreis der Patienten ein und limitiert die Erfolgchancen der Unterstützungstherapie. Bewährt haben sich extrakorporale Pumpen, mit denen im Bedarfsfall beide Ventrikel unterstützt werden. Jedoch ist durch ihre aufwändige Technik die Mobilisierbarkeit des Patienten stark eingeschränkt bis unmöglich. Im Gegensatz zur bislang praktizierten Methodik erscheint deshalb die Möglichkeit der biventrikulären Unterstützung mit Hilfe einer implantierbaren Pumpe als zukunftsweisend. Der innovative Vorsprung liegt besonders in der Flexibilität des entwickelten Konzeptes: Die Entscheidung, ob eine oder beide Herzkammern unterstützt werden sollen, kann vom Chirurgen während der Operation, lediglich durch Auswahl der entsprechenden Anschlussadapter getroffen werden.

Anhang

Beschreibung des 2D-PIV Systems

Das verwendete digitale 2D-PIV System besteht aus einer Standard s/w SVGA Kamera der Firma PCO mit 2/3" CCD Chip (8.8x6.6mm), einer Auflösung von 1280x1024 Pixel bei 12 Bit Speichertiefe. Die Pixelgröße beträgt $6.7\mu\text{m}$, die Kamera ist für einen Spektralbereich von 280 bis 1000 nm geeignet. Es stehen Objektive der Firma Pentax/B2514D-TH, 25mm 1:1.4 mit fester Brennweite, sowie das Cosmicar/C6Z1218, 12.5 - 75.0mm, 1:1.8 variabler Brennweite, jeweils mit einstellbarer Blende zur Verfügung. Für Makroaufnahmen können normale Vorsatzringe von 5, 10 und 20 mm genutzt werden. Zur digitalen Speicherung dient eine Standard Multimediakarte der Firma PCO mit optischen Eingängen und einer maximalen Frame Rate von 25/sec. Die Aufnahmen werden zunächst im Arbeitsspeicher des Rechners abgelegt und müssen bei Erreichen des Speichermaximums manuell gesichert werden.

Die Erzeugung des Lichtschnittes erfolgt mit Hilfe zweier gepulster Nd:YAG Lasern (Hersteller: CONTINUUM) mit einer Laserleistung von 25mJ je Puls bei einer Wellenlänge von 532nm. Die gemittelte Leistung liegt bei 375mW, die maximale Wiederholfrequenz beträgt jeweils 10Hz, die Strahldivergenz beträgt maximal 3mrad bei einem Strahldurchmesser von weniger als 3mm. Die Strahlen werden mit Hilfe einer Spiegelanordnung (Hersteller: ILA) zum Objekt gelenkt. Am Ausgang wird der austretende Strahl über eine vierfach Linsenanordnung zu einem Lichtschnitt gespreizt und durch die Beobachtungsfläche gelegt. Es besteht in gewissen Toleranzen die Möglichkeit der Justierung der Laserstrahldivergenz und der Aufweitung des Lichtschnittwinkels zwischen ca. 10° und 20° , womit sich eine Strahldicke von minimal 0.5mm über dem Messvolumen erzeugen lässt. Die Steuerung der Laser und der Kamera erfolgte mit Hilfe des ILA PIV-Synchronizers, welcher durch ein von einem externen Rechner erzeugten Triggersignal (TTL) angeregt wird.

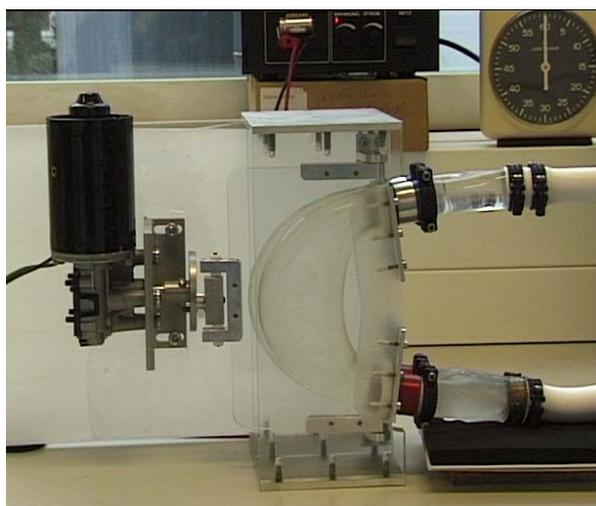
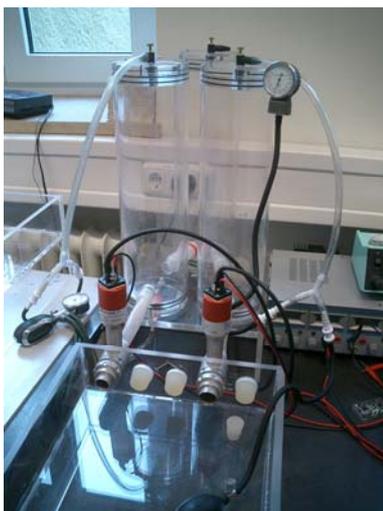


Bild 145 links: Windkesselsystem, rechts: Anordnung zur Kompression der bogenförmigen Kammern

Tabellen

Tabelle 4: Differentialoperatoren zum Bilden der ersten Ableitung. Konstantes Intervall ΔX nach Raffel et al [109].

Operator	Implementierung	Genauigkeit	Unsicherheit
Vorwärtsdifferential	$\left. \frac{df}{dx} \right _{i+1/2} \approx \frac{f_{i+1} - f_i}{\Delta X}$	$\circ(\Delta X)$	$\approx 1.41 \frac{\varepsilon_u}{\Delta X}$
Rückwärtsdifferential	$\left. \frac{df}{dx} \right _{i-1/2} \approx \frac{f_i - f_{i-1}}{\Delta X}$	$\circ(\Delta X)$	$\approx 1.41 \frac{\varepsilon_u}{\Delta X}$
Mittendifferential	$\left. \frac{df}{dx} \right _i \approx \frac{f_{i+1} - f_{i-1}}{2\Delta X}$	$\circ(\Delta X^2)$	$\approx 0.7 \frac{\varepsilon_u}{\Delta X}$
Richardson Extrapolation	$\left. \frac{df}{dx} \right _i \approx \frac{f_{i-2} - 8f_{i-1} + 8f_{i+1} + f_{i+2}}{12\Delta X}$	$\circ(\Delta X^3)$	$\approx 0.95 \frac{\varepsilon_u}{\Delta X}$
Least Squares	$\left. \frac{df}{dx} \right _i \approx \frac{2f_{i+2} + f_{i+1} - f_{i-1} + 2f_{i-2}}{10\Delta X}$	$\circ(\Delta X^2)$	$\approx 1.0 \frac{\varepsilon_u}{\Delta X}$

Tabelle 5: Versuchsprotokoll

Parameter	Bogenförmige Ventrikelförmige	
	Kammern	Kammer
Objektstand (mm)	400	340
Auflösung (mm)	1,75	1,5
Magnitude	0,063	0,073
Seeding Density C (Partikel/l)	$3,92 \cdot 10^6$	$3,92 \cdot 10^6$
Partikel	HGS	HGS
Überdeckung (Overlap)	0,5	0,5
Kleinfeldgröße (Pixel)	32x32	32x32
Maximale Geschwindigkeit (m/s)	1	1
Pulszeit Laser (ms)	390	250-1050
Aufnahme	Double Frame	Double Frame
Korrelation	DFFT	DFFT
Vektoren in X-Richtung	80	80
Vektoren in Y-Richtung	64	64
Idealer Bildpunktdurchmesser	3.863	1,83
d_b (μm)		
Effektiver Bildpunktdurchmesser	3.976	6,7
d_e (μm)		
Luftvolumen aortaler	1335	1335
Windkessel (cm^3)		
Luftvolumen ventrikulärer	1996	1996
Windkessel (cm^3)		

Tabelle 6: Physikalische Eigenschaften getesteter Tracer Partikel.

Partikel	Durchmesser (μm)	Dichte (g/cm^3)
TiO ₂	0,5	4
Vestamid	30	1,01
Bärlapp	10	0,8
Nylon	5 / 1	1,22
Silver coated glass spheres (HGS)	15	1,6

Tabelle 7: Verwendete Herzklappenprothesen am Unterstützungssystem und am Versuchstand

	TAD	Effektive Öffnungsfläche	Höhe	Interner Ø
St.Jude Master Series, bileaflet	27	4,09	11,7	22,8
Edwards-Perimount Aortic 2900	27	3,70	17	21,7

Tabelle 8: Verwendete Silikone

Werkstoff	Härte (Shore)	Reissdehnung
1. Wacker Elastosil RT 601 A, B	45	100%
2. Nusil MED 10-60	-	1100%
3. Wacker Elastosil M 4670	55	400%

Tabelle 9: Kommerziell eingesetzte Polyurethane und ihre Anwendung nach E. Wintermantel et al. [159]

<u>Bezeichnung</u>	<u>Hersteller</u>	<u>Anwendung</u>
Angioflex	Abiomed (USA)	Künstliche Herzklappen, Diaphragma für künstl. Herzpumpen
Biomer [®]	Ethicon Inc., USA	Künstliches Herz, künstliche Herzklappen
Cardiothane	Kontron Inc., USA	Ballonkatheter
Pellethane	Dow Chemical, USA	Katheterschläuche
Tecoflex HR [®]	Thermedics, USA	Diaphragma für künstl. Herzpumpen, Katheter, künstlicher Hautersatz

Literaturverzeichnis

- [1] Adrian RJ: Particle imaging techniques for experimental fluid mechanics. *Annu.Rev.Fluid Mech.* 1991, 23: 261-304
- [2] Adrian RJ: Limiting resolution of particle image velocimetry for turbulent flow. *Advances in Turbulence Research* 1995, 1-19
- [3] Affeld K: The state of the art of the Berlin Total Artificial Heart technical aspects. In: Unger F, editor, *Assisted Circulation*. Springer, New York, 1979. 307-333
- [4] Affeld K, Ziemann A, Goubergrits L: Technical obstacles on the road towards a permanent left ventricular assist device. *Heart Vessels* 1997, Suppl 12: 28-30
- [5] Anadere I, Chmiel H, Hess H, Thurston GB: Clinical blood rheology. *Biorheology* 1979, 16(3): 171-178
- [6] Antretter H, Hangler H, Höfer D, Margreiter J, Margreiter R., Laufer G: Totaler und partieller Herzersatz - Trends und Entwicklungen. *J. Kardiologie* 2002, 9(1-2): 3-13
- [7] Arabia FA, Smith RG, Rose DS, Arzouman DA, Sethi GK, Copeland JG: Success rates of long-term circulatory assist devices used currently for bridge to heart transplantation. *ASAIO J.* 1996, 42(5): M542-M546
- [8] Avrahami I, Rosenfeld M, Einav S, Eichler M, Reul H: Can vortices in the flow across mechanical heart valves contribute to cavitation? *Med. Biol. Eng. Comput.* 2000, 38(1): 93-97
- [9] Bachmann C, Hugo G, Rosenberg G, Deutsch S, Fontaine A, Tarbell JM: Fluid dynamics of a pediatric ventricular assist device. *Artif. Organs* 2000, 24(5): 362-372
- [10] Baek S, Lee SJ: A new two-frame particle tracking algorithm using match probability. *Exp. Fluids* 1996, 22: 23-32
- [11] Baldauf W, Wurzinger LJ, Kinder J: The role of stagnation point flow in the formation of platelet thrombi on glass surfaces in tubes with various geometry. *Pathol. Res. Pract.* 1978, 163(1): 9-3
- [12] Baldwin JT, Deutsch S, Geselowitz DB, Tarbell JM: Estimation of Reynolds stresses within the Penn State left ventricular assist device. *ASAIO Trans.* 1990, 36(3): M274-M278
- [13] Baldwin JT, Tarbell JM, Deutsch S, Geselowitz DB: Mean flow velocity patterns within a ventricular assist device. *ASAIO Trans.* 1989, 35(3): 429-433

- [14] Baldwin JT, Tarbell JM, Deutsch S, Geselowitz DB, Rosenberg G: Hot-film wall shear probe measurements inside a ventricular assist device. *J. Biomech. Eng.* 1988, 110(4): 326-333
- [15] Bevington R: *Data reduction and error analysis for the physical sciences.* McGraw-Hill, New York, 1996.
- [16] Bonkohara Y, Minami K, Arusoglu L et al.: A fatal mechanical disorder of the TCI HeartMate left ventricular assist system. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 1999, 118(4): 769-770
- [17] Branch KR, Dembitsky WP, Peterson KL et al.: Physiology of the native heart and Thermo Cardiosystems left ventricular assist device complex at rest and during exercise: implications for chronic support. *J. Heart Lung Transplant.* 1994, 13(4): 641-651
- [18] Browne P, Ramuzat A, Saxena R, Yoganathan AP: Experimental investigation of the steady flow downstream of the St. Jude bileaflet heart valve: a comparison between laser Doppler velocimetry and particle image velocimetry techniques. *Ann. Biomed. Eng.* 2000, 28(1): 39-47
- [19] Chandran KB, Schoepfoerster R, Dellsperger KC: Effect of prosthetic mitral valve geometry and orientation on flow dynamics in a model human left ventricle. *J. Biomech.* 1989, 22(1): 51-65
- [20] Chmiel H, Anadere I, Wallitza E: The determination of blood viscoelasticity in clinical hemorheology. *Biorheology* 1990, 27(6): 883-894
- [21] Cooley DA, Liotta D, Hallman GL, Bloodwell RD, Leachman RD, Milam JD: Orthotopic cardiac prosthesis for two-staged cardiac replacement. *Am. J. Cardiol.* 1969, 24(5): 723-730
- [22] Cowen EA: A hybrid digital particle tracking velocimetry technique. *Experiments in Fluids* 1997, 22(3): 199-211
- [23] Cowen EA, Monismith SG: A hybrid digital particle tracking velocimetry technique. *Exp. Fluids* 1997, 22: 199-211
- [24] Crowe CT: *Multiphase flows with droplets and particles.* CRC Press, Boca Raton, Fla, 1998.
- [25] Dasse KA, Chipman SD, Sherman CN, Levine AH, Frazier OH: Clinical experience with textured blood contacting surfaces in ventricular assist devices. *ASAIO Trans.* 1987, 33(3): 418-425
- [26] De Rose JJ, Umana JP, Argenziano M et al.: Implantable left ventricular assist devices provide an excellent outpatient bridge to transplantation and recovery. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1997, 30(7): 1773-1777

-
- [27] De Rose JJ, Umama JP, Argenziano M et al.: Improved results for postcardiotomy cardiogenic shock with the use of implantable left ventricular assist devices. *Ann. Thorac. Surg.* 1997, 64(6): 1757-3
- [28] De Vries WC: The permanent artificial heart. Four case reports. *JAMA* 1988, 259(6): 849-859
- [29] Donisi S. Numerische Simulation der Strömung im erkrankten und operierten Ventrikel eines menschlichen Herzens. Dissertation, TH Karlsruhe, 2005.
- [30] Edwards RV: A new look at particle statistics in laser-anemometer statistics. *J.Fluid Mech.* 1981, 105: 317-325
- [31] Ehrhard P, Zadeh HF: Untersuchungen in einem ebenen Mikromischer mit Hilfe eines π -PIV Systems. *Lasermethoden in der Strömungsmesstechnik*. 10. Fachtagung 10.-12. Sept. 2002. 16.1-16.6
- [32] Emery RW, Joyce LD: Directions in cardiac assistance. *J. Card. Surg.* 1991, 6(3): 400-414
- [33] Farrar DJ, Hill JD, Gray LA et al.: Heterotopic prosthetic ventricles as a bridge to cardiac transplantation. A multicenter study in 29 patients. *N. Engl. J. Med.* 1988, 318(6): 333-340
- [34] Forliti DJ, Strykowski PJ, Debatin K: Bias and precision errors of digital particle image velocimetry. *Experiments in Fluids* 2000, 28(5): 436-477
- [35] Formin NA: *Speckle photography for fluid mechanics measurements*. Springer, Berlin, New York, 1998.
- [36] Forster F, Kaufmann R, Reul H, Rau G: A small pulsatile blood pump for ventricular support during end-stage heart failure. *Artif. Organs* 2000, 24(5): 373-376
- [37] Fung YC: *Biodynamics Circulation*. Springer, 1984.
- [38] Gahrib M, Rambod E: Dynamic Filling Characteristics of the Left Ventricle of the Heart. *Proceedings of the 3rd International Symposium on Biofluid Mechanics*, Munich, July16-19 1994. 343-345
- [39] Glasmacher B, Deiwick M: Kalzifizierung porciner Bioprothesen: Korrelation von holografischer Interferenz und dynamischer in vitro Kalzifizierung. 1997.
- [40] Glasmacher B, Reul H, Rau G: In vitro evaluation of the Calcification Behaviour of Pulyurethane Biomaterials of Cardiovascular Applications. *J. Long-Term Effects of Medical Implants* 1992, 2: 113-126
- [41] Goldstein DJ, Oz MC, Rose EA: Implantable left ventricular assist devices. *N. Engl. J. Med.* 1998, 339(21): 1522-1533

- [42] Graham TR, Dasse K, Coumbe A et al.: Neo-intimal development on textured biomaterial surfaces during clinical use of an implantable left ventricular assist device. *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 1990, 4(4): 182-190
- [43] Grasel TG, Cooper SL: Surface properties and blood compatibility of polyurethaneureas. *Biomaterials* 1986, 7(5): 315-328
- [44] Gui L, Wereley ST: A correlation-based continuous window-shift technique to reduce the peak-locking effect in digital PIV image evaluation. *Experiments in Fluids* 2002, 32(4): 506-517
- [45] Hanle DD, Harrison EC, Yoganathan AP, Allen DT, Corcoran WH: In vitro flow dynamics of four prosthetic aortic valves: a comparative analysis. *J. Biomech.* 1989, 22(6-7): 597-607
- [46] Harasaki H, Gerrity R, Kiraly R, Jacobs G, Nose Y: Calcification in blood pumps. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs* 1979, 25: 305-310
- [47] Harken DE, Soroff HS, Taylor WJ, Lefermine AA, Gupta SK, Lunzer S: Partial and complete prosthesis in aortic insufficiency. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 1960, 40: 744-762
- [48] Hart DP: PIV error correction. *Experiments in Fluids* 2000, 29(1): 13-22
- [49] Helman DN: *Rheologie und Rheometrie mit Rotationsviskosimetern.* Springer, Berlin, 1965.
- [50] Helman DN, Morales DL, Edwards NM et al.: Left ventricular assist device bridge-to-transplant network improves survival after failed cardiomy. *Ann. Thorac. Surg.* 1999, 68(4): 1187-1194
- [51] Hetzer R, Jurmann MJ, Potapov EV et al.: Heart assist systems - current status. *Herz* 2002, 27(5): 407-417
- [52] Hochareon P. *Development of Particle Image Velocimetry (PIV) for wall shear stress estimation within a 50cc Penn State artificial heart ventricular chamber.* Dissertation, The Pennsylvania State University, 2003.
- [53] Jal S Jassawalla, Micheal A Daniel, Herbert Chen, James Lee: In Vitro and In Vivo Testing of a Totally Implantable Left Ventricular Assist System. *Trans Am Soc Artif Organs.* 1988. 470-475
- [54] Jin W, Clark C: Experimental investigation of unsteady flow behaviour within a sac-type ventricular assist device (VAD). *J. Biomech.* 1993, 26(6): 697-707
- [55] Jin W, Clark C: Experimental investigation of the motions of the pumping diaphragm within a sac-type pneumatically driven ventricular assist device. *J. Biomech.* 1994, 27(1): 43-55

-
- [56] Joyce LD, Johnson KE, Cabrol C et al.: Nine year experience with the clinical use of total artificial hearts as cardiac support devices. *ASAIO Trans.* 1988, 34(3): 703-707
- [57] Kaiser GA, Hancock WD, Lubkan SB, Litwak RS: Clinical use of a new design stented xenograft heart valve prosthesis. *Surg. Forum* 1969, 20: 137-138
- [58] Kean RD, Adrian RJ: Theory of Cross-Correlation Analysis of PIV Images. *Appl. Scient. Res.* 1992, 49: 191-215
- [59] Kean RD, Adrian RJ, Zhang Y: Super-Resolution Particle Image Velocimetry. *Meas. Science Technol.* 1995, 6: 754-768
- [60] Keber R. Simulation der Strömung im linken Ventrikel des menschlichen Herzens. Dissertation, Institut für Strömungslehre, TH Karlsruhe, 2003.
- [61] Kennedy JH, Bailas N, Rasch C, Hajdu S, Beyer AJ, Sarap N: Left heart bypass in left ventricular failure due to experimental coronary artery ligation. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 1966, 51(6): 797-807
- [62] Kini V, Bachmann C, Fontaine A, Deutsch S, Tarbell JM: Flow visualization in mechanical heart valves: occluder rebound and cavitation potential. *Ann. Biomed. Eng.* 2000, 28(4): 431-441
- [63] Kini V, Bachmann C, Fontaine A, Deutsch S, Tarbell JM: Integrating particle image velocimetry and laser Doppler velocimetry measurements of the regurgitant flow field past mechanical heart valves. *Artif. Organs* 2001, 25(2): 136-145
- [64] Kliner PJ, Yang G-Z, Wilkes AJ, Mohiaddin RH, Firmin DN, Yacoub MH: Asymmetric redirection of flow through the heart. *Nature* 2000, 404: 759-761
- [65] Knierbein B, Reul H, Eilers R, Lange M, Kaufmann R, Rau G: Compact mock loops of the systemic and pulmonary circulation for blood pump testing. *Int. J. Artif. Organs* 1992, 15(1): 40-48
- [66] Knott E, Reul H, Knoch M, Steinseifer U, Rau G: In vitro comparison of aortic heart valve prostheses. Part 1: Mechanical valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 1988, 96(6): 952-961
- [67] Kompenhans J: Considerations for the design of a PIV System. Application of Particle Image Velocimetry - Theory and Practice. DLR, Göttingen 2000. 1-24
- [68] Kumpati GS, McCarthy PM, Hoercher KJ: Left ventricular assist device as a bridge to recovery: present status. *J. Card. Surg.* 2001, 16(4): 294-301
- [69] Kunin CM, Dobbins JJ, Melo JC et al.: Infectious complications in four long-term recipients of the Jarvik-7 artificial heart. *JAMA* 1988, 259(6): 860-864

- [70] La Farge CG, Carr JG, Coleman SJ, Bernhard WF: Hemodynamic studies during prolonged mechanical circulatory support. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs* 1972, 18(0): 186-1
- [71] Laks H, Hahn JW, Blair O et al.: Cardiac assistance and infarct size: left atrial-to-aortic vs left ventricular-to-aortic bypass. *Surg. Forum* 1976, 27(62): 226-228
- [72] Laschka B: Fluidmechanik I, Vorlesungsbegleitendes Manuskript. Technische Universität München, Lehrstuhl für Fluidmechanik, 2000.
- [73] Lentell JC, Pehrsson SK, Rau G, Reul H: In vitro flow dynamics of a new mechanical cardiac valve prosthesis - "tricuspid". *Scand. J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 1996, 30(3-4): 117-123
- [74] Liepsch D: Strömungsuntersuchungen an Modellen menschlicher Blutgefäßsysteme. VDI Verlag, Düsseldorf, 1987.
- [75] Liepsch D, Levesque M, Nerem RM, Moravec ST: Correlation of laser-Doppler-velocity measurements and endothelial cell shape in a stenosed dog aorta. *Adv. Exp. Med. Biol.* 1988, 242: 43-50
- [76] Liepsch D, Thurston G, Lee M: Viscometer studies simulating blood-like fluids and their applications in models of arterial branches. *Biorheology* 1991, 28: 39-62
- [77] Lim WL, Chew YT, Chew TC, Low HT: Pulsatile flow studies of a porcine bioprosthetic aortic valve in vitro: PIV measurements and shear-induced blood damage. *J. Biomech* 2001, 34(11): 1417-1427
- [78] Lim WL, Chew YT, Chew TC, Low HT: Steady flow dynamics of prosthetic aortic heart valves: a comparative evaluation with PIV techniques. *J. Biomech* 1998, 31(5): 411-421
- [79] Liotta D, Hall CW, Cooley DA, De Bakey ME: Prolonged ventricular bypass with intrathoracic pumps. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs* 1964, 10: 154-156
- [80] Liu ZC, Landreth RJ, Adrian RJ, Hanratty TJ: High-resolution measurement of turbulent structure in a channel flow with particle image velocimetry. *Exp. Fluids* 1991, 10: 301-312
- [81] Loebe M, Muller J, Hetzer R: Ventricular assistance for recovery of cardiac failure. *Curr. Opin. Cardiol.* 1999, 14(3): 234-248
- [82] Loisanche D, Cooper GJ, Deleuze PH et al.: Bridge to transplantation with the wearable Novacor left ventricular assist system: operative technique. *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 1995, 9(2): 95-98

-
- [83] Long JW: Advanced mechanical circulatory support with the HeartMate left ventricular assist device in the year 2000. *Ann. Thorac. Surg.* 2001, 71(3. Suppl): 176-4
- [84] Lourenco L: Image Acquisition, Cameras and Lasers. In: Riethmüller KL, editor, *Particle Image Velocimetry and Associated Techniques*. von Karman Institute, Belgium, 2000. 1-19
- [85] Mann KA, Deutsch S, Tarbell JM, Geselowitz DB, Rosenberg G, Pierce WS: An experimental study of Newtonian and non-Newtonian flow dynamics in a ventricular assist device. *J. Biomech. Eng.* 1987, 109(2): 139-147
- [86] Maxey MR, Riley JJ: Equation of motion for a small rigid sphere in a nonuniform flow. *Phys. Fluids* 1983, 26(4): 883-889
- [87] McCarthy PM, Smedira NO, Vargo RL et al.: One hundred patients with the HeartMate left ventricular assist device: evolving concepts and technology. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 1998, 115(4): 904-912
- [88] McMillan DE: Viscoelasticity and thixotropy of diabetic blood measured at low shear rate. *Clinical Hemorheology* 1981, 1: 361-372
- [89] Mehta SM, Pae WE, Rosenberg G et al.: The LionHeart LVD-2000: a completely implanted left ventricular assist device for chronic circulatory support. *Ann. Thorac. Surg.* 2001, 71(3 Suppl): S156-4
- [90] Menconi MJ, Owen T, Dasse KA, Stein G, Lian JB: Molecular approaches to the characterization of cell and blood/biomaterial interactions. *J. Card. Surg.* 1992, 7(2): 177-187
- [91] Menconi MJ, Pockwinse S, Owen TA, Dasse KA, Stein GS, Lian JB: Properties of blood-contacting surfaces of clinically implanted cardiac assist devices: gene expression, matrix composition, and ultrastructural characterization of cellular linings. *J. Cell. Biomech.* 1995, 57(3): 557-573
- [92] Miyamoto Y, Kormos RL, Borovetz HS et al.: Hemodynamic parameters influencing clinical performance of Novacor left ventricular assist system. *Artif. Organs* 1990, 14(6): 454-457
- [93] Morales DL, Catanese KA, Helman DN et al.: Six-year experience of caring for forty-four patients with a left ventricular assist device at home: safe, economical, necessary. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2000, 119(2): 251-259
- [94] Mussivand T, Day KD, Naber BC: Fluid dynamic optimization of a ventricular assist device using particle image velocimetry. *ASAIO J.* 1999, 45(1): 25-31
- [95] Nakata K, Shiono M, Orime Y et al.: The role of pulsatility in end-organ microcirculation after cardiogenic shock. In: Akutsu T, Koyanagi H, editors,

- Heart Replacement - Artificial Heart. Springer, Tokoyo, Berlin, Heidelberg, New York, 1996. 318-322
- [96] NetCare Medizinverlag GmbH: Rote Blutkörperchen (Erythrozyten). <http://www.netdokter.at/laborwerte/fakten/blutbild/erythrozyten.htm>, 2001
- [97] Nogueira J, Lecuona A, Rodriguez PA: Identification of a new source of peak locking, analysis and its removal in conventional and super-resolution PIV-techniques. *Experiments in Fluids* 2001, 30(3): 309-316
- [98] Oertel H: Prandtl - Führer durch die Strömungslehre. Vieweg, Braunschweig, Wiesbaden, 2002.
- [99] Oertel H, Laurien: Numerische Strömungsmechanik. Springer, Berlin, 1995.
- [100] Ohmi K, Lam DH: Particle image velocimetry using an image relaxation method. Ninth Intern. Symposium on Applications of Laser Technique and Fluid Mechanics, 9. - 16. July, Lissabon, Portugal. 10.2.1-10.2.6
- [101] Okamoto K: Particle cluster tracking algorithm in particle image velocimetry. *JSME International Journal* 1998, Series B 41: 151-154
- [102] Okamoto K, Hassan YA, Schmidl WD: New tracking algorithm for particle image velocimetry. *Exp. Fluids* 1995, 29: 342-347
- [103] Pennington DG, Swartz MT: Clinical use of assisted circulation. *Surg. Annu.* 1994, 26: 169-191
- [104] Peterzen B., Lönn U., Jansson K., Ruthberg H, Casimir-Ahn H., Nylander E.: Long-Term Follow -Up of Patients Treated With an Implantable Left Ventricular Assist Device as an Extended Bridge to Heart Transplant. *J. Heart Lung Transplant.* 2001, 21(5): 604-607
- [105] Phillips WM, Brighton JA, Pierce WS: Artificial heart evaluation using flow visualization techniques. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs* 1972, 18(0): 194-201
- [106] Pierce WS, Aaronson AE, Prophet GA, Williams DR, Waldhausen JA: Hemodynamic and metabolic studies during two types of left ventricular bypass. *Surg. Forum* 1972, 23(0): 176-178
- [107] Pierce WS, Myers JL, Donachy JH et al.: Approaches to the artificial heart. Invited speaker. *Surgery* 1981, 90(2): 137-148
- [108] Poirier V: The Heart Mate Left Ventricular Assist Device: Looking into the Future. In: Akutsu T, Koyanagi H, editors, *Heart Replacement - Artificial Heart 6*. Springer Verlag, Tokoyo, Berlin, Heidelberg, 1996. 163-171
- [109] Raffel M, Willert C, Kompenhans J: *Particle Image Velocimetry: a practical guide*. Springer, Berlin, New York, 1998.

-
- [110] Rafii S, Oz MC, Seldomridge JA et al.: Characterization of hematopoietic cells arising on the textured surface of left ventricular assist devices. *Ann. Thorac. Surg.* 1995, 60(6): 1627-1632
- [111] Reul H: Herzklappenersatz - Biomedizinisch-technische Aspekte. *J. Kardiologie* 1999, 263-270
- [112] Reul H, Eilers R, Kaufmann R et al.: Artificial Heart and Assist Devices: New Developments at the Helmholtz Institute. In: Akutsu T, Koyanagi H, editors, *Heart Replacement - Artificial Heart 5*. Springer Verlag, Tokyo, 1996. 201-216
- [113] Reul H, Giersiepen M, Knott E: In vitro testing of bioprotheses. *ASAIO Trans.* 1988, 34(4): 1033-1039
- [114] Reul H, Tesch B, Schoenemackers J, Effert S: Hydromechanical simulation of systemic circulation. *Med. Biol. Eng.* 1974, 7: 431-436
- [115] Rieger H, Wurzinger L, Schmid-Schonbein H: Influence of temperature on shear induced platelet aggregation in vitro (author's translation). *Klin. Wochenschr.* 1977, 55(3): 121-130
- [116] Rose EA, Levin HR, Oz MC et al.: Artificial circulatory support with textured interior surfaces. A counterintuitive approach to minimizing thromboembolism. *Circulation* 1994, 90(5 Pt 2): II87-II91
- [117] Ross D: Homograft replacement of the aortic valve. *Lancet* 1962, 2: 487
- [118] Ruf W, Keilbach H, Clevert HD et al.: Left heart bypass with incorporated blood pump (author's translation). *Biomed. Tech. (Berl.)* 1974, 19(6): 225-233
- [119] Salih V, Graham TR, Berry CL et al.: The lining of textured surfaces in implantable left ventricular assist devices. An immunocytochemical and electronmicroscopic study. *Am. J. Cardiovasc. Pathol.* 1993, 4(4): 317-325
- [120] Sammler B, Arnott A, Schröder A, Agocs J, Kompenhans J, Neitzke KP: Konditionierte Multi-Fenster PIV-Meßmethode und die Anwendung auf Flügel-Klappen-Konfiguration. *Lasermethoden in der Strömungsmesstechnik*. 10. Fachtagung, Univ. Rostock, 10.-12. Sept. 2002. 13.1-13.5
- [121] Samuels LE, Holmes EC, Thomas MP et al.: Management of acute cardiac failure with mechanical assist: experience with the ABIOMED BVS 5000. *Ann. Thorac. Surg.* 2001, 71(3. Suppl): S67-5
- [122] Scarano F: Iterative image deformation methods in PIV. *Meas. Science Technol.* 2002, 13(1): 1-19
- [123] Scarano F, Riethmüller KL: Iterative multigrid approach in PIV image processing with discrete window offset. *Experiments in Fluids* 1999, 26(6): 513-523

- [124] Scheld HH, Soeparwata R, Schmid C, Loick M, Weyand M, Hammel D: Rupture of inflow conduits in the TCI-HeartMate system. *J. Thorac Cardiovasc Surg.* 1997, 114(2): 287-289
- [125] Schmid Th, Schiller W, Dreer M. Biventricular Cardiac Assist Device. USA, US 911,539, 2004.
- [126] Schmid Th, Schiller W, Dreer M. Einrichtung zur biventrikulären Unterstützung eines Herzens. Deutschland 102 004 014.337, 2004.
- [127] Schmid Th, Schiller W, Wagner H, Sporer N. Left Ventricular Assist System. USA Patent 10/126,978, 2001.
- [128] Schmid Th, Schiller W, Wagner H, Sporer N. System zur Unterstützung des linken Herzventrikels. Deutsches Patent 102 176 35.3-35, 2003.
- [129] Schmid-Schonbein H: Red cell aggregation in blood flow. *Klinische Wochenschrift* 1976,
- [130] Schmid-Schonbein H: Die Rheologie des Blutes, 2. Teil. *Wiss.Informationsdienst Albert-Roussel* 1976,
- [131] Schoephoerster RT, Oynes F, Nunez G, Kapadvanjwala M, Dewanjee MK: Effects of local geometry and fluid dynamics on regional platelet deposition on artificial surfaces. *Arterioscler. Thromb.* 1993, 13(12): 1806-1813
- [132] Shandas R, Kwon J: Digital particle image velocimetry (DPIV) measurements of the velocity profiles through bileaflet mechanical valves: in vitro steady. *Biomed. Sci. Instrum.* 1996, 32: 161-167
- [133] Sharp MK, Thurston G, Moore ME: The effect of blood viscoelasticity on pulsatile flow in stationary and axially moving tubes. *Biorheology* 1996, 33: 185-208
- [134] Starr A, Edwards ML: Mitral replacement: A clinical experience with the ball valve prosthesis. *Ann. Surg.* 1961, 154: 726-740
- [135] Stellmacher M, Obermayer K: A new tracking algorithm based on deterministic annealing and alternative distance measures. *Experiments in Fluids* 2000, 28: 506-518
- [136] Subramanian A, Mu H, Kadambi JR, Wernet MP, Brendzel AM, Harasaki H: Particle image velocimetry investigation of intravalvular flow fields of a bileaflet mechanical heart valve in a pulsatile flow. *J. Heart Valve Dis.* 2000, 9(5): 721-731
- [137] Sugii Y, Nishio S, Okamoto K: In vivo PIV measurement of red blood cell velocity field in microvessels considering mesentery motion. *Physiol. Meas.* 2002, 23(2): 403-416

-
- [138] Szycher M, Griffin JC, Williams JL, McMenamy JP, Stagg D: Blood compatible polyurethane elastomers. *J. Biomater. Appl.* 1987, 2(2): 290-313
- [139] Szycher M, Poirier V, Bernhard WF, Franzblau C, Haudenschild CC, Toselli P: Integrally textured polymeric surfaces for permanently implantable cardiac assist devices. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs* 1980, 26: 493-497
- [140] Takagi H, Takano H, Akutsu T: A new series-type left heart assist device with a leaking outlet valve. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs* 1970, 16: 431-434
- [141] Tarbell JM, Gunshinan JP, Geselowitz DB, Rosenberg G, Shung KK, Pierce WS: Pulsed ultrasonic Doppler velocity measurements inside a left ventricular assist device. *J. Biomech. Eng.* 1986, 108(3): 232-238
- [142] Tedeschi G, Menon RK: Frequency Responce of Solid Particles in Oscillating Flows. 8th International Symposium on Applications of Laser Techniques to Fluid Mechanics. 99-102
- [143] HeartMate® VE LVAS. <http://www.texas-heart.com>, 2003
- [144] Thurston G: Rheological parameters for the viscosity, viscoelasticity and thixotropy of blood. *Biorheology* 1979, 16: 149-162
- [145] Truckenbrodt E: *Fluidmechanik Band 1*. Band 1 ed. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 1980.
- [146] Ullum U, Schmidt JJ, Larsen PS, Mc Cluskey DR: Temporal evolution of the perturbed and unperturbed flow field behind a fence: PIV analysis and comparison with LDA data. 7th International Conference Laser Anemometry Advances and Applications, Karlsruhe, Germany, 8-12 September 1997.
- [147] Vaughn A Starnes M, Portner P: Isolated left ventricular assist as bridge to cardiac transplantation. *Thorac. Cardiovasc. Surg.* 1988, 96: 62-71
- [148] Vogt A, Gahrib M: A compact and simple all optical evaluation method for PIV recordings. In: Adrian RJ, editor, *Developments in Laser Techniques and Applications to Fluid Mechanics*. Springer, 1996. 423-437
- [149] Welz, A. and Schiller, W.: *Private Mitteilungen*. München, Bonn 2004.
- [150] Wernet MP: Development of particle image velocimetry for use in turbomachinery. *Exp. Fluids* 2000, 28: 97-115
- [151] Wernet MP, Subramanian A, Mu H, Kadambi JR: Comparison of particle image velocimetry and laser Doppler anemometry measurements in turbulent fluid flow. *Ann. Biomed. Eng.* 2000, 28(11): 1393-1396
- [152] Westerweel J: *Principles of PIV technique III. Application of Particle Image Velocimetry - Theory and Practice*. DLR, Göttingen 2000.

- [153] Westerweel J: Efficient Detection of Spurious Vectors in Particle Image Velocimetry Data. *Experiments in Fluids* 1994, 16(3-4): 236-247
- [154] Westerweel J: Fundamentals of digital particle image velocimetry. *Meas. Science Technol.* 1997, 8: 1379-1392
- [155] Westerweel J, Dabiri D, Gharib M: The effect of a discrete window offset on the accuracy of cross-correlation analysis of digital PIV recordings. *Experiments in Fluids* 1997, 23(1): 20-28
- [156] Willert C: Digital PIV Recording. Application of Particle Image Velocimetry - Theory and Practice. DLR, Göttingen 2000.
- [157] Willert C: Vector Field Operators. Application of Particle Image Velocimetry - Theory and Practice. DLR, Göttingen 2000.
- [158] Willert C, Gharib M: Digital Particle Image Velocimetry. *Exp. Fluids* 1991, 10: 181-193
- [159] Wintermantel E, Suk-Woo Ha, Aaronson AE: *Medizintechnik mit biokompatiblen Werkstoffen und Verfahren*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 2002.
- [160] Witzleb: *Physiologie des Menschen*. Urban & Fischer, München, 1989.
- [161] Wurzinger LJ, Opitz R, Blasbert P, Bialondki U, Schmid-Schonbein H: Thrombozyten und Gerinnungssystem nach Scherbelastung. In: Loo J, Asbeck F, editors, *Thrombophilie und Arteriosklerose*. F.K. Schattauer, 1982. 479 ff.-
- [162] Yi-Ren Woo, Williams FP, Yoganathan AP: In vitro Fluid Dynamic Characteristics of the Abiomed Trileaflet Heart Valve Prosthesis. *J. Biomech. Eng.* 1983, 105: 338-345
- [163] Yoganathan AP: Flow characteristics of prosthetic heart valves. *Int. J. Card. Imaging* 1989, 4(1): 5-8
- [164] Yoganathan AP, He Z, Casey JS: Fluid mechanics of heart valves. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 2004, 6: 331-362
- [165] Yoganathan AP, Reamer HH, Corcoran WH, Harrison EC, Shulman IA, Parnassus W: The Starr-Edwards aortic ball valve: flow characteristics, thrombus formation, and tissue overgrowth. *J. Artif. Organs* 1981, 5(1): 6-7
- [166] Zimmer R, Steegers A, Paul R, Affeld K, Reul H: Velocities, shear stresses and blood damage potential of the leakage jets of the Medtronic Parallel bileaflet valve. *Int. J. Artif. Organs* 2000, 23(1): 41-48