

Markus Perschall

**Numerische Untersuchung
des Wellenpumpenkonzeptes
und der mechanischen
Herzunterstützung**

Markus Perschall

**Numerische Untersuchung des Wellenpumpenkonzeptes
und der mechanischen Herzunterstützung**

Numerische Untersuchung des Wellenpumpenkonzeptes und der mechanischen Herzunterstützung

von
Markus Perschall

Dissertation, Karlsruher Institut für Technologie
Fakultät für Maschinenbau, 2010

Impressum

Karlsruher Institut für Technologie (KIT)
KIT Scientific Publishing
Straße am Forum 2
D-76131 Karlsruhe
www.uvka.de

KIT – Universität des Landes Baden-Württemberg und nationales
Forschungszentrum in der Helmholtz-Gemeinschaft



Diese Veröffentlichung ist im Internet unter folgender Creative Commons-Lizenz
publiziert: <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/de/>

KIT Scientific Publishing 2010
Print on Demand

ISBN 978-3-86644-488-1

Numerische Untersuchung des Wellenpumpenkonzeptes und der mechanischen Herzunterstützung

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor der Ingenieurwissenschaften

der Fakultät für Maschinenbau
Karlsruher Institut für Technologie (KIT)
genehmigte

Dissertation

von

Dipl.-Ing. Markus Perschall

aus Lüneburg

Datum der mündlichen Prüfung:
12. Februar 2010

Hauptreferent: Professor Dr.-Ing. H. Oertel
Korreferent: Professor Dr.-Ing. D. Liepsch

Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Strömungslehre der Universität Karlsruhe (TH) bzw. des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT).

Herrn Professor Dr.-Ing. Herbert Oertel möchte ich für die interessante und herausfordernde Aufgabenstellung, die Betreuung der Arbeit und die Übernahme des Hauptreferats danken. Bei Herrn Professor Dr.-Ing. Dieter Liepsch bedanke ich mich für das freundliche Interesse an dieser Arbeit und für die Übernahme des Korreferats.

Den Herren Jean-Baptiste Drevet und Erik Guillemain der Firma ams R&D in Frankreich danke ich für die Faszination am Thema dieser Arbeit und ihre Bereitschaft für die sich anschließende fruchtbare Kooperation. Auch den Mitarbeitern von ams R&D danke ich für den kooperativen, unkomplizierten Umgang und ihre Hilfsbereitschaft.

Weiteren Dank möchte ich Herrn Dr. Holger Spieß für die Unterstützung seitens des Fraunhofer Instituts für Algorithmen und wissenschaftliches Rechnen (SCAI) ausdrücken.

Bei meinen aktuellen und ehemaligen Kollegen sowie den Mitarbeiterinnen des Sekretariats bedanke ich mich für die interessante Zeit am Institut für Strömungslehre. Hervorheben möchte ich Herrn Dr.-Ing. Ulrich Dohrmann, der während meiner Promotionszeit tragisch aus dem Leben gegangen ist; ihm danke ich für die vielen fachlichen Diskussionen, die für mich sehr wertvoll waren, und werde ihn und seine freundliche Art in Erinnerung behalten.

Ein besonderes Dankeschön gilt auch meinen Studenten, die durch ihr Engagement beim Erstellen ihrer Studienarbeiten zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Für das Korrekturlesen der Arbeit in der Endphase bedanke ich mich herzlich bei Dr.-Ing. Kathrin Spiegel und Carina Semmler.

Zuletzt, aber dafür umso mehr danke ich meinen Eltern Irmgard & Erhard Perschall sowie meinem Bruder Berthold Perschall für die unterstützende Begleitung und Förderung auf meinem bisherigen Lebensweg, dem Studium und der Promotion. Vor allem meiner Freundin Tabea gilt mein Dank dafür, dass sie mir durch ihre uneingeschränkte Unterstützung, ihren Rückhalt und ihre Liebe stets zur Seite stand.

Gewidmet
meinem Vater Erhard †

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Motivation	1
1.2	Stand der Forschung	2
1.3	Zielsetzung	4
I	Grundlagen	5
2	Medizintechnische Grundlagen	7
2.1	Physiologie des Herzens	7
2.2	Pathophysiologie des Herzens	10
2.3	Blut: Bestandteile, Funktion und Rheologie	11
2.4	Blutschädigung	15
2.4.1	Strömungsinduzierte Hämolyse	15
2.4.2	Strömungsinduzierte Plättchenaktivierung	18
2.5	Herzunterstützungssysteme	21
2.5.1	Indikation und Effekt der Herzunterstützung	21
2.5.2	Praktische Umsetzung der Herzunterstützung	23
3	Mechanische Grundlagen	31
3.1	Kontinuumsmechanik	31
3.1.1	Konfiguration und Bewegung	31
3.1.2	Deformation	32
3.1.3	Allgemeine Form der Erhaltungsgleichung	33
3.1.4	Massen- und Impulsbilanz	33
3.2	Fluidmechanische Grundgleichungen	34
3.3	Strukturmechanische Grundgleichungen	37
3.4	Fluid Struktur Interaktion (FSI)	40

4	Numerische Grundlagen	43
4.1	Numerische Lösung der kontinuumsmechanischen Grundgleichungen	43
4.1.1	Finite Volumen Methode (FVM)	45
4.1.2	Finite Elemente Methode (FEM)	46
4.2	Numerische Lösung des gekoppelten Systems	49
II	Methodik und Entwicklung	53
5	Die Wellenpumpe, ein alternatives Pumpkonzept	55
5.1	Anforderungen an ein VAD	55
5.2	Prinzip der Wellenpumpe	56
5.3	Vorschlag einer neuen Unterstützungspumpe	58
6	Validierung eines Wellenpumpenprototyps	59
6.1	Experiment	60
6.2	Numerisches Modell	62
6.3	Validierung	64
7	Methoden und Modelle	73
7.1	Modell des erkrankten Herzens	73
7.1.1	Datensatz	73
7.1.2	Bewegung des numerischen Netzes	74
7.1.3	Klappenmodell	76
7.1.4	Kreislaufmodell	77
7.1.5	Simulationsparameter	81
7.1.6	Nachrechnung des F003 pre Datensatzes in FLUENT	82
7.1.7	Gesamtmodell mit VAD-Integration	84
7.2	Modell der Wellenpumpe	87
7.2.1	Modellannahmen	87
7.2.2	Parametrisierung und automatisierte Modellerstellung	88
7.2.3	Parameterreduktion und statistische Versuchsplanung (DOE)	90
7.3	Modellierung der Blutschädigung	92
III	Simulationen und Ergebnisse	95
8	Simulation des präoperativen LV mit VAD Unterstützung	97
8.1	Einfluss auf die Strömungsstruktur	97

Inhaltsverzeichnis	XV
8.2 Systemverhalten	102
8.3 Unterstützungseffekt und Krankheitszustand	103
8.4 Konduitdesign	105
8.5 Anlagerung	106
9 Die Schlauchwellenpumpe	107
9.1 Lösungen des DOE und Referenzfall	107
9.2 Strömung des Referenzfalles	110
9.3 Systemverhalten des Referenzfalles	113
9.4 Strömungsmechanische Formoptimierung	118
9.5 Blutschädigung und 3D Einflüsse	119
9.5.1 Hämolyse	120
9.5.2 Anlagerung	121
10 Zusammenfassung und Ausblick	123
IV Anhang	125
A Ausgewählte Validierungsfälle	127
A.1 Pulsierende Rohrströmung	127
A.2 Pulswellengeschwindigkeit	130
A.3 Elastische Struktur im Zylindernachlauf	133
B Biokompatible Materialien	137
C Umformungen und Abschätzungen	139
C.1 Substantielle Ableitung und Reynolds Transporttheorem	139
C.2 ALE Betrachtungsweise	140
C.3 Kräfteverhältnis am Schlauchelement	141
D Abkürzungen und Nomenklatur	143
Abbildungsverzeichnis	147
Tabellenverzeichnis	153
Literaturverzeichnis	155

1 Einleitung

1.1 Motivation

Das Herz nimmt im menschlichen Organismus eine wichtige Stellung ein. Es hält in seiner vorrangigen Funktion als Pumpe den Blutkreislauf aufrecht, durch den sämtliche Organe mit lebensnotwendigem Sauerstoff und Nährstoffen versorgt werden. Im Laufe eines Lebens fördert es mit ca. drei Milliarden Schlägen etwa 250 Millionen Liter Blut und übertrifft damit viele technische Pumpen. Aufgrund dieser hohen Belastung kann es durch verschiedenste Faktoren wie z.B. einer ungesunden und hektischen Lebensweise zu Verschleißerscheinungen und Erkrankung kommen.

Die Erkrankung des Herzens spielt in der westlichen Welt eine immer bedeutendere Rolle. Nach Angaben des statistischen Bundesamtes erlagen 2007 in Deutschland 43,4% aller Gestorbenen einer Herz-Kreislaufkrankheit [184]. Neben der chronischen ischämischen Herzkrankheit und dem Myokardinfarkt zählt die Herzinsuffizienz zu den häufigsten Diagnosen [104]. Weltweit leiden mehr als 22 Mio. Menschen an einer Herzinsuffizienz, einem krankhaften Unvermögen des Herzmuskels, den Kreislauf ausreichend mit Blut zu versorgen. Die Anzahl der Neuerkrankungen (Inzidenz) liegt bei etwa 2 Millionen pro Jahr und die Sterberate bei 500000 pro Jahr [100].

Die Behandlung der Herzinsuffizienz auf rein medikamentöse Weise verspricht im fortgeschrittenen Stadium keinen Heilungserfolg mehr, sodass verschiedene chirurgische Maßnahmen sowie die immer noch als Goldstandard der Therapie geltende Herztransplantation zum Einsatz kommen. Da der Bedarf an Spenderorganen jedoch das Angebot weit übertrifft, kann diese Maßnahme nicht in jedem benötigten Fall angewendet werden und es entstehen Wartezeiten von ein bis zwei Jahren. Der Mangel an Spenderorganen ist somit das vorrangige Problem in der Behandlung von Patienten mit schwerer chronischer Herzinsuffizienz [104].

Um zum einen diese lebensgefährlichen Wartezeiten zu überbrücken und zum anderen im Akutfall dem kranken Herzmuskel eine Entlastung und Regenerationsmöglichkeit zu verschaffen, kommen mechanische Kreislaufunterstützungssysteme zum Einsatz und haben sich in den vergangenen Jahrzehnten im klinischen Alltag etabliert. Die sogenannten VADs (**V**entricular **A**ssist **D**evice) sind unterschiedlich konzipierte Blutpumpen, die voll- oder teilimplantierbar Blut in der Regel aus dem linken Herzventrikel in die Hauptschlagader der Körpers pumpen und damit die Aufgabe des Herzens partiell übernehmen.

Zwar können mit den VADs bereits gute therapeutische Erfolge erzielt werden, jedoch stehen diese aus Metall oder Kunststoff bestehenden Systeme in permanentem Kontakt mit dem Blut, wodurch es zur unterschiedlich ausgelösten Schädigung von Blutzellen oder der Aktivierung des Gerinnungssystems kommen kann. So besteht die Hauptkomplikation der

sich im Einsatz befindlichen Systeme in der Gefahr von Hämolyse, Blutungen oder den oftmals tödlichen Thromboembolien. Dieser Umstand motiviert die derzeit kontinuierlich stattfindende Weiterentwicklung und Verbesserung der unterschiedlichen Pumpkonzepte. Diese lassen sich weitestgehend in die gängigen Pumpentypen Verdränger- und Kreiselpumpe klassifizieren, wodurch der Weiterentwicklung teils system-inhärente Grenzen gesetzt sind.

Daraus resultiert die Motivation der Neuentwicklung eines VAD basierend auf einem neuartigen Pumpkonzept, dessen Funktionsnachweis mittels numerischer Simulationen Bestandteil dieser Arbeit ist. Die Grundidee der Pumpe, die nicht nur medizintechnisch eine Neuheit darstellt und in dieser Arbeit als Wellenpumpe bezeichnet wird, entstammt den Patenten des französischen Erfinders Jean-Baptiste Drevet [51, 52].

Desweiteren liegen dem Verständnis der angesprochenen Herzkrankheit und deren Therapie durch chirurgische Methoden sowie mechanische Unterstützung strömungsmechanische Aspekte zugrunde. Aus diesem Grund wurde am Institut für Strömungslehre der Universität Karlsruhe (TH) das KaHMo (**K**arlsruhe **H**eart **M**odel) entwickelt, um eine Therapieplanung unter strömungsmechanischen Gesichtspunkten zu ermöglichen. Motivation dieser Arbeit ist daher neben der Untersuchung des konkreten Pumpenkonzeptes, Erkenntnisse über die Interaktion der dreidimensionalen Herz- und Aortenströmung mit einem angeschlossenen VAD zu gewinnen.

1.2 Stand der Forschung

Das Thema dieser Arbeit zeichnet sich im Hinblick auf die Motivation durch ein hohes Maß an Interdisziplinarität zwischen medizinischen und ingenieurwissenschaftlichen Fragestellungen aus, sodass ein Stand der Forschung lediglich einen zusammenfassenden Überblick ausgewählter Aspekte ohne Anspruch auf Vollständigkeit geben kann und für gesonderte Themenbereiche in den folgenden Kapiteln der Arbeit behandelt wird.

Auf den Forschungsstand der Modellierung der strömungsinduzierten Hämolyse geht Kap. 2.4.1 und auf die strömungsinduzierte Plättchenaktivierung entsprechend Kap. 2.4.2 ein. Ein Stand der therapeutischen Methoden der mechanischen Kreislaufunterstützung (2.5.1), der VAD-Pumpentechnik (2.5.2.1), der Implantation (2.5.2.2), des Betriebsmodus (2.5.2.3) sowie eine Zusammenfassung medizinischer Studien zur Notwendigkeit der Pulsatilität der Kreislaufströmung (2.5.2.4) wird in den genannten Abschnitten dieser Arbeit behandelt. Untersuchungen zum Stand der Kreislaufmodellierung durch 0-D- oder Windkesselmodelle werden in Abschnitt 7.1.4 dargestellt.

Biomechanik und Modellierung des menschlichen Herzens

Versuche, auf analytischem Wege Aussagen über die Strömung im Herzen zu gewinnen, wurden u.a. von *Pedley* [151] und *Fung* [70] unternommen, die vereinfachte Annahmen bezüglich der Ventrikelgeometrie trafen und unter Anwendung der Potentialtheorie die reibungsfreie Ventrikelströmung berechneten.

In den vergangenen 2 Jahrzehnten hat sich die computergestützte Simulation zur Berechnung der Strömung im Herzen etabliert. Als Vorreiter auf diesem Gebiet gelten *McQueen* und *Peskin*, deren dreidimensionale Simulation von Tierherzen unter Anwendung der „Immersed Boundary Method“ bereits die Ventrikelwand- und Herzklappenbewegung berücksichtigt [127]. Diese Methode wurde von *Lemmon und Yoganathan* aufgegriffen, um

kardiale Fehlfunktionen zu untersuchen [112]. Erste Berechnungen unter Vorgabe der Bewegung des numerischen Netzes, jedoch auch auf Basis präparierter Hundeherzen führten *Taylor et al.* durch [188].

Ein erstes auf *in vivo* MRT-Daten basierendes numerisches Modell, welches sich zunächst auf den unteren Teil des Ventrikels ohne die Klappengegend konzentriert, entwickelten *Jones und Metaxas* [92]. *Saber et al.* [165, 166] und *Long et al.* [119, 120] ergänzten das Modell in der Folge um die beiden Herzklappen.

In *Oertel et al.* [143] ist der aktuelle Stand des am Institut für Strömungslehre der Universität Karlsruhe (TH) entwickelten Karlsruhe Heart Model (KaHMo) zusammengefasst. Beginnend mit der Arbeit von *Keber* [93] wurde ein patientenspezifisches Modell des linken Ventrikels anhand von MRT-Daten erstellt. *Zürcher* [206] untersuchte die Interaktion zwischen Strömung und Struktur in der Aorta. *Donisi* [48] vereinte die Aorten- und Ventrikelgeometrie zu einem gemeinsamen Modell mit vorgegebener Fluidraumbewegung. Weiterführende Arbeiten beinhalten die Entwicklung patientenspezifischer zweidimensionaler Klappenmodelle durch *Malve* [123] sowie der Modellerweiterung um rechten Ventrikel samt angrenzender Gefäße und Entwicklung eines 1D Kreislaufmodells durch *Reik* [160]. *Spiegel* [182] erweiterte das MRT-basierte Modell (KaHMo^{MRT}) durch die Verwendung unstrukturierter Netze um den geometrisch komplexeren Vorhof mit vier Zuläufen und zeigt dessen Relevanz für die Ventrikelströmung. Erste Strömung-Struktur-gekoppelte Ansätze wurden von *Cheng et al.* [40] mit einem symmetrischen Schalenmodell durchgeführt. *Krit-tian* [105] entwickelte ein Strömung-Struktur-gekoppeltes Modell unter Verwendung eines partitionierten, impliziten Kopplungsalgorithmus und berücksichtigt durch die Kombination von anisotropen Schalenelementen mit isotropen Kontinuumselementen zur Modellierung des Muskels vereinfachend die Veränderung der Faserorientierung von Epi- nach Endokard (KaHMo^{FSI}).

Liepsch et al. [115, 76, 37] führten experimentelle Grundlagenuntersuchungen an Arterienverzweigungen, der Aorta und Stentimplantaten mittels LDA und MRT an *in vitro*- und Silikon Modellen durch. Zur experimentellen *in vivo* Strömungsvisualisierung im menschlichen Ventrikel wurden u.a. von *Kilner et al.* Techniken des *magnetic resonance velocity phase mapping* und des *Doppler Ultraschall* kombiniert [97, 96, 200]. Diese können jedoch aufgrund des Krankheitszustandes und metallischer Teile implantierter VADs nicht zur Untersuchung von unterstützten Patienten zum Einsatz kommen.

Interaktion zwischen Ventrikel und VAD

Zur Untersuchung der Interaktion zwischen der ventrikulären Strömung und einem an den Ventrikel angeschlossenen VAD kommen größtenteils 0-D und 1-D Modelle (sogenannte lumped parameter models) zum Einsatz [80, 175, 176, 44], mit denen das zeitliche Systemverhalten berechnet und VAD-Betriebszustände oder der Energiebedarf und die Entlastung des Ventrikels global berechnet werden kann.

Den experimentellen Gegenpart dazu stellen hydraulische Modellkreisläufe dar, in denen das VAD-Verhalten unter vereinfachten physiologischen Bedingungen untersucht werden kann. Beispiele sind u.a. [58, 18, 190, 43, 95].

Numerische dreidimensionale Strömungssimulationen finden teils unter Berücksichtigung von Blutschädigungsmodellen sowohl für die pulsatilen Verdrängerpumpen [21, 128, 170, 49], als auch für die nicht pulsatilen Rotationspumpen [180, 179, 17, 19, 41, 42, 205] zu Auslege- und Nachrechnungszwecken Anwendung. Allerdings werden VAD-Simulation und Ventrikelsimulation wie in *Doyle et al.* [49] getrennt voneinander durchgeführt. Hochauf-

lösende Strömung-Struktur-gekoppelte Simulationen zur Darstellung des transitionellen Strömungsverhalten bei künstlichen Herzklappen wurden von *Borazjani et al.* [35, 36] durchgeführt.

Ein erster Simulationsansatz, der die dreidimensionale Strömung-Struktur-Kopplung eines Ventrikels mit apikalem VAD-Anschlussstutzen und vereinfachten Randbedingungen betrachtet, wurde kürzlich von *McCormick et al.* [125] vorgestellt.

Derzeit ist die intensive Forschung im Multiskalen- und Multiphysikbereich Gegenstand des EU Forschungsprojekts „euHeart“ zur ganzheitlichen Modellierung des Herzens mit der Zielsetzung klinischer Anwendbarkeit, an dem 6 Nationen beteiligt sind [158].

Bionik: Vom Fischflossenschlag zur Wellenpumpe

H. Hertel, Flugzeugbauer und einer der Vorreiter der Bionik in Deutschland, setzt in den sechziger Jahren seine Beobachtungen am Schwanzflossenschlag von Fischen in ein Analogon zum Vortrieb eines Bootes um, welches er 1968 in seinem Buch „Bionik und Technik“ publiziert. Daraufhin wurde das technische Vortriebskonzept mit forellenähnlichen Schlagflossen in der Dissertation von *W. Voß* [194] im Hinblick auf die Flossenelastizität genauer untersucht.

Inspiziert durch das Gedankenexperiment einer festgehaltenen Forelle, welche durch ihre Flossenbewegung Fluid fördert, melden *K. Affeld und H. Hertel* bereits 1973 das Patent einer „Flossenpumpe“ bzw. „Schwingflächenpumpe“ an [8].

Eine weitere Konkretisierung hinsichtlich der technischen Umsetzung pumpender Wellenbewegungen mittels elastischer Membranen wird durch die Patente von *J.-B. Drevet* [51, 52] gegeben, welche die Ideengrundlage für diese Arbeit bilden.

1.3 Zielsetzung

Aus 1.1 und 1.2 ergeben sich die Zielsetzungen dieser Arbeit mit den folgenden Themenschwerpunkten.

Erweiterung des KaHMo um die Integration eines VAD: Das bestehende $\text{KaHMo}^{\text{MRT}}$ wird als Modell weiterentwickelt und um ein zunächst generisches VAD ergänzt (Kap. 7.1). Auf diese Weise wird mittels der Implementierung geeigneter Kreislauftrandbedingungen erstmals der Einblick in die 3D Strömungsstruktur eines unterstützten und mit dem Körperkreislauf interagierenden Ventrikels möglich (Kap. 8). Auf dieser Basis wird ein Modell zur strömungsmechanischen Beurteilung unterstützungsrelevanter Parameter geschaffen: $\text{KaHMo}^{\text{VAD}}$.

Funktionsnachweis und Entwicklung eines neuartigen VAD: Die auf [51, 52] basierende Konzeptidee einer schlauchförmigen mittels fortlaufender Wellen agierenden Pumpe (Kap. 5) wird in ein numerisches Strömung-Struktur-gekoppeltes Modell umgesetzt. Nach Validierung des simulationsmethodischen Vorgehens an einer bereits bestehenden Prototypenpumpe in Scheibenform (Kap. 6) wird die prinzipielle Funktion der Schlauchkonfiguration erstmals numerisch nachgewiesen und mittels statistischer und phänomenologischer Methoden (Kap. 7.2) eine Vorauslegung und erste Optimierung im Hinblick auf die Anwendung als VAD durchgeführt (Kap. 9).

Da in beiden Fragestellungen die Aspekte der Blutschädigung und -ablagerung medizintechnische Relevanz besitzen, wird für deren qualitative, vergleichende Abschätzung ein makroskopisches Ablagerungsmodell entwickelt (Kap. 7.3) und zur Beurteilung und Optimierung in der Pumpenentwicklung eingesetzt.

Teil I

Grundlagen

2 Medizintechnische Grundlagen

Da die Zellen des menschlichen Körpers ihre Energie hauptsächlich aus dem oxidativen Abbau von Nährstoffen gewinnen, sind diese auf eine ständige Sauerstoffzufuhr angewiesen. Der Gasaustausch zwischen den Zellen und der Umgebung wird als *Atmung* bezeichnet und gliedert sich in vier Teilprozesse, die auf der linken Seite von Abbildung 2.1 dargestellt sind [189]: Dem konvektiven Gastransport durch die oberen und unteren Atemwege (Ventilation) folgt der diffusive Austausch der Atemgase in den Alveolen. Hier wird der Sauerstoff der Luft von den roten Blutkörperchen aufgenommen und konvektiv im Herzkreislauf-System zu den Körperzellen transportiert, wo wiederum ein diffusiver Austausch von Atemgasen stattfindet. In der Abbildung ist das sauerstoffarme Gefäßsystem blau, das sauerstoffreiche rot dargestellt.

Der für den konvektiven Transport verantwortliche Blutstrom basiert auf einem Druckgradienten, der durch die Pumpaktion des Herzens erzeugt wird [45]. Eine Beeinträchtigung der Herzfunktion kann also einen lebensgefährlichen Zustand für den gesamten Organismus bedeuten.

Da diese Beeinträchtigungen die Hauptmotivation dieser Arbeit darstellen, werden in Abschnitt 2.1 die Physiologie und in Abschnitt 2.2 die Pathophysiologie des Herzens erläutert, um Indikationen für die Therapie mit Herzergänzungssystemen aufzuzeigen. Letzteres wird in Abschnitt 2.5 behandelt.

2.1 Physiologie des Herzens

Das Herz ist ein muskulöses Hohlorgan und befindet sich im mittleren Thoraxraum. Hier liegt es dem Hauptatemmuskel (Zwerchfell) auf, welcher den Thoraxraum vom Abdominalraum trennt. Der Aufbau des Herzens ist in Abbildung 2.1 dargestellt, in der sich die funktionelle Gliederung erkennen lässt. Die Herzscheidewand (Septum) stellt die Trennung zwischen linkem und rechtem Herz dar, welche jeweils aus Vorhof (Atrium) und Kammer (Ventrikel) bestehen. Klappen hinter jedem der vier Hohlräume erfüllen eine Ventilfunktion zur Gewährleistung eines gerichteten Blutflusses während der durch die Kontraktion des Herzmuskels (Myokard) hervorgerufenen Pumpaktion. Diese Pumpaktion wiederholt sich in Ruhe ca. 70 mal pro Minute und fördert dabei ein Herzzeitvolumen (HZV) an Blut von ca. 5,6 l/min [177].

In Abbildung 2.1 ist der Blut- und Atemgastransport im Kreislaufsystem sowie durch das Herz skizziert. Der Herzzyklus lässt sich in vier Aktionsphasen unterteilen, die anhand von Abbildung 2.2 für das linke Herz erläutert werden, da dieses im Mittelpunkt der weiteren Arbeit steht.

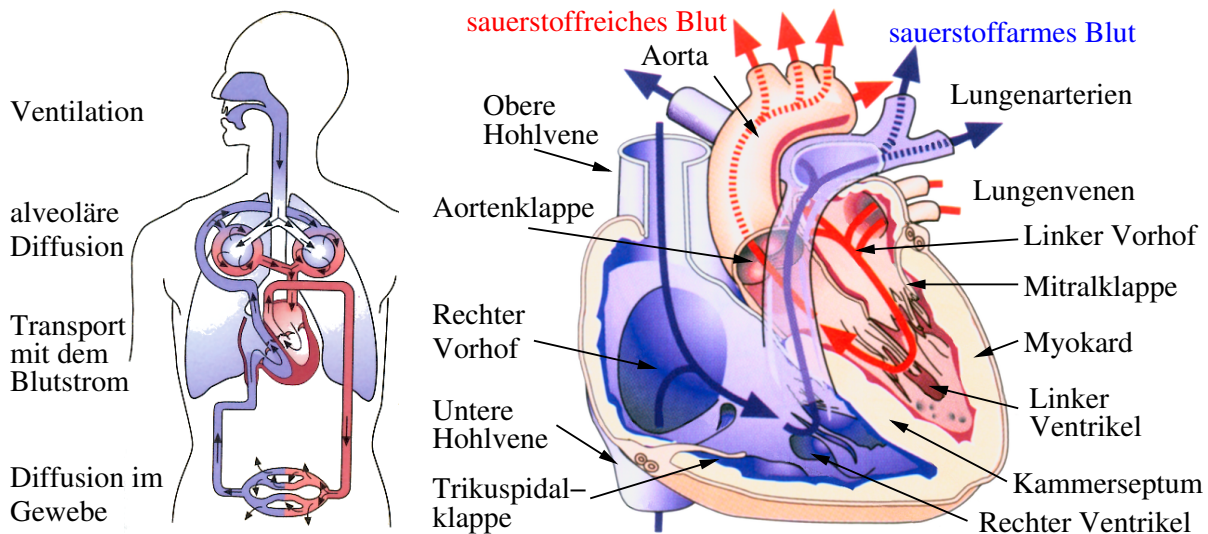


Abbildung 2.1: *Links*: Schema zum Transportweg des Sauerstoffs (schwarze Pfeile). *Rechts*: Anatomie des menschlichen Herzens und prinzipielle Blutwege. [189]

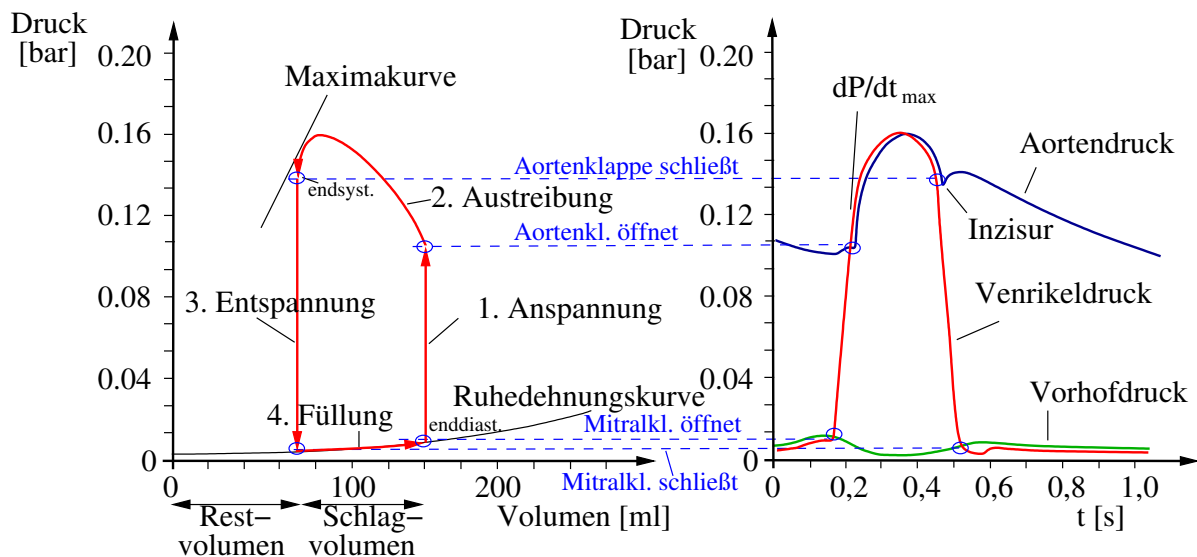


Abbildung 2.2: Physiologische Verläufe des linken Herzens. *Links*: Druck-Volumen-Diagramm des Herzzyklus. *Rechts*: Zeitlicher Verlauf der Drücke in Vorhof, Ventrikel und Aorta. Nach [189].

1. **Anspannungsphase:** Der linke Ventrikel übt eine *isovolumetrische Kontraktion* aus, indem bei geschlossenen Klappen der Ventrikeldruck durch Kontraktion des Myokard steil ansteigt, um schließlich den Aortendruck zu erreichen.
2. **Austreibungsphase:** Sobald der intraventrikuläre Druck den Aortendruck übersteigt, öffnet sich die Aortenklappe. Der Ventrikel kontrahiert weiter und wirft ein *Schlagvolumen* (SV) von etwa 70 ml aus, während ein *Restvolumen* (ESV) von 40-70 ml im Ventrikel verbleibt [189]. Den Quotienten aus erstgenanntem und dem enddiastolischen Volumen (EDV) nennt man *Ejektionsfraktion* (EF), die 50-65 % beträgt und in der Medizin ein wichtiges Maß für den Gesundheitszustand des Herzens ist. Während des mittleren Teils der Auswurfphase fällt der Ventrikeldruck wieder unter

den Aortendruck, sodass der Ventrikel einen positiven Druckgradienten erfährt und sowohl Volumenstrom als auch Druck abfallen [70].

3. **Entspannungsphase:** In der Einkerbung (*Inzisur*) des Aortendrucks am Ende der Austreibungsphase schließt die Aortenklappe [70], der Muskel erschlafft und es folgt ein schneller, isovolumetrischer Druckabfall im Ventrikel. In der Aorta kommt es nach einem kleinen Anstieg des Drucks zu einem langsameren Abfall, da die elastische Aortenwand als Reservoir dient. In der Medizin wird dies in Analogie zur Pumpentechnik als *Windkesselfunktion* bezeichnet.
4. **Füllungsphase:** Wenn der linksventrikuläre Druck den Vorhofdruck unterschreitet, öffnet die Bikuspidal-/Mitralklappe. Das Einströmen und die Füllung der Kammer werden maßgeblich durch eine aktive Entspannung des Myokards, die ventrikuläre Volumendehnbarkeit (*Compliance*) sowie die Vorhofkontraktion [23] beeinflusst. Nach Beenden der Füllung beginnt der nächste Zyklus wieder mit der ersten Phase.

Die ersten beiden dieser durch Öffnen und Schließen der entsprechenden Klappen definierten Aktionsphasen werden zur *Systole*, die letzten beiden zur *Diastole* zusammengefasst.

Ein für die Füllung und Austreibung wichtiger Einflussfaktor ist der *Ventilebenen-Mechanismus*. Dabei bewegt sich die Klappenebene bei der Ventrikelkontraktion auf die Herzspitze zu, wodurch die Ejektion unterstützt wird. Bei der Füllung „stülpt“ sich die offene Mitralklappe über das im Vorhof befindliche Blut, trägt damit entscheidend zur schnellen Füllung der Kammer bei und hat diesbezüglich laut [189] eine größere Bedeutung als beispielsweise die Vorhofkontraktion.

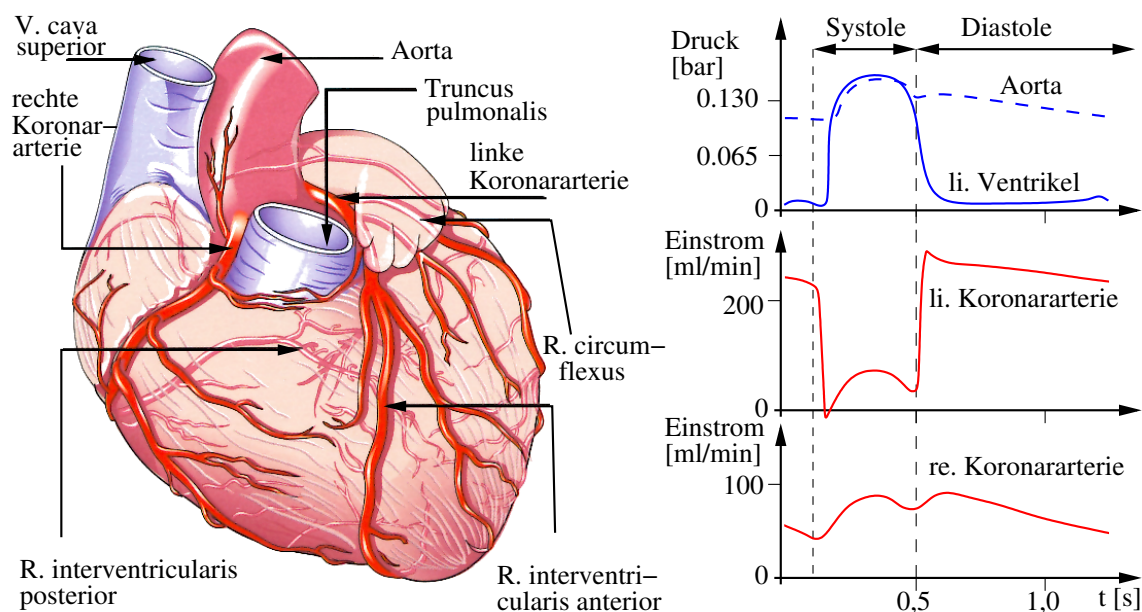


Abbildung 2.3: *Links:* Koronararterien und ihre Äste. *Rechts:* Koronardurchblutung. [189]

Die Nährstoffversorgung des Myokards erfolgt über die linke und rechte Koronararterie, die von der Aortenwurzel abgehen (Abbildung 2.3). Da das Myokard aerob arbeitet und die Sauerstoffversorgung im Wesentlichen von der Koronardurchblutung abhängt, muss eine schnelle Kopplung zwischen O_2 -Bedarf und dem Blutvolumenstrom \dot{V}_{Kor} gewährleistet sein.

Grundsätzlich handelt es sich in den Koronarien um eine *phasische Durchblutung* [177], die vor allem in den endokardnahen Gefäßen des linken Ventrikels aufgrund des hohen Gewebedrucks während der Systole nur vermindert und daher weitgehend während der Diastole stattfindet.

Die Anpassung von \dot{V}_{Kor} an den O_2 -Bedarf geschieht bei gleichbleibendem Aortendruck p_{Aor} aufgrund der vereinfachten Beziehung $\dot{V}_{Kor} = p_{Aor}/R_{Kor}$ durch eine Änderung des Gefäßwiderstandes im koronaren System R_{Kor} . Auf diese Weise kann z.B. bei körperlicher Arbeit \dot{V}_{Kor} auf das 4-5fache gesteigert werden. Dieser Regelungsbereich der Koronardurchblutung heißt *Koronarreserve*. An der Autoregulation sind u.a. metabolische Faktoren, wie der O_2 -Bedarf selbst, sowie zentralnervöse Faktoren beteiligt, die zu einer Gefäßerweiterung (Vasodilatation) und damit einer Absenkung von R_{Kor} führen.

2.2 Pathophysiologie des Herzens

Durch verschiedene pathologische Mechanismen und Krankheitsbilder kann es zur *Herzinsuffizienz* kommen. Dies kann sowohl das linke als auch das rechte Herz betreffen, wobei im Folgenden der linke Ventrikel im Vordergrund steht. *Ein Herz ist insuffizient, wenn es die für die Versorgung des Körpers erforderliche Pumpleistung nicht mehr erbringen kann, d.h. wenn es ein zu geringes Herzzeitvolumen fördert* [189]. Der Schweregrad wird im Allgemeinen je nach körperlicher Belastbarkeit des Patienten in Insuffizienzen des Grades I-IV differenziert (nach der New York Heart Association).

Es wird prinzipiell zwischen der systolischen (bei vermindertem systolischem Auswurf) und der diastolischen (bei behinderter diastolischer Füllung) Herzinsuffizienz unterschieden [177].

Eine chronische Herzerkrankung hat ihren Ursprung oft in einer mechanischen Überlastung des linken Ventrikels oder in der Schädigung von Myokardzellen.

Die physiologischen Mechanismen, auf denen die Entwicklung und das Fortschreiten des chronischen Krankheitsbildes basieren, sind allgemein ein initialisierender Vorfall, der von einem Umbau des Myokards (*Remodeling*) gefolgt ist. Dabei verändern sich in einem Kreislauf Zellmetabolismus und -morphologie von normalem Herzmuskelgewebe, was zu einer Vergrößerung der Myokardzellen bei gleichbleibender Zahl (*Hypertrophie*) und ersetzender Fibrose (Bindegewebsvermehrung) im Myokard führt [47, 177]. Obwohl das Remodeling anfangs eine adaptive oder kompensatorische Antwort des Organismus zu sein scheint, um die Wandspannung zu senken und die Herzfunktion aufrecht zu erhalten, wird dieser Prozess mit der Zeit kontraproduktiv und führt zu einem Fortschritt der Herzkrankheit [47, 163]. Da der verdickte Herzmuskel ab einem kritischen Punkt nicht mehr in der Lage ist, die Wandspannung zu normalisieren, kommt es zur *Dekompensation*. Diese beim Remodeling ablaufenden Prozesse führen zu einem großen, dilatierten und schwach kontrahierenden Ventrikel. Sie sind komplex und werden hier nicht weiter behandelt. Im Folgenden werden die initiierenden Krankheitsbilder beschrieben, die ein Remodeling nach sich ziehen können. Die Ursachen können mechanischer und biochemischer Art sein [177, 189].

- **Volumenbelastung:** Klappenfehler wie die Aorten- und Mitralinsuffizienz zeichnen sich durch ein Pendelvolumen aus, wodurch das EDV und damit der Ventrikel vergrößert werden. Die dadurch steigende erforderliche Kraft zur Kontraktion kann nicht mehr aufgebracht werden.

Bei chronischem Verlauf reagiert der dilatierte Ventrikel zunächst kompensatorisch mit *exzentrischer* Hypertrophie und weiterhin mit einem dadurch bedingten Steifwerden der Wand. Dies führt zu einer steileren Ruhedehnungskurve (s. Abbildung 2.2), woraus ein verkleinertes EDV und damit auch ein verkleinertes SV resultieren (diastolische Herzinsuffizienz). Im weiteren Verlauf gibt die Wand weiter nach und es kommt zu einer starken Zunahme des Ventrikelvolumens unter einem Remodeling des Myokards. Diesen sich in einem Teufelskreis weiter entwickelnden, verschlechternden Prozess der Dekompensation zeichnet sich, wie oben beschrieben, durch ein stark absinkendes SV bei gleichzeitig sehr hohem EDV aus.

- **Druckbelastung:** Durch Bluthochdruck (Hypertonie), eine Aortenstenose oder sonstigen Widerstandserhöhungen im Körperkreislauf steigt die Wandspannung des linken Ventrikels, da für den Auswurf ein erhöhter Druck aufgebracht werden muss. Hierdurch entwickelt sich eine systolische Herzinsuffizienz mit verminderter Kontraktilität. Wieder kommt es kompensatorisch zu einer Hypertrophie (im Gegensatz zum Fall bei Volumenbelastung zu einer *konzentrischen*) und damit zu einer diastolischen Herzinsuffizienz. Durch hohe Druckbelastung kommt es durch Reaktivierung von embryonalen Wachstumsfaktoren zum Remodeling des Myokard und einer Dekompensation [47].
- **Myokarderkrankungen:** Bei der koronaren Herzkrankheit wird Herzmuskelgewebe unterversorgt. Dadurch steigt die Belastung des nichtbetroffenen Myokards, sodass daraus eine systolische Herzinsuffizienz mit verminderter Kontraktilität resultiert. Hypertrophie und Dekompensation sind die Folge. Auch die Kardiomyopathien, Myokarderkrankungen, die nicht durch mechanische Überlastung oder koronare Herzkrankheit bedingt sind, können eine (meist diastolische) Herzinsuffizienz hervorrufen.

Auf die koronare Herzkrankheit wird wegen ihrer großen Verbreitung in der westlichen Welt näher eingegangen. Durch vorwiegend Arteriosklerose der Koronararterien kann es zu einer drastischen Absenkung der Koronarreserve (s. 2.1) kommen, sodass der O_2 -Bedarf des Myokards bei körperlicher Anstrengung nicht mehr gedeckt werden kann. Diese O_2 -Unterversorgung (Ischämie) des Gewebes kann Schmerzanfälle auslösen, deren Krankheitsbild man *angina pectoris* nennt. Es gibt verschiedene Formen, doch handelt es sich um eine *reversible* Ischämie. Ist das Mißverhältnis von O_2 -Bedarf und O_2 -Angebot jedoch so groß, dass es zu einem *irreversiblen* Myokardschaden kommt, handelt es sich um einen Herzinfarkt. Das abgestorbene Muskelgewebe kann, je nach Ausdehnung und Ort neben dem Remodeling verschiedene Komplikationen nach sich ziehen. Hier sind z.B. das mechanische Versagen des Herzmuskels mit kardiogenem Schock, die Bildung eines Herzwandaneurysmas (Aussackung der Herzwand) und die Bildung von Herzwandthromben, welche in den Kreislauf fortgeschwemmt werden können, zu nennen.

2.3 Blut: Bestandteile, Funktion und Rheologie

Das Blut erfüllt viele lebenswichtige Aufgaben, wie z.B. den Transport von Stoffen (Atemgase, Nährstoffe, Stoffwechselprodukte, Elektrolyte, Vitamine usw.), den Transport von Wärme, die Signalübermittlung (Hormone), die Pufferung des Säure-Basenhaushaltes und die Immunabwehr [177]. Das durchschnittliche Blutvolumen beträgt bei Frauen 3,6 l und

bei Männern 4,5 l. Das Blut besteht aus dem *Blutplasma* als Trägerfluid für die darin suspendierten roten Blutkörperchen (*Erythrozyten*), weißen Blutkörperchen (*Leukozyten*) und Blutplättchen (*Thrombozyten*) (Abb. 2.4). Das Verhältnis des Blutzellvolumens zum Gesamtblutvolumen wird *Hämatokrit* genannt und beträgt zwischen 40 und 50 Prozent. Der Hämatokrit wird zu über 99 % aus Erythrozyten gebildet. Das Blutplasma besteht zu 90 % aus Wasser und enthält außerdem Elektrolyte, Nährstoffe, Stoffwechselprodukte, Vitamine, Gase und Plasmaproteine in gelöster Form.

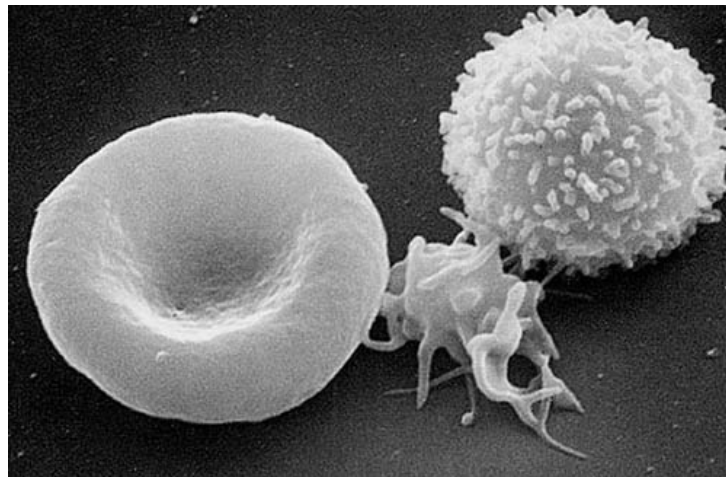


Abbildung 2.4: Elektronenmikroskopische Aufnahme eines Erythrozyten (links), eines Thrombozyten (mittig) und eines Leukozyten (rechts) [55].

Erythrozyten

Erythrozyten werden im Knochenmark gebildet und sind kernlose, scheibchenförmige Zellen mit einem Durchmesser von ca. $8 \mu\text{m}$ und $2 \mu\text{m}$ Höhe, deren Zellmembran im spannungsfreien Zustand meist eine biconkave Form hat (Abb. 2.4) und flüssige Bestandteile sowie den O_2 bindenden Blutfarbstoff *Hämoglobin* umschließt. Dadurch entsteht, verglichen mit einer Kugel gleichen Volumens, eine vergrößerte Oberfläche, die für den Gasaustausch förderlich ist und große Verformungen der Zellen erlaubt, wie sie bei der Passage der Kapillaren (ca. $\varnothing 3 \mu\text{m}$) verlangt werden. Nach Ende ihrer Lebensdauer von ca. 120 Tagen beim Gesunden werden sie in der Milz abgebaut. [177, 189]

Leukozyten

Unter Leukozyten werden die für die unspezifische Immunabwehr verantwortlichen Granulozyten und die für die spezifische Immunabwehr zuständigen Mono- und Lymphozyten zusammengefasst. Auf sie wird nicht näher eingegangen, da sie keine Relevanz für die Untersuchungen in dieser Arbeit haben.

Thrombozyten und Hämostase

Die flachen, kernlosen Thrombozyten sind mit einer Dicke von $0,5\text{-}0,75 \mu\text{m}$ und einem Längsdurchmesser von $1\text{-}4 \mu\text{m}$ [172] die kleinsten korpuskulären Bestandteile des Blutes. Ihre Verweildauer im Blut beträgt 5-11 Tage. Thrombozyten spielen die wesentliche Rolle im körpereigenen Blutstillungs- und Gerinnungsprozess (*Hämostase*).

Kommt es zu einer Verletzung des Gefäßendothels lagern sich, durch den *von-Willebrand-Faktor* (vWF) vermittelt, Thrombozyten an den Bindegewebsfasern der Wundränder an

(*Adhäsion*). Der vWF ist ein Glykoprotein und bildet Brücken zwischen den subendothelialen Strukturen und einem spezifischen Rezeptor der Thrombozytenmembran. Bei der Adhäsion kommt es zu einer Formänderung der Thrombozyten (Abb. 2.5) und sie scheiden vasokonstriktorische (u.a. Thromboxan) und aggregationsfördernde Stoffe (Fibrinogen, vWF, Fibronectin) aus [177]. Dieser Vorgang der *Aktivierung* führt zu einer verstärkten Aggregation und wiederum Aktivierung weiterer Thrombozyten (*Freisetzungsreaktion*) und es bildet sich ein plättchenreicher, weißer Thrombus, der nach *irreversibler Aggregation* durch das entstandene Thrombin zu einer vorläufigen Blutstillung führt (*primäre Hämostase*). Diese Vorgänge laufen in einer Zeit von 1-3 Minuten ab. Die Aktivierung von nicht aktivierten Zellen *durch* aktivierte Zellen stellt einen positiven Rückkopplungsmechanismus dar, der zu einer lawinenartig anwachsenden Zahl an aggregierenden Plättchen führen und damit kontraproduktiv werden würde. Die ungewollte Ausbreitung des Thrombus über das verletzte Areal hinaus wird durch die kontinuierliche Freisetzung von *Prostazyklin* durch das intakte Endothel verhindert.

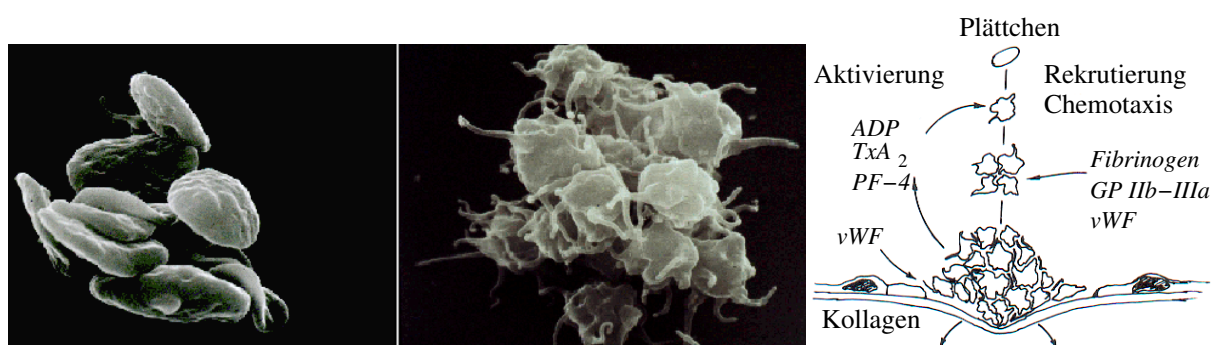


Abbildung 2.5: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme von ruhenden (links) und aktivierten (mittig) Thrombozyten [98]. Skizze der primären Hämostase mod. nach [69].

Nach Bildung des weißen Thrombus der primären Hämostase lässt die bis dahin aktive Vasokonstriktion nach und die fortgeschrittene Fibringerinnung führt zu einem *roten Thrombus*, der die Wunde endgültig verschließt und damit ein erneutes Bluten oder ein mitunter lebensgefährliches Herausspülen des Verschlußpropfes (Thromboembolie) verhindert.

Dieser Prozess ist die *sekundäre Hämostase* und besteht aus einem intrinsischen und einem extrinsischen Gerinnungssystem, je nachdem ob die Prothrombinaktivierung durch plasmatische Faktoren bzw. durch Proteine aus verletzten Gefäßzellen ausgelöst wird. Die Prozesse laufen kaskadenartig ab und ergänzen sich teilweise. Deren komplexer Ablauf ist für diese Arbeit nicht relevant und wird deshalb lediglich erwähnt. Sie führen zur Bildung eines *Prothrombinaktivators*, der vom Prothrombin Thrombin abspaltet. Thrombin katalysiert die Fibrinbildung aus Fibrinogen. Es bildet sich ein unlösliches Fasernetz aus Fibrinpolymeren, das den roten Thrombus zusammenhält.

Dem Prozess der Blutgerinnung steht die *Fibrinolyse*, die Auflösung von Fibringerinseln gegenüber. Da auch im gesunden Organismus Fibrinogen in Fibrin umgewandelt wird und ständig fibrinolytische Prozesse ablaufen, die das Gesamtsystem in der Waage halten, kommt es lediglich bei zusätzlicher Aktivierung des Gerinnungssystems bei Verletzung zum lokalen Ungleichgewicht und einer manifesten Gerinnung [172].

Einen schematischen Überblick über Blutgerinnung zeigt die folgende Abbildung 2.6.

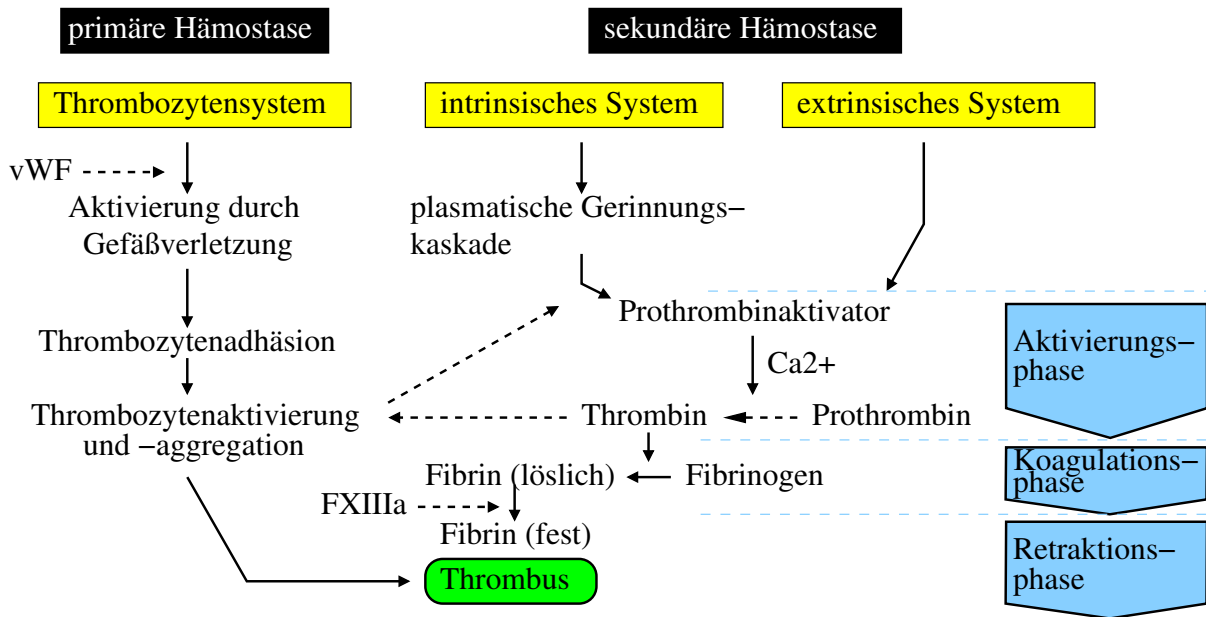


Abbildung 2.6: Schematischer Ablauf der Hämostase (vereinfacht nach [172]).

Rheologie des Blutes

Mit der Rheologie eines Fluids werden seine Fließeigenschaften beschrieben. Das Blutplasma kann als Newtonsches Fluid, also mit konstanter Viskosität betrachtet werden, die Suspension der zellulären Bestandteile im Plasma weist jedoch Nicht-Newtonsche Eigenschaften auf. Hier hängt die Viskosität von der Scherrate, dem Hämatokrit und von der Zeit ab. Der Begriff Viskosität kann allerdings nur dann sinnvoll verwendet werden, wenn es sich um eine homogene Suspension handelt. Dies ist im Herzen und den großen Gefäßen gegeben [141], außerdem wird bzgl. des Fließverhaltens Isotropie angenommen. Das Blut als Ganzes verhält sich für diesen Bereich wie ein *pseudoplastisches* (Viskosität nimmt mit der Scherrate ab) und *thixotropes* (Viskosität nimmt bei konstanter Scherrate mit der Zeit ab) Medium.

Es gibt verschiedene Modelle, um den empirischen Zusammenhang zwischen Viskosität und Scherrate zu beschreiben [70, 121, 152, 153]; Vertreter davon sind das nach Perktold modifizierte Cross Modell sowie das Carreau Modell.

$$\text{Cross, modifiziert: } \mu_{eff} = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \cdot [1 + (t_0 \cdot \dot{\gamma})^b]^{-a} \quad (2.1)$$

$$\text{Carreau: } \mu_{eff} = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \cdot [1 + (\lambda \cdot II_D)^2]^{(n-1)/2} \quad (2.2)$$

Numerische Anpassung von (2.1) an Experimentaldaten von Liepsch et al. [116] liefert $\mu_{\infty} = 0,003 \text{ Pas}$, $\mu_0 = 0,0135 \text{ Pas}$, $t_0 = 0,5 \text{ s}$, $a = 0,3$, $b = 1,7$ [153]. Für (2.2) wurden die Parameter $\lambda = 0,4$ und $n = 0,4$ angepasst. $\dot{\gamma}$ ist die Scherung für eine parallele Scherströmung und stellt damit einen speziellen Fall der zweiten Invarianten des Scherratentensors $II_D = \frac{1}{2}[(\text{tr} \mathbf{D})^2 - \text{tr} \mathbf{D}^2]$ dar, der zur Beschreibung des dreidimensionalen Strömungs- und Scherzustand im linken Ventrikel benutzt werden muss. Es folgt damit $|II_D| = \frac{1}{4} \dot{\gamma}^2$.

Abbildung 2.7 zeigt den Verlauf der Viskosität in Abhängigkeit der Scherrate. Im Bereich sehr kleiner Scherraten kommt es im Blut zu einer Aggregation der Erythrozyten (Geldrolleneffekt) und somit zu einer erhöhten Viskosität. Da dieser Effekt mit 10 s um eine Größenordnung länger braucht als die physiologische Zykluszeit des Herzens, kommt es in den großen Gefäßen nicht zu dem beschriebenen Phänomen [141].

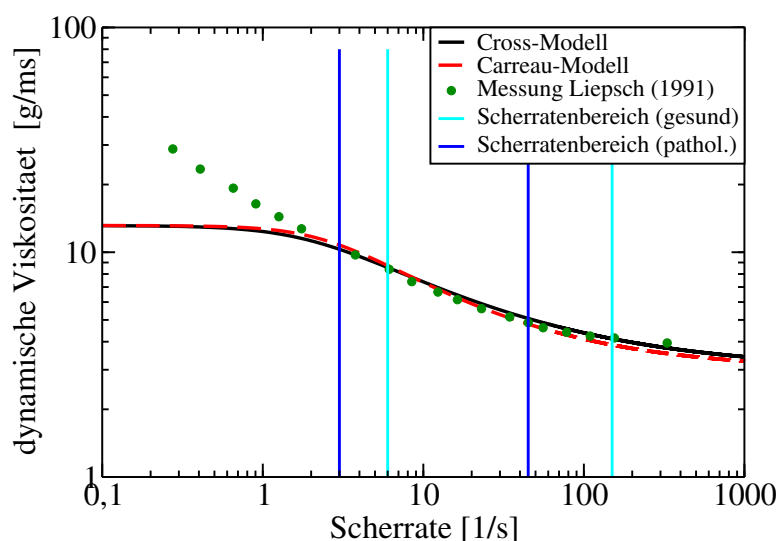


Abbildung 2.7: Blutviskosität in Abhängigkeit von der Scherrate [183].

2.4 Blutschädigung

Nachdem im vorangegangenen Abschnitt die Physiologie und das Fließverhalten von Blut beschrieben wurde, handelt dieser Abschnitt von der unphysiologischen Veränderung des Blutes und seiner Bestandteile. Diese durch unterschiedlichste Mechanismen ausgelöst und sich in diversen Formen äußernden Vorgänge werden unter dem Begriff *Blutschädigung* oder auch *Bluttraumatisierung* zusammengefasst. Das Hauptaugenmerk gilt im Folgenden der *strömungsinduzierten* Blutschädigung, die vor allem bei der Passage von zeitvarianten Fluidscherfeldern in technischen Systemen auftritt.

2.4.1 Strömungsinduzierte Hämolyse

Unter Hämolyse versteht man die Traumatisierung von Erythrozyten, die mit der Veränderung der Zellmembran und der Bildung von Poren einhergeht, durch die der rote Blutfarbstoff Hämoglobin ins Plasma austreten kann [177]. Bei der subletalen Hämolyse kommt es zu Funktionseinschränkungen der Membran und ggf. tritt Hämoglobin aus, sodass der Erythrozyt verfrüht „altert“ und in der Milz abgebaut wird (extravasale Hämolyse). Bei Riss der Zellmembran und kompletter Zerstörung des Erythrozyten spricht man dagegen von letaler und intravasaler Hämolyse. Die Ursachen für den Verlust der Zellfunktionalität kann dabei *mechanisch*, *oberflächenphysikalisch* [198, 117], *thermisch*, *osmotisch* und *chemisch* sein [98, 17]. Die mechanische bzw. strömungsinduzierte Hämolyse ist Gegenstand intensiver Forschung und es wurden zahlreiche Experimente sowie mathematische Modelle erstellt, um Zusammenhänge zwischen Größen des Strömungsfeldes und der Hämoglobinfreisetzung zu gewinnen.

Experimente zur Schädigung von Blut werden mit Scherviskometern unterschiedlicher Bauart und Konstruktion durchgeführt. Repräsentative Beispiele hierzu sind in [17, 98, 150] zu finden. Die Quantifizierung der Schädigung findet in der Literatur vornehmlich durch die drei folgenden Definitionen statt: den *Index of Hemolysis* (IH), den *Normalized Index of Hemolysis* (NIH), sowie den *Modified Index of Hemolysis* (MIH) [17].

Auf die jeweilige konkrete Definition wird an dieser Stelle nicht eingegangen, allen Bewertungsmethoden ist allerdings gemeinsam, dass die Messung des freien Plasmahämoglobins als zentrale Größe berücksichtigt wird. In [150] und [98] findet man eine detaillierte Beschreibung. Alternativ wird vor allem in der Numerik häufig die Schädigungskennzahl $D = \Delta Hb/Hb$ verwendet [19, 29, 78, 180, 201], die die Hämoglobinfreisetzung ΔHb bezogen auf die Gesamthämoglobinkonzentration Hb darstellt.

Mathematische Modelle

Phänomenologische Überlegungen zum Schädigungsverhalten der Erythrozyten sind Basis ihrer mathematischen Modellierung.

Yeleswarapu et al. [201] schlägt einen Ansatz vor, der auf der Idee der Schadensakkumulation basiert und auch sublethale Schädigung berücksichtigt. Dabei verändert jeder Spannungszustand entlang einer Teilchenbahn den Schädigungszustand D eines Blutkörperchens, bis ein Schwellwert von 1 erreicht ist, welcher Hämolyse anzeigt. Die Änderung von D ist mit

$$\dot{D}(t) = \left(\frac{\sigma(t)}{\sigma_0} \right)^r \frac{1}{[1 - D(t)]^k} \quad (2.3)$$

angenommen, wobei σ_0 , r und k nicht negative Modellkonstanten sind und $[1 - D(t)]$ die „virtuelle Restlebenszeit“ des Erythrozyten darstellt. Integration führt dann zu einem Ausdruck von D in Abhängigkeit von den Belastungs- und Schädigungshistorien $\sigma(t)$ bzw. $D(t)$

$$D(t) = D_0 + \frac{1}{\sigma_0^r} \int_{t_0}^t \frac{\sigma(t')^r}{[1 - D(t')]^k} dt', \quad (2.4)$$

in dem D_0 die Anfangsschädigung ist. Die Modellkonstanten wurden von *Yeleswarapu* nicht bestimmt, *Alemu et al.* [10] greifen das Modell jedoch zur Modellierung der Plättchenaktivierung auf (s.u.).

Einen an der Versagenskunde von zyklisch beanspruchten technischen Werkstoffen orientierten Ansatz wählt *Bludszuweit* [29] zur Beurteilung einer Zentrifugalpumpe. Eine experimentelle Konkretisierung des Modells fand jedoch nicht statt. Problematisch ist zudem die Übertragbarkeit des Ansatzes auf das mechanische Verhalten der viskoelastischen Erythrozytenmembran [98]. Eine weitere von ihr getroffene Analogie zum konventionellen Werkstoffverhalten ist die in der Literatur oft zitierte Überführung des dreidimensionalen Spannungszustandes $\boldsymbol{\tau}$ (vergl. Gl. (3.15)) in eine skalare Vergleichsspannung σ_v anhand der *von Mises Gestaltänderungsenergiehypothese* [30, 14]

$$\sigma_v = 1/\sqrt{3} \cdot \sqrt{\tau_{xx}^2 + \tau_{yy}^2 + \tau_{zz}^2 - \tau_{xx}\tau_{yy} - \tau_{zz}\tau_{yy} - \tau_{zz}\tau_{xx} + 3(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}. \quad (2.5)$$

Eine neue Art von Modell, das auch die *Verformungshistorie* von Partikelbahnen erfasst und damit stärker auf die physikalische Reaktion und Morphologieänderung des Erythrozyten als Körper mit den mechanischen Eigenschaften analog zu einem Tropfen eingeht, wurde von *Arora et al.* [16] entwickelt. Es berechnet aus der entsprechend angepassten Verformungsgleichung eines Tropfen [122, 130] einen Morphologietensor, wodurch Verformungseffekte wie z.B. das *Tank Treading* berücksichtigt werden können.

Experimentell/Empirische Modelle

Eine gute Übersicht zur experimentellen Datenbasis und daraus abgeleiteten empirischen Modellen bieten die Arbeiten von *Paul* [150], *Klaus* [98] und *Arvand* [17], sodass hier nur eine knappe Übersichtsauswahl getroffen wird.

In den achtziger Jahren entwickelten *Heuser* und *Opitz* ein Couette-Schersystem, in dem eine eindimensionale Scherströmung erzeugt werden konnte und damit Schädigungsfelder bei konstanten Scherungen τ und Belastungszeiten t_b ermittelt wurden. *Wurzinger* ermittelte seinerzeit mit dem gleichen System ein Schädigungsfeld und fand heraus, dass ab Schubspannungen von 410 Pa selbst bei kurzen Belastungszeiten hohe Schädigungen auftreten. Auf dieser experimentellen Datenbasis wurden mittels eines Potenzansatzes folgende Zusammenhänge ermittelt

$$D = C \cdot \tau^\alpha \cdot t_b^\beta \text{ mit } \begin{array}{c|c|c|c} & C & \alpha & \beta \\ \hline \text{Heuser} & 1,8 \cdot 10^{-6} & 1,991 & 0,765 \\ \hline \text{Giersiepen} & 3,62 \cdot 10^{-5} & 2,416 & 0,785 \end{array}, \quad (2.6)$$

von denen Giersiepen zwar lediglich im Bereich $t_b = 3 - 700 \text{ ms}$ gültig ist und aufgrund des Experimentaufbaus die Schädigung überschätzt, aber hinsichtlich der Datenlage auch heute noch zu den bekanntesten gehört [16, 85]. Ein verbessertes Schersystem wurde 2000 von *Paul* [150, 149] gebaut und eine neue Datenbasis erstellt, die einen Gültigkeitsbereich von $t_b = 25 - 1250 \text{ ms}$ und $\tau = 30 - 450 \text{ Pa}$ hat und bei kurzzeitigen (ca. 620 ms) Belastungen von 425 Pa Schädigung vermutet.

Potenzansätze der gezeigten Art wurden im weiteren Verlauf vielfach verwendet, um sie an das Schädigungsverhalten von konkreten Kreiselpumpenkonfigurationen anzupassen [17, 19]. Damit wurden quantitative Designvergleichsstudien hinsichtlich deren Hämolyseverhalten vorgenommen, indem mit ihnen die instationäre Scherhistorie entlang einzelner Teilchenbahnen numerisch ausgewertet wurde. Weiterhin fanden die Ansätze auf diese Weise aber auch ohne Anpassung direkt in numerischen Simulationen von Pumpen Anwendung [180], um damit quantitative Abschätzungen zu treffen. Ob diese Ergebnisse tatsächlich quantitativen Charakter besitzen, ist aufgrund des eingeschränkten Gültigkeits- und Abbildungsbereiches der Modelle fragwürdig, für einen qualitativen Vergleich stellen sie jedoch eine gute Option dar. Aus diesem Grund beschränken sich einige numerische Untersuchungen von Pumpen auch darauf [18, 42, 14], die aus den Datenbasen hervorgehenden Grenzspannungen zur Bestimmung von kritischen Massen- oder Volumenanteilen in der Pumpe zu verwenden, um damit Designvorschläge gegeneinander abzuwägen.

2004 stellte *Klaus* [98] detaillierte Grundlagenuntersuchungen hinsichtlich Bluttraumatisierung in zeitkonstanten und zeitvarianten Scherfeldern an und entwickelte hierfür eigens eine modulare Scherkammer, in der Parameter, wie Belastungshöhe, -dauer, Werkstoffeinfluss, Spaltbreite, Geometrie, Temperatur etc. unabhängig voneinander einstellbar sind.

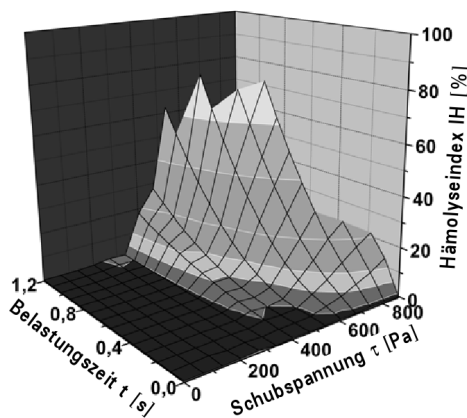


Abbildung 2.8: Hämolyse bei konstanter Belastung nach [98]

Klaus zeigte mit seinen Experimentergebnissen, dass die Potenzansätze das Schädigungsausmaß stark überbewerten, insbesondere bei niedrigen Belastungen. Darüber hinaus ist in diesen Ansätzen nicht berücksichtigt, dass der Hämolyseindex einen Wert von 100 % nicht übersteigen kann, also in einer asymptotischen Sättigung verlaufen muss.

Aus diesem Grund wählt *Klaus* eine Kombination aus e -Funktion und Potenzform, die einen sigmoiden Charakter besitzt. Sein gemessenes Datenfeld ist in Abb. 2.8 gezeigt und kann mit der von ihm genannten empirischen Formel gut wiedergegeben werden:

$$IH(\tau, t_b)[\%] = \frac{100}{[1 + 1750 \cdot e^{(-0,0026 \cdot \tau^{1,27} \cdot t_b^{0,4})}]} \quad (2.7)$$

2.4.2 Strömungsinduzierte Plättchenaktivierung

Neben der vorangehend beschriebenen Hämolyse spielt das thrombogene Verhalten von kardiovaskulären Geräten, wie den VADs oder künstlichen Klappen, eine ebenso bedeutende Rolle. Dies wird durch die Tatsache deutlich, dass bei deren Anwendung meist eine lebenslange Antikoagulationstherapie notwendig wird [138, 137] und trotzdem das Hauptproblem der Systeme in der Gefahr von Thrombosen im Bereich der Kanülen oder der Pumpkammer und damit das Risiko von lebensgefährlichen Thromboembolien besteht [100]. So beschreiben Daten der Mechanical Circulatory Support Device Database der ISHLT von 2005 eine Inzidenz von Schlaganfällen von 10,1 % [100]. Bei Langzeittherapieanwendung von VADs liegt die 2 Jahresüberlebensrate lediglich bei 30% [202].

Die Mechanismen ähneln denen der in Abschnitt 2.3 beschriebenen Hämostase, wobei dem durch subendotheliales Kollagen freigesetzten vWF in technischen Systemen eine geringere Bedeutung bei der Aktivierung zukommt, als dem Plasma-vWF. Allerdings lagern sich auf in das Blut eingebrachten technischen Oberflächen innerhalb von Sekunden Plasmaproteine ab, die diese unter Ablauf sehr komplexer Vorgänge beschichten. Diese Prozesse stellen eine Schlüsselrolle zur Verbesserung biokompatibler Oberflächenmaterialien dar, da die entstandene Proteinschicht Einfluss auf die Aktivierung und Anlagerung von Plättchen hat. Zum Thema Biokompatibilität von Werkstoffen sei auf den Anhang B sowie die Literatur [198, 147, 178] verwiesen.

Analog zur oben beschriebenen strömungsinduzierten Hämolyse können auch hämostatische Prozesse, wie Plättchenaktivierung, -anlagerung und -aggregation durch Scherspannungen und deren zeitliches Wirken initiiert werden [84, 106, 199]. Hellums [84] verglich diesbezüglich diverse Arbeiten und fasst die Ergebnisse vergleichend, wie in Abb. 2.9 dargestellt, zusammen, wodurch die unterschiedliche Empfindlichkeit von Erythrozyten und Plättchen in verschiedenen Scher- und Belastungszeitbereichen deutlich wird.

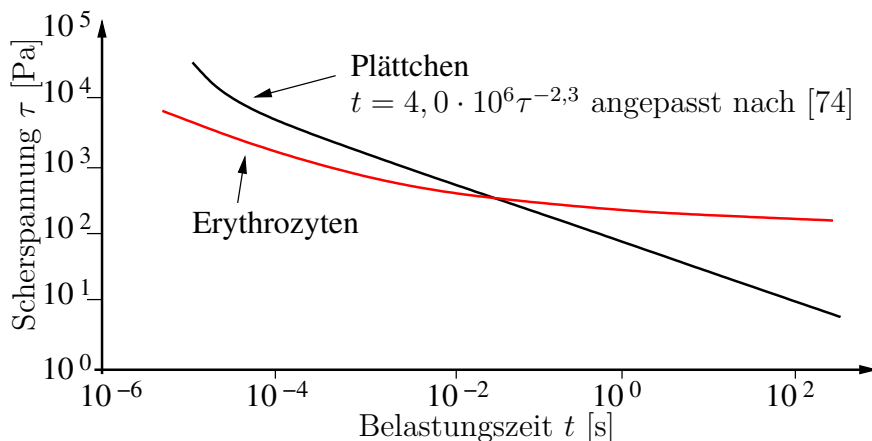


Abbildung 2.9: Grenzscherspannungen für die Schädigung von Erythrozyten und Blutplättchen nach Hellums [84]

In [106] wird der Scherspannungsbereich, über den es zur Plättchenanlagerung und -aggregation kommt, mit 0,1-20 Pa beziffert. Studien lassen vermuten, dass Fibrinogen bei Scherspannungen unter 1,2 Pa die Plättchenaggregation verursacht, während bei höheren Scherspannungen die Plättchensekretion und -aggregation von vWF und Plättchen Glykoproteinen abhängt [106]. Letzteres wird z.B. von [75] als Schlüsselvorgang bei der koronaren Thrombose vermutet.

In Studien zu stenotischen Arterien fanden *Zhang et al.* [204], dass es auch ohne Aktivierung zu einer Plättchenaggregation kommen kann, wenn über eine kurze Zeit (2,5 s) hohe Spannungen (10 Pa) wirken. Voraussetzung für die Aggregation ist dabei, dass der hohen Scherbelastung eine niedrige (0,5 Pa) folgt. Dies entspricht dem in vivo Verhalten in poststenotischer Strömung und wird als Schutzmechanismus vor irreversibler Aktivierung begriffen.

In [167] wurde in einer Kanalströmung eine signifikante Plättchenaktivierung bei einer Wandschubspannung von 31,5 Pa über eine Zeit von lediglich 0,075 s festgestellt.

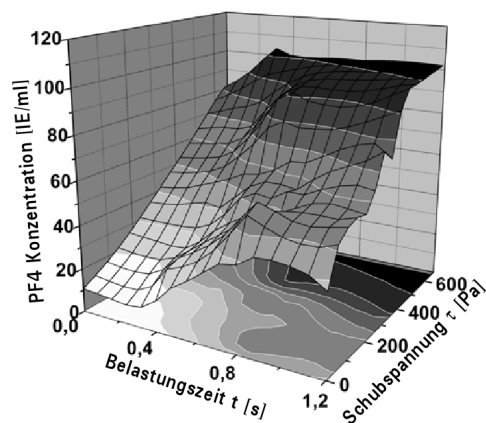


Abbildung 2.10: PF_4 Konzentration bei konstanter Belastung nach [98]

der das in Abb. 2.10 gezeigte Messfeld als linear approximiert.

Klaus [98] gibt in seiner Arbeit einen umfassenden Überblick über weitere experimentelle Untersuchungen und stellt eigene Messergebnisse der Ausschüttung des Plättchenfaktors PF-4 bei konstanter und zeitvarianter Scherbelastung vor. Für die konstanten Belastungen ermittelt er folgenden empirischen Zusammenhang

$$PF4 = \left(0,1 \cdot \frac{\tau}{[Pa]} + 27 \cdot \frac{t}{[s]} + 10,72 \right) \left[\frac{IE}{ml} \right], \quad (2.8)$$

Im Falle hoher Spannungsgradienten bei zeitvarianter Belastung beobachtet er im kompletten Untersuchungsbereich eine erhöhte Freisetzung von PF-4 gegenüber der Ausschüttung bei den Oberspannungen des jeweiligen zeitkonstanten Falles.

Modellierung der strömungsinduzierten Plättchenschädigung

Das Ziel, quantitative oder qualitative Zusammenhänge zwischen den Fluidgrößen und dem Plättchenverhalten zu gewinnen, ist Gegenstand vielzähliger Untersuchungen auf Basis unterschiedlicher Ansätze.

Folie und McIntire [64] haben anhand von finite Elemente Simulationen Konzentrationsprofile der Plättchen aktivierenden Stoffe TxA_2 , Thrombin, ADP und vWF in der Strömung über Modellthromben verschiedener Größe und Form bestimmt, um damit Aktivierung und Aggregation in Vergleich mit Experimenten abzuschätzen. Dabei wurden erhöhte Konzentrationen in Ablösegebieten und stehenden Wirbeln festgestellt, die in Kombination mit dort herrschenden niedrigen Scherspannungen zu einer Aggregation führten.

Affeld et al. [7, 9] untersuchten experimentell die Plättchenanlagerung in einer definierten Staupunktströmung und modellierten diese auf Zellebene, indem ein Grenzschichtkonzept verwendet wurde, das in der Dicke dem mittleren Thrombozytendurchmesser von $2,3 \mu m$ entsprach. Hierauf aufbauend wurde der konvektive Transport von einem Plättchenagonisten berechnet und diesem durch Anwendung der *Monte Carlo Methode* zur Abbildung Brown'scher Molekularbewegung einzelner Moleküle statistisch die Diffusivität überlagert. Hierdurch sowie durch weitere Anlagerungsfaktoren, wie z.B. Werkstoffthrombogenizität, Wandnähe und Aktivierungsstatus konnte das experimentell beobachtete Anlagerungsmuster sehr genau wiedergegeben werden.

Goodman et al. [74] betrachteten die Thrombenbildung an Rohren mit plötzlicher Querschnittsverengung und strengten hierzu auch eine numerische Modellierung des

Thrombozyten- und Agonistentransports, der Adhäsion und der hauptsächlich durch Botenstoffe verursachten Aktivierung an. Sie zeigten, dass die Bildung eines Thrombus stark von Oberfläche und Strömung abhängt, das Wachstum jedoch nur von der Strömung beeinflusst wird. Außerdem bestätigte ihr Modell die Bildung von Thromben vornehmlich im Wiederanlegebereich von Rückströmgebieten. Das Modell basiert auf der Arbeit von *Sorensen* [181] zur Modellierung der agonistinduzierten Aktivierung.

Bluestein et al. [31, 32] und *Yin et al.* [202] simulierten VAD Strömungen durch künstliche Klappen und nahmen aufbauend auf dem Konzept von *Hellums* [84] die akkumulierte Plättchenschädigung als die instationäre Scherhistorie

$$\sum \tau \Delta t \quad (2.9)$$

entlang von Lagrange verfolgten Partikeltrajektorien an, wobei die vom verwendeten Turbulenzmodell berechneten zusätzlichen Fluidspannungen in τ berücksichtigt wurden.

Jesty et al. [91] untersuchten in ihren Experimenten den Effekt der Kombination aus Scherspannung und Belastungszeit auf die Plättchenaktivierung und bestätigten damit teilweise die von *Boreda et al.* gefundene Beziehung der *platelet stimulation function* $PSF = \tau \cdot t^{0,452}$, mit der Belastungszeit t bei konstanter Scherspannung τ .

Alemu et al. [10] werten numerisch mit der von *Bludszuweit* [30] vorgeschlagenen Vergleichsspannung das von *Yeleswarapu* [201] entwickelte Modell (vergl. Gl. (2.4) mit $k = -1$ und $r = 5$) entlang von Partikeltrajektorien in einer Strömung durch künstliche Herzklappen aus und benutzen als konservative Abschätzung auch das *Hellums Kriterium*, das eine Aktivierung bei Überschreiten des Grenzwertes $3,5 Pa$ bei konstanten Scherraten und Belastungszeiten vermutet. Sie nehmen dabei bezüglich der Schädigung eine Phänomenologie in Analogie zu den roten Blutkörperchen an, für die das *Yeleswarapu* Modell ursprünglich konzipiert war.

Ein neueres Modell, das von *Nobili et al.* [138] vorgestellt ist, basiert auf einem mathematischen Ansatz und wurde mittels genetischer Algorithmen an experimentelle Daten angepasst, in denen das Experimentalblut instationären Dreiecks- und Rechtecksfunktionen der Scherbelastung in der Zeit ausgesetzt wurde und nicht, wie die meisten bestehenden Modelle konstante Scherbelastungen untersucht. Hier zeigte sich, dass konstante Scherung höhere Aktivierungslevel hervorruft, als variable Scherung auf höherem Niveau, aber bei kürzeren Belastungszeiten. Das Modell wird durch

$$PAS = \int_{t_0}^t Ca \left[\int_{t_0}^{\phi} \tau(\xi)^{b/a} d\xi + \frac{PAS(t_0)^{1/a}}{C} \right]^{a-1} \tau(\phi)^{b/a} d\phi \quad (2.10)$$

mit den zu $a = 1,3198$, $b = 0,6256$ und $C = 10^{-5}$ ermittelten Modellkonstanten beschrieben. Dieses Modell ist auch in der Lage, das asymptotische Schädigungsverhalten von Populationen mit bereits vorgeschädigten Anteilen abzubilden. Die Scherbereiche, die in diesem Modell getestet wurden, stellen jedoch mit $2 Pa$ den unteren Teil des Scherbereichs dar, der in VADs typischerweise auftritt.

Es lässt sich zusammenfassen, dass die komplexen biochemischen Vorgänge, die zur Aktivierung, Anlagerung und Aggregation führen, noch nicht vollkommen verstanden sind und eine entsprechende Modellierung in Interaktion mit dem Strömungsverhalten daher lediglich empirischen oder qualitativen Charakter hat. Je nach Anwendung liegt der Fokus der beschriebenen Modelle entweder auf der Modellierung des Botenstofftransports

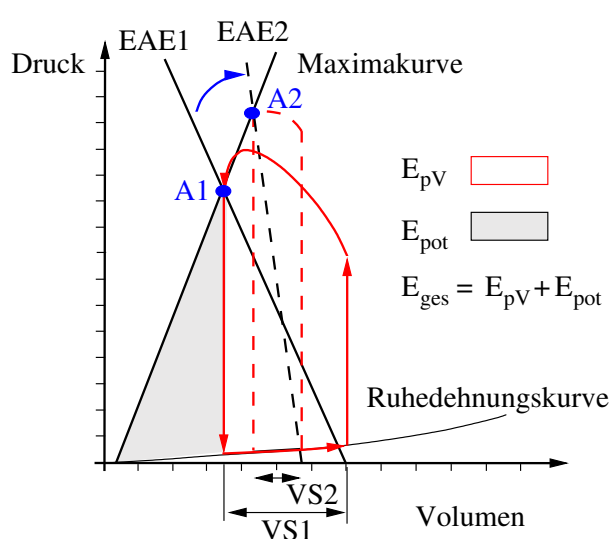
und dessen Interaktion mit den Plättchen [7, 64, 74, 106], oder auf der scherspannungs-induzierten Aktivierung [138, 91, 98, 10]. Dementsprechend unterscheiden sich auch die verwendeten Zeit- und Längenskalen der Modelle um mehrere Größenordnungen. Zwar gelang es für konkrete Anwendungsfälle Modelle zu validieren, jedoch war in keinem Fall mit der Übertragbarkeit des Modells auf eine andere Problemstellung zu rechnen. Ein Ansatz zur qualitativen Schädigungsbeurteilung wird schlussfolgernd aus den hier zusammengefassten Modellen in Abschnitt 7.3 vorgestellt.

2.5 Herzunterstützungssysteme

2.5.1 Indikation und Effekt der Herzunterstützung

Hat der Schweregrad der in 2.2 beschriebenen Herzinsuffizienz ein Ausmaß erreicht, bei dem eine medikamentöse Behandlung allein keinen Heilungserfolg mehr erwarten lässt, kommt für den Patienten nur noch die chirurgische Therapie in Frage, um dem Remodeling Prozess entgegenzuwirken. Je nach konkretem Bild der Erkrankung kommen hier der Koronararterienbypass, die Ventrikelrekonstruktion nach Dor, die Volumenreduktionsplastik (Batista Operation) sowie elektrisch stimulierende Methoden zur Kontraktionsmodulation und Resynchronisation zum Einsatz [100, 126]. Neben allen Methoden, deren Erfolg bzgl. des „reverse ventricular remodeling“ in verschiedenen internationalen Studien untersucht wurde und wird, ist derzeit allerdings die Herztransplantation das Mittel der Wahl [100, 174, 11, 126]. Hierbei wird das kranke Herz des Patienten komplett durch ein gesundes Spenderorgan ersetzt, wobei aufgrund deren Knappheit je nach Blutgruppe die Wartezeit 1-2 Jahre beträgt [100].

Eine sowohl alternative als auch ergänzende Option zur Behandlung der manifestierten Herzinsuffizienz, aber auch als Akutbehandlung beim kardiogenen Schock, bietet der Einsatz eines Herzergänzungssystems oder auch *VAD* (Ventricular Assist Device). Dieses ist zunächst allgemein ein Gerät zur mechanischen Entlastung des linken (*LVAD*), des rechten (*RVAD*) oder beider (*BVAD*) Ventrikel. Die konkrete Umsetzung als in der Regel zum linken Ventrikel parallelgeschaltete Bypasspumpe wird in 2.5.2 beschrieben.



Durch den Einsatz einer linksventrikulären Unterstützungspumpe kann der pathologische Verlauf der Herzinsuffizienz gestoppt werden, indem der enddiastolische Druck gesenkt und der Organismus ausreichend perfundiert wird. Dies hat eine Senkung des myokardialen Sauerstoffverbrauchs VO_2 bei gleichzeitig stärkerer koronarer und systemischer Durchblutung zur Folge [170, 73], sodass die Kreislauf-funktion aufrechterhalten werden kann, während dem Herzmuskel Gelegenheit zur Erholung gegeben wird.

Abbildung 2.11: *Energetischer Effekt der kardialen Unterstützung. Nach [58]*

Abb. 2.11 stellt den Effekt der ventrikulären Unterstützung auf die Ventrikelenergetik im PV-Diagramm dar. Dieser geht ein-

her mit einer Reduktion des Schlagvolumens V_S und einem Anstieg des mittleren systemischen Drucks (Arbeitspunkt $A_1 \Rightarrow A_2$). Die Veränderung des endsystolischen Drucks und Volumens geschieht dabei entlang der jeweiligen Maximakurve je nach Ausmaß des Unterstützungsvolumenstroms, welcher den systemischen Gegendruck beeinflusst (s. Abschn. 7.1.4). Die Änderung des enddiastolischen Volumens richtet sich nach der Sogwirkung der verwendeten Pumpe. Die Steigung der endsystolischen Maximakurve hängt hingegen vom Kontraktilitätszustand des Myokards ab und ist damit beim insuffizienten Ventrikel kleiner als beim gesunden. Nach [187] ist der Sauerstoffverbrauch des Myokards mit dem E_{ges} durch $VO_2 = 2,08 \cdot E_{ges} + 0,549$ (in Joule pro Schlag) korreliert, sodass durch Unterstützung zwar die gewünschten physiologischen Ziele erreicht werden, sich der durch

$$\eta_k = E_{pV}/VO_2 \quad (2.11)$$

definierte kardiale mechanische Wirkungsgrad jedoch verschlechtert [58].

Klotz et al. [99] haben festgestellt, dass bei Erholung eine Umkehr des Remodeling- und Hypertrophie-Prozesses durch ein LVAD induziert werden kann. Sie stellten das Einsetzen von Kollagenvernetzungen mit einhergehender Steigerung der Steifigkeit des Myokards fest. Während sich jedoch die meisten abnormalen Eigenschaften durch die mechanische Unterstützung normalisierten, trat dies in der extrazellulären Matrix nicht ein, was den Grund für einen Rückfall in die Herzinsuffizienz nach Explantation des LVAD vermuten lässt, der oft beobachtet wird.

Auch heute ist der Erholungsprozess (Recovery), der durch ein LVAD eingeleitet werden kann, nicht vollständig verstanden. Oftmals wird jedoch in Kombination mit medikamentöser Behandlung auf diesen Effekt abgezielt. So wird die Umkehrung des Remodeling durch die Gabe von nicht selektiven β -Rezeptorenblockern und Diuretika initialisiert und, einmal eingetreten, der VAD-bedingte Herzmuskelschwund durch die Ersetzung des β -Blockers durch den β_2 -Agonisten Clenbuterol eingedämmt (Harefield BTR Protokoll) [174, 157, 134].

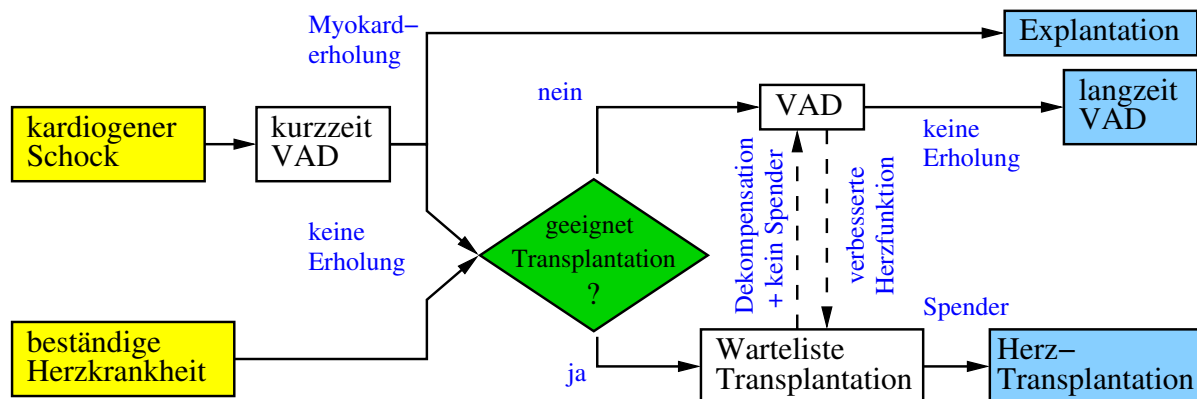


Abbildung 2.12: Algorithmus zur Indikation von VAD und/oder Herztransplantation [174].

Aufbauend auf den beschriebenen Mechanismen werden seit einigen Jahren folgende Strategien zur Therapie mittels mechanischer Entlastung vorgeschlagen und durchgeführt:

1. **Bridge to Transplantation (BTT):** Der Einsatz des VAD soll in erster Linie das Überleben des Patienten bis zur Verfügbarkeit eines Spenderherzens gewährleisten

und kommt daher auch als Notfallimplantation bei besonders akuten Beeinträchtigungen der Organfunktionen des Patienten zum Einsatz. Während in den achtziger Jahren versucht wurde, in schwerwiegenden Fällen so bald wie möglich nach der VAD Implantation die Transplantation vorzunehmen, wird heute versucht, den Patienten zunächst mit dem VAD auf der normalen Warteliste zu lassen, um seinen Zustand bzgl. Hämodynamik und Organfunktionen zu stabilisieren und so die Wahrscheinlichkeit des Transplantationserfolgs zu vergrößern [157]. Der Unterstützungszeitraum beträgt 1-2 Jahre.

2. **Destination Therapy (DT):** Kommt ein Patient aus Alters- oder Gründen seiner Verfassung nicht für die Transplantation in Frage, bietet sich die Möglichkeit der dauerhaften Unterstützung zur Lebensverlängerung und Verbesserung der Lebensqualität. Unterstützungszeiträume werden mit mehr als 5 Jahren angegeben [139], wobei noch keines der bestehenden Systeme die Anforderungen an Thrombogenität, Energieverbrauch, Größe und Kosten erfüllt.
3. **Bridge to Recovery (BTR):** Je nach Akutheit der Herzkrankheit können hier die Unterstützungszeiträume zwischen 2 Wochen und 12 Monaten liegen. Ziel ist die oben erläuterte Erholung des Myokards mit anschließender Explantation des Systems. Am ehesten kommen hier Patienten mit dilativer Kardiomyopathie in Frage. Bei dieser Gruppe zeigte sich ein stabiler Zustand nach Explantation von bis zu 10 Jahren [157]. Die Lebensqualität (QOL) von BTR-Patienten wurde erstmal von George et al. [72] im Vergleich zu BTT- und transplantierten Patienten ohne VAD untersucht und war deutlich besser als bei letztgenannten. Eine stärkere Verknüpfung von medikamentösen Verfahren, Blutreinigung und Zellimplantation mit dem Einsatz von VADs wird von [139] angeregt, um die Wirkung der Verfahren durch die verbesserte Organperfusion zu potenzieren.

Die Indikationsstellung und VAD-Strategie in Verbindung mit der Herztransplantation und stets optimaler medikamentöser Behandlung ist vereinfacht in Abb. 2.12 dargestellt. Verfeinerte medizinische Algorithmen zur Patienten-, Medikations- und Gerätewahl sind u.a. in [174, 157] zu finden.

2.5.2 Praktische Umsetzung der Herzunterstützung

Die folgenden Abschnitte geben einen Überblick über die Konzepte und Eigenschaften von derzeit verwendeten Unterstützungspumpen, um damit die Ausgangsbasis für Schlussfolgerungen zu legen, aus denen sich konzeptionelle Verbesserungsvorschläge ableiten lassen.

2.5.2.1 Derzeit verwendete Systeme

Neben Konzepten, wie der Intraaortalen Ballonpumpe, bei der durch zyklisches Aufblasen eines Ballonkatheters innerhalb der thorakalen Aorta während der Herzdiastole eine Pumpwirkung durch Verdrängung erzeugt wird [104] oder der Methode der direkten kardialen Kompression, bei der durch Ballonanordnungen um das Herz herum durch Aufblasen die Kontraktion des Herzmuskels mechanisch unterstützt wird [71, 100], kommen zur mechanischen Kreislaufunterstützung vor allem blutfördernde Pumpen zum Einsatz, auf die sich die folgende Darstellung beschränkt.

Die Entwicklung künstlicher Blutpumpen, die partiell oder komplett die Funktion des menschlichen Herzens übernehmen sollen, begann Mitte des vergangenen Jahrhunderts parallel zu den ersten Herztransplantationen. Die seitdem fortschreitende Entwicklung dieser Pumpensysteme hin zu kleineren Baugrößen und geringerem Energieverbrauch konzentriert sich mittlerweile auf voll- oder teilimplantierbare Systeme. Diese können in zwei Hauptgruppen eingeteilt werden, die im Folgenden mit Verweis auf einige typische Vertreter erläutert werden. Eine detaillierte Zusammenfassung gängiger Systeme findet sich u.a. in [65, 73].

- **Verdrängerpumpen:** Durch pneumatische, hydraulische oder elektromagnetische Energiezufuhr wird ein Arbeitsraum durch Vergrößerung und Verkleinerung seines Volumens befüllt bzw. entleert. Da Kolbensysteme aus Gründen der Biokompatibilität nicht in Frage kommen, werden vornehmlich leicht deformierbare Kunststoffkammern aus Polyurethan oder Silikon verwendet. Der Befüllungs- und Entleerungsvorgang der Verdrängersysteme bedingt einen periodischen und damit **pulsatilen** Betrieb und zudem die Verwendung von Ein- und Auslassventilen. Zu den Hauptvertretern zählen hier u.a. das HeartMate IP, das HeartMate VE (Thoratec Corp; Pleasanton, USA), Novacor (World Heart Corp; Ottawa, Kanada) und INCOR II (Berlin Heart AG, Deutschland). Das Heart Mate IP (implantable pneumatic) wird über eine außerhalb des Körpers befindliche Druckgasversorgung angetrieben. Beim Heart Mate VE wird die elastische Arbeitskammer durch eine Druckplatte komprimiert, welche über rampenförmige Nocken von einem Elektromotor bewegt wird. Beim Novacor werden direkt durch elektromagnetische Kräfte zwei Druckplatten aufeinander zubewegt, zwischen denen sich der elastische Sack befindet. Alle beschriebenen Systeme zeichnen sich also, ähnlich wie das Herz durch eine Füllungs- und eine Austreibungsphase aus und benötigen im Gehäuse ein Ausgleichsvolumen, welches ungenutzten Bauraum bedeutet. Dieses Problem wird beim neueren in Entwicklung befindlichen System, wie dem DLR-Herzergänzungssystem durch eine Doppelkammerkonstruktion gelöst; zudem wurde bei diesem System eine Formgebung der Kammern realisiert, die, wie in numerischen Untersuchungen gezeigt wurde [170, 155], ähnliche Strömungsmuster wie im nativen Herzen erzeugt, wodurch eine gute Durchspülung der Pumpkammer gewährleistet wird.
- **Kreiselpumpen:** An die Prinzipien der Turbomaschinen angelehnte Pumpen mit Impellern in axialer, radialer oder diagonaler Bauart stellen die neue Generation an vollimplantierbaren VADs dar. Axiale Systeme, wie das HeartMate II, INCOR I und Jarvik 2000 sind, verglichen mit den Verdrängersystemen, sehr klein, leise und erzeugen bei 8000 bis 12000 Umdrehungen min^{-1} einen **kontinuierlichen** Strom von etwa 7-10 l/min gegen physiologische Drücke [65]. Sie besitzen außerdem einen besseren Gesamtwirkungsgrad. Die genannten axialen Systeme bestehen meist aus einem feststehenden Vorleitrad, einem magnetisch gelagerten Rotor und einem Nachleitrad mit Diffusorwirkung, in dem die im Rotor erzeugte Umfangskomponente reduziert und ein Teil der kinetischen Energie in Druck umgesetzt wird.

2.5.2.2 Implantation

Die in 2.5.2.1 beschriebenen implantierbaren Systeme werden aufgrund ihrer Größenunterschiede und in Abhängigkeit der medizinischen Indikation auf verschiedene Weise

implantiert.

Abbildung 2.13 a) zeigt schematisch das Prinzip der Linksherzunterstützung, bei der die Pumpe dem LV (in der Regel an der Herzspitze) Blut entnimmt und dieses unter Druckerhöhung in die Aorta pumpt. Der Ventrikel wird dadurch direkt von mechanischer Arbeit entlastet (s. Abschn. 2.5.2.3).

Die in der Abbildung gezeigte starke Krümmung des Einlasskonduits ist vor allem bei kleinen nicht pulsatilen Systemen üblich und verursacht bei hohen Reynoldszahlen erhebliche Sekundärströmungen, die zu einer nicht erwünschten dreidimensionalen Anströmung der Pumpe führen.

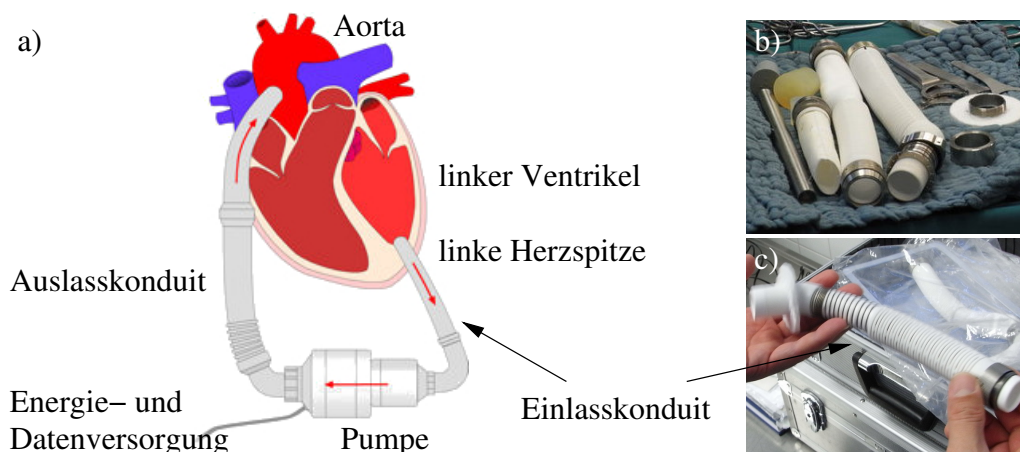


Abbildung 2.13: a) Schema der LVAD Platzierung am nativen Herzen. b) Ein- und Auslasskonduits, Anschlussgewinde. c) Einlasskonduit [171]

Die meisten Verdrängersysteme werden aufgrund ihrer Größe unterhalb des Rippenbogens in der Bauchwand, zwischen den Muskelschichten implantiert [168]. Bei diesem 2-Höhlen Eingriff muss der Brustbereich komplett geöffnet und zur Konnektierung das Zwerchfell durchtrennt werden, wodurch der Patient ein erhebliches postoperatives Trauma erleidet [57]. Ist das System hingegen klein und leicht genug, wie viele der erwähnten Axialpumpen, kann es intrathorakal zwischen Lungen und Rippen bzw. im Perikard positioniert werden, ohne das Zwerchfell zu beschädigen. Außerdem ergeben sich dadurch kürzere Konnektoren, wodurch das Blut weniger Kontakt mit Fremdmaterial hat. Diese Variante ist daher angestrebt, wodurch beispielsweise die Entwicklung des flachen pulsatilen VERSUS Systems motiviert wurde [66], welches jedoch aufgrund seiner vergleichsweise geringen Fördermenge unter Medizinern kontrovers diskutiert wird [168].

Die Art der Schlauchverbindung hängt ebenfalls von der Art des VAD, also den geometrischen und strömungsmechanischen Parametern ab. Standard bei pulsatilen VADs ist am Einlass-Konduit PTFE (Gore Tex) und am Auslass Dacron/Polyester. Axiale Pumpen verwenden Silikon oder Stahl oder den pulsatilen Systemen ähnliche Materialien. Der Anschluss für das Einlasskonduit erfolgt in der Regel an der Herzspitze linksventrikulär mit Nahtring und gestanztem Loch im Herzen und der Auslass an der Aorta ascendens (aufsteigender Ast) mittels genähter End-zu-Seit Anastomose [168]. Abb. 2.14 zeigt die Operationstechnik zum Anschluss des Einlasskonduits während der Implantation des in der Tierversuchsphase befindlichen pulsatilen DLR VAD [170].

Ausser über die Aorta ascendens kommt auch der Anschluss des Auslasskonduits herzsitzennah an der Aorta descendens (absteigender Ast) zur Anwendung (z.B. beim Jarvik

2000). Vorteilhaft ist dabei die wesentlich kleinere Leitungslänge, fraglich sind jedoch die Rückwärtsdurchströmung des in Aortenklappenrichtung liegenden Aortenteils, die Koronardurchblutung sowie das vergrößerte Totwassergebiet im Falle einer vorwiegend geschlossenen Aortenklappe zu bewerten.

Da ein hohes Infektionsrisiko vor allem an der Durchtrittsstelle von Versorgungs- und Steuerungsleitungen durch die Haut besteht (permanente Wunde), werden vermehrt TET (Transkutane Energie Transmission) Systeme eingesetzt. Bei diesen wird das Wiederaufladen der implantierten Pumpenbatterie durch elektromagnetische Induktion drahtlos durch die Haut realisiert, indem eine Spule des Systems in einer Hauttasche untergebracht, die andere außerhalb des Körpers darüber positioniert wird.

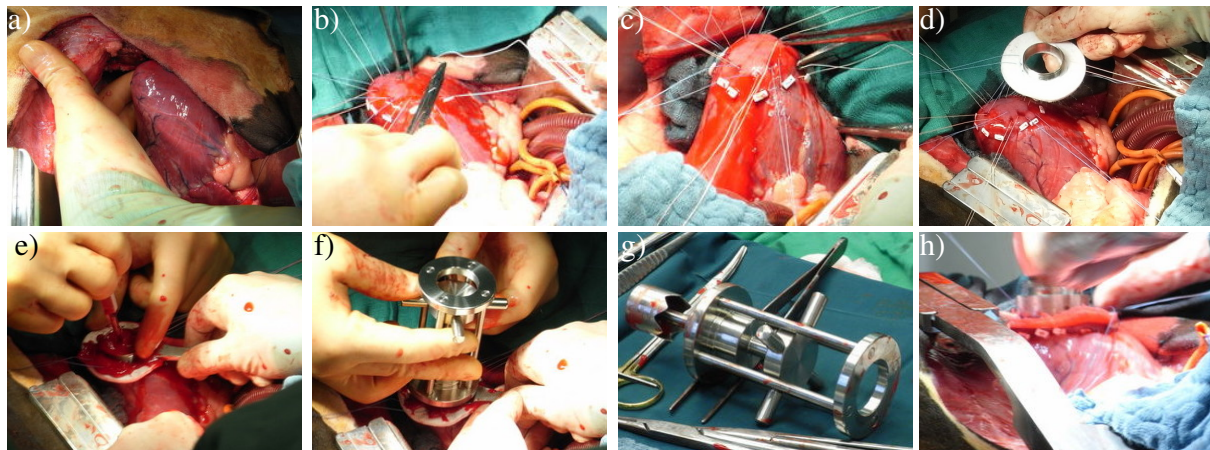


Abbildung 2.14: End-zu-End-Anastomose an der Spitze des linken Ventrikels bei VAD-Implantation an einem Kalb: a) geöffneter Thorax und Herz. b)/c) Vernähen von Teflon-Pledgets um die Anschlussstelle. d) Ansetzen des apikalen Anschlussstutzens. e) Perforation des linken Ventrikels mit Skalpell. f) Ausstanzen der Ventrikelspitze mittels Punch. g) Punch, Stanze. h) Fixierung des Anschlussadapters und Anschluss des Einlasskonduits.

2.5.2.3 Betrieb und Regelung

Je nach System (s. 2.5.2.1) erzeugen die verwendeten Pumpen einen pulsatilen oder kontinuierlichen Volumenstrom. Maschinensystembedingt ergeben sich daraus unterschiedliche Betriebs- und Regelungszustände.

Pulsatil fördernde Pumpen

Die pulsatil fördernden Verdrängersysteme können synchron (in Gegenpulsation zum nativen Rhythmus) oder asynchron zum Herzzyklus betrieben werden. Schmid [170] zitiert Untersuchungen, aus denen hervorgeht, dass aus klinischer Sicht eine Synchronisation hinsichtlich der Endorganversorgung nicht notwendig ist, jedoch eine effizientere Entlastung des Ventrikels begünstigt. Neben dem synchronen Modus ist der Betrieb bei fest vorgegebener Frequenz oder der automatische bzw. Volumenmodus üblich, bei dem der Befüllungszustand der Pumpkammer detektiert wird und bei ca. 90-95% Befüllung die Maschinensystole (Auswerfen) eingeleitet wird [134]. Nach Mudge [134] sollte der LV im optimalen Pumpenbetrieb lediglich als passiver Konduit wirken und nur wenig selbst an der eigentlichen Pumpaktion und Auswurf durch die Aorta teilnehmen. Deshalb sei eine hohe Aortenklappenaktivität bei körperlicher Ruhe ein Anzeichen für eine Maschinenfunktionsstörung.

Kontinuierlich fördernde Pumpen

Die mit Rotoren betriebenen Pumpsysteme sind zu den sogenannten kalten Turbomaschinen (spez. Arbeitsmaschine) zu zählen, die durch ein Maschinenkennfeld der Form $\Delta p = g(\dot{V}, f)$ charakterisiert werden können, d.h. die Parameter Druckaufbau über die Maschine Δp , Rotorfrequenz f und Volumenstrom \dot{V} stehen in Relation. Bei Vorliegen konstanter Betriebsparameter wird jedoch der nicht konstante Pumpzyklus des nativen Herzens überlagert, der im Wesentlichen die Vorlast der Pumpe und damit Δp zyklisch verändert, sodass sich die Pumpe trotz konstanter Frequenz in einem „pulsatilen“ Modus befindet. Ein kritischer Punkt ist daher die Vorlastsensitivität [94], insbesondere am Ende der Ventrikelsystole bzw. Anfang der Diastole, wenn bei kleinem Ventrikelvolumen die Gefahr besteht, dass die Pumpe durch Saugwirkung einen Kollaps der Ventrikelwand verursacht. Daher wurden unterschiedliche Regelungsstrategien und Algorithmen entworfen, um Saugen und Rückwärtsdurchströmung (keine Ventile) zu verhindern. Je nach Therapieziel werden von Arndt et al. [15] daher zwei Reglerentwürfe vorgeschlagen, die unter Einbeziehung des Pulsatilitätsindex (Tiefpassfilterung des hochpassgefilterten Δp Signals) und dessen Gradienten in der Zeit die Pumpenfrequenz in Abhängigkeit von Volumenstrom und Druckerhöhung einstellen:

1. **Komplette Entlastung:** Förderung des maximalen Volumenstroms bei geschlossener Aortenklappe, allerdings mit Sicherheitsabstand zum Ventrikelkollaps.
2. **Partielle Entlastung:** Moderate Volumenströme im Übergangsbereich zwischen gelegentlich geöffneter und permanent geschlossener Aortenklappe bei moderater Belastung und Bewegungseinschränkung des Ventrikels sowie dessen besserer Durchspülung.

Regelungsziel 1. ist in der frühen postoperativen Phase indiziert oder im Notfall, wenn wegen beeinträchtigter Endorganfunktion eine erhöhte Perfusion notwendig wird.

Allerdings kann durch permanente Kompletunterstützung die Ventrikelwandbewegung des LV stark herabgesetzt werden, was zum einen eine schlechtere Durchspülung zur Folge haben und zum anderen durch Verschiebung der Herzscheidewand zu einer Beeinträchtigung der Rechtsherzfunktion führen kann. Weiterhin ist die Kompletentlastung bei Patienten mit dem BTR Therapieziel und geplanter Entwöhnung (weaning) kontraindiziert und der Anwendung von Regelungsziel 2. Vorrang einzuräumen [15].

Das VAD sollte mindestens das HZV bei Ruhebedarf des Kreislauf decken können, das mit etwa $2,5 \text{ l/min/m}^2$ KOF (Körperoberfläche) korreliert ist. Ein Standard erwachsener hat etwa 2 m^2 KOF also ca. 5 l/min HZV. Bei Belastung, insbesondere in kritischen Situationen (längere Hypoperfusion und dann Operation) steigt der Bedarf oft auf über 4 l/min/m^2 KOF, d.h. z.B. 8 l/min . Gerade in dieser Phase versterben Patienten weil ihr VAD nicht genug leisten kann [168]. Die VAD Auswahl sollte sich also nach den patientenspezifischen Parametern richten.

Die benannten Regelungsziele sind aus medizinischer Sicht generell auch bei den pulsatilen Systemen forderbar, spielen technisch aber eine weniger relevante Rolle, da der Saugeffekt hier in der Regel nicht zum Tragen kommt.

Das in 2. erwähnte gelegentliche oder auch regelmäßige Öffnen der Aortenklappe bedeutet zwar eine Belastung des LV, ist jedoch erforderlich um ein Verkleben der Klappentaschen zu verhindern, das beobachtet wird und bei der VAD Entwöhnung oder Explantation zu Komplikationen führt [22, 133].

2.5.2.4 Medizinische Relevanz der Pulsatilität

Der natürliche Kreislauf und die Endorgane werden vom Herzen mit einem pulsatilen Druck (Pulsquelle bzw. Wandauslenkungswelle in den Arterien und Arteriolen) und einem pulsatilen Fluss beliefert. Der physiologische Einfluss einer nichtpulsatilen oder wenig pulsatilen Kreislaufversorgung auf das Gefäßsystem und die Endorganfunktion, wie sie bei Verwendung von Rotationspumpen entsteht, wird kontrovers diskutiert.

Förster [65] begründet 2003 in seiner Arbeit zur Entwicklung eines kleinen pulsatilen VAD die Notwendigkeit einer pulsatilen VAD Fördercharakteristik mit zahlreichen physiologischen Studien, welche auf eine verbesserte Nierenfunktion und Lymphfluss bei pulsatiler Durchströmung hinweisen. Zudem zitiert er vergleichende tierexperimentelle Studien, in denen atrophische Veränderungen und damit ein Rückgang der Kontraktilität der Aorta durch eine reduzierte Pulsatilität nachgewiesen wurden. Auch in [69] wird über irreversibles Kriechen der Arterienwand unter lang anhaltender konstanter Belastung berichtet.

Ergebnisse neuerer vergleichender Studien werden im Folgenden zusammengefasst. Klotz et al. [101] untersuchen in ihrer Studie den Einfluss von pulsatilen Systemen (n=80, verschiedene Hersteller) und nicht pulsatilen Systemen (n=50, verschiedene Hersteller) auf den BTT Therapieerfolg vor und nach der Herztransplantation. Bezüglich Überbrückung, 30 Tage Sterblichkeit nach Transplantation und Langzeitüberleben werden gleiche Erfolge in beiden Gruppen festgestellt. Allerdings ist die Anzahl der Abstoßungen in der Gruppe der zuvor nicht pulsatil unterstützten signifikant größer. Bei der Todesursache nach der Transplantation zeigen für zerebrale Vorfällen die pulsatilen Systeme eine höhere Inzidenz während dies beim Multiorganversagen die nicht pulsatilen Systeme tun.

Eine beide Pumpsysteme vergleichende Studie von Feller et al. [57] schließt mit dem Ergebnis, dass Patienten ähnlicher Ausgangsbedingungen in gleicher Weise von beiden Systemen profitieren. Details der Studie zeigen jedoch, dass ein Ausschlusskriterium für die Teilnahme am Jarvik 2000 Versuch (nicht pulsatil) u.a Nieren- und Leberfunktionsstörung war und sich zudem als Ergebnis zeigte, dass es bei 4 von 14 Teilnehmern zu einer Nierenfunktionsstörung (2 von 13 im pulsatilen Versuch) und bei 2 von 14 zu zerebrovasculären Vorfällen (6 von 13 im pulsatilen Versuch) kam (ähnlicher Trend wie in [101]). Die Größe der Population lässt jedoch nur eingeschränkt allgemeine statistische Aussagen zu.

Haft et al. [79] zeigen in einer Studie ähnlich großer Populationen den Vergleich zwischen dem nicht pulsatilen HeartMate II (n=18) und dem pulsatilen HeartMate XVE (n=16). Hämodynamische Daten und Sauerstoffverbrauch in Belastungstests waren 3 Monate nach der Operation in beiden Gruppen vergleichbar. Eine signifikant bessere Entlastung des linken Ventrikel wurde durch das pulsatile System erreicht.

Potapov et al. [157] haben im pulsatilen und nicht bis wenig pulsatilen Vergleich keinen Unterschied in der postoperativen Erholung der Endorgane festgestellt, weisen jedoch darauf hin, dass der Langzeiteinfluss von weniger pulsatiler Strömung auf die Endorganfunktion und das Endothel ungewiss ist.

Drews et al. [54] liefern als Ergebnis und Schlussfolgerung einer vergleichenden Studie, dass durch die Unterstützung mit pulsatilen Systemen eine signifikant bessere LV Entlastung möglich sei, dass jedoch hinsichtlich der Entwöhnung von den Systemen statistisch kein Unterschied zwischen beiden Gruppen besteht. Trotz der besseren Entlastung durch pulsatile Entlastung empfehlen sie aufgrund des schonenderen chirurgischen Eingriffs, der längeren Maschinenlebensdauer, geringerer thromboembolischer Komplikationen und der besseren Lebensqualität der Patienten die nicht pulsatilen Systeme (der dritten Genera-

tion) für langfristige Unterstützungszwecke.

Zusammenfassend lässt sich daraus schließen, dass zumindest aufgrund der neueren zitierten Studien keine pauschale Präferenz für eines der beiden Systemtypen getroffen werden kann und stattdessen patientenspezifisch (KOF, Endorganfunktion, Endothel- und Gewebsstatus, kurz- oder langfristiges Therapieziel etc.) eine Entscheidung über die Systemwahl getroffen werden muss.

Ein entscheidendes strömungsmechanisches Argument gegen einen kontinuierlichen Betrieb ist allerdings, dass der arterielle Kreislauf turbulent mit deutlich größeren Verlusten durchströmt wird. Bei pulsierender Durchströmung wird die Transition in den Wendepunktprofilen der Geschwindigkeit (vergl. pulsierende Rohrströmung in Abschnitt A.1) bei der gegebenen Pulsfrequenz abgebrochen und der gesunde Kreislauf wird laminar transitionell durchströmt [141, 143]. Aus diesem Grund sollte, unabhängig vom technischen Pumpkonzept und der medizinisch detektierbaren Auswirkung, eine pulsatile Kreislaufunterstützung angestrebt werden.

2.5.2.5 Antikoagulation

Durch Materialkontakt, unphysiologische Strömung und weitere Einflüsse kann es in VADs zur Hämolyse und Thrombenbildung kommen (s. Abschn. 2.4), sodass eine systematische Antikoagulationstherapie notwendig wird. Bei den Verdrängersystemen können eine unzureichende Auswaschung der Pumpkammer und hohe Scherspannungen bei der Passage der Pumpenklappen zur Thrombenbildung führen, bei den Kreiselpumpen sind je nach Lagerungskonzept des Rotors, der Spalt- und Leckageströme die Ursachen für Thrombenbildung und Hämolyse zu suchen. Die konkrete medikamentöse Antikoagulationstherapie mit Warfarin, ASS, Heparin etc. und Dosierung hängt vom jeweiligen Pumpentyp ab und besteht in einer Gratwanderung zwischen thromboembolischen Komplikationen und erhöhter Gefahr von Blutungen [104, 101, 54, 157], die es auszubalancieren gilt. So berichten Meyer et al. [129] von einem Fall, in dem bei einem mit dem HeartMate II unterstützten 40-jährigen Mann aufgrund von gastrointestinalen Blutungen (vermutlich durch Antikoagulation mit Coumadin begünstigt) die Antikoagulationstherapie ausgesetzt wurde und sich bereits nach 2 Monaten der Energieverbrauch der Pumpe zeitweise erhöhte, wofür ein Thrombus verantwortlich war, der sich innerhalb des Gerätes gebildet hatte.

Durch gezielte Texturierung der mit Blut in Kontakt stehenden Oberflächen wird durch das Einwachsen von Bindegewebszellen an die Werkstoffoberfläche die Ausbildung einer sogenannten Pseudoneointima, einer biologischen Schicht mit Eigenschaften ähnlich der des Gefäßendothels, begünstigt, wodurch das Risiko für Infektionen und Thrombenbildung und damit das Ausmaß der Antikoagulation gesenkt werden kann [73, 104, 65]. Auch die gezielte Proteinbeschichtung sowie die Bindung von pharmakologischen Substanzen (Heparin, fibrinolytische Moleküle) an den Werkstoff sind Gegenstand derzeitiger Entwicklungen [198]. Für eine zusammenfassende Darstellung sei auf [178] verwiesen.

3 Mechanische Grundlagen

Viele in dieser Arbeit behandelten Phänomene sind durch die Interaktion eines elastischen Strukturmaterials mit einem angrenzenden Fluidraum gekennzeichnet. Diese Fluid Struktur Interaktion (FSI) stellt einen Unterfall der im allgemeinen durch den Begriff Mehrfeldphysik (multi physics) gekennzeichneten Problemstellungen dar. Die Teilfelder der Fluidströmung und der Strukturbewegung werden jeweils als Spezialfall der Kontinuumsmechanik aufgefasst, aus der sie hervorgehen. Es werden daher in diesem Kapitel die kontinuumsmechanischen Grundlagen gelegt, aus denen sich die Grundgleichungen zur Beschreibung der Strömungsmechanik in 3.2 und die der Strukturmechanik 3.3 ableiten lassen.

3.1 Kontinuumsmechanik

Das mechanische Verhalten von Materie in Form von Gasen, Flüssigkeiten und Festkörpern lässt sich auf die Bewegungen und Wechselwirkungen von Atomen bzw. Molekülen zurückführen. Eine Ansammlung von sich bewegenden und miteinander kollidierenden Fluidpartikeln wird beispielsweise durch die *Boltzmann-Gleichung* beschrieben [141]. Wird jedoch Materie in einem Raum mit Abmaßen betrachtet, die mehrere Größenordnungen größer sind, als die mittlere freie Weglänge der Moleküle im Medium, kann man die Gesamtheit der Moleküle als ein *Kontinuum* betrachten. Das bedeutet, man betrachtet nicht mehr diskrete Moleküle, sondern geht von einer kontinuierlichen Verteilung der physikalischen Eigenschaften der Materie im Volumen aus und nähert sich der mathematischen Beschreibung durch auf Erhaltungsprinzipien beruhenden Feldgleichungen, wie dies in den folgenden Abschnitten dargestellt ist.

3.1.1 Konfiguration und Bewegung

Ein Gebiet $\Omega_0 \subset \mathbb{R}^3$ im physikalischen Raum beschreibe das Kontinuum zum Zeitpunkt $t = 0$, sodass es den *undeformierten Zustand* oder die *Referenzkonfiguration* wiedergibt. Die Konfiguration besteht aus Teilchen mit den Koordinaten $\vec{X} \in \Omega_0$, die auch *Lagrange Koordinaten* oder *materielle Koordinaten* genannt werden. Die Bewegung eines Teilchens im betrachteten Zeitintervall $T \subset \mathbb{R}$ kann nun beschrieben werden durch die Abbildung

$$\Phi : \Omega_0 \times [0, T] \rightarrow \Omega_t \subset \mathbb{R}^3,$$

die bijektiv, stetig und differenzierbar sei. Das Bild Ω_t ist das Gebiet im *deformierten Zustand* zum Zeitpunkt t und wird *Momentankonfiguration* genannt. Die Position des

Teilchens mit den materiellen Koordinaten ist dann zum Zeitpunkt t durch die *Eulerschen* oder *räumlichen* Koordinaten $\vec{x} \in \Omega_t$

$$\vec{x} = \Phi(\vec{X}, t)$$

gegeben. Die Zusammenhänge sind in Abbildung 3.1 gezeigt.

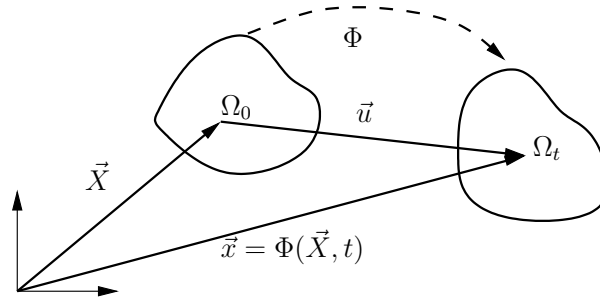


Abbildung 3.1: Konfigurationen und deren Abbildung

Die Verschiebung \vec{u} eines Teilchens $\vec{X} \in \Omega_0$ ist definiert durch

$$\vec{u}(\vec{X}, t) = \Phi(\vec{X}, t) - \Phi(\vec{X}, 0) = \vec{x} - \vec{X}, \quad (3.1)$$

die Geschwindigkeit \vec{v} der Verschiebung durch deren zeitliche Ableitung bei fixierten \vec{X} Koordinaten

$$\vec{v}(\vec{X}, t) = \frac{\partial \vec{u}(\vec{X}, t)}{\partial t} = \frac{\partial \Phi(\vec{X}, t)}{\partial t} = \frac{\partial \vec{x}}{\partial t}. \quad (3.2)$$

3.1.2 Deformation

Die Deformation des Gebietes wird durch den Deformationsgradienten

$$\mathbf{F} = \text{Grad } \Phi(\vec{X}, t) \quad \text{oder} \quad F_{ij} = \frac{\partial x_i(\vec{X}, t)}{\partial X_j} \quad (3.3)$$

beschrieben.

Weiterhin gilt

$$J = \det \mathbf{F} \quad , \quad \frac{dJ}{dt} = J \text{div } \vec{v} \quad , \quad \int_{\Omega_t} f dv = \int_{\Omega_0} f J dV \quad (3.4)$$

Die Zusammenhänge der Jakobideterminante von \mathbf{F} in (3.4) dienen u.a. zur Transformation zwischen Referenz- und Momentankonfiguration und werden in Abschnitt C.1 zur Ableitung weiterer wichtiger Hilfsmittel, wie dem Reynoldsschen Transporttheorem benutzt.

Die Deformation wird je nach betrachtetem Kontinuumsfall – Fluid oder Struktur – aufgrund unterschiedlicher Mediumseigenschaften¹ verschieden formuliert. Hierauf wird jedoch in den Abschnitten 3.2 und 3.3 bei der Formulierung der fallspezifischen Feldgleichungen eingegangen.

¹Ein Fluid unterscheidet sich von einem Festkörper beispielsweise dadurch, dass im deformierten, aber nicht bewegenden Zustand keine Scherspannungen auftreten.

3.1.3 Allgemeine Form der Erhaltungsgleichung

Die Bilanzgröße G als Volumenintegral einer Feldgröße f diene zur Herleitung der allgemeinen kontinuumsmechanischen Erhaltungsgleichung. f ist dabei die volumenspezifische Dichte von G .

$$G(t) = \int_{\Omega_t} f(\vec{x}, t) dv \quad (3.5)$$

Die Änderung einer Bilanzgröße kann allgemein dargestellt werden mit

$$\frac{dG}{dt} = -\mathcal{F} + \mathcal{P} + \mathcal{Z} \quad (3.6)$$

Dabei ist \mathcal{F} der Fluss über die Volumengrenzen, \mathcal{P} die Produktion und \mathcal{Z} die Zufuhr. \mathcal{P} und \mathcal{Z} können analog zu Gleichung (3.5) als Volumenintegral der zugehörigen Dichten p bzw. z definiert werden. Der Fluss \mathcal{F} wird im Gegensatz dazu als Oberflächenintegral einer Flussdichte ϕ definiert, die über das Cauchysche Fundamentaltheorem (3.9) mit dem Oberflächenvektor \vec{n} ausgedrückt wird [77]. Daraus folgt für die allgemeine Volumenbilanzgleichung

$$\frac{dG}{dt} = \frac{d}{dt} \int_{\Omega_t} f dv = - \int_{\partial\Omega_t} \phi \cdot \vec{n} da + \int_{\Omega_t} p dv + \int_{\Omega_t} z dv \quad (3.7)$$

Durch Anwendung des Reynoldsschen Transporttheorems (C.3) auf die linke Seite sowie des Gauss'schen Integralsatzes auf die auftretenden Oberflächenintegrale folgt neben der integralen auch die lokale Eulersche Darstellung der allgemeinen Erhaltungsgleichung.

$$\frac{\partial f}{\partial t} + \operatorname{div}(f\vec{v}) + \operatorname{div}\phi - p - z = 0 \quad (3.8)$$

3.1.4 Massen- und Impulsbilanz

Die speziellen kontinuumsmechanischen Erhaltungsgleichungen für die Masse und den Impuls erhält man durch geeignete Wahl der Bilanzgröße f , der Produktionsdichte p , der Flussdichte ϕ und der Zufuhrdichte z . Da es sich in beiden Fällen von f um eine Erhaltungsgröße handelt, fallen die Produktionsdichten weg [77]. Die Zuordnung der entsprechenden Dichten und die jeweils resultierende Erhaltungsgleichung sind in Tabelle 3.1 dargestellt.

\mathbf{T} ist dabei der *Cauchysche Spannungstensor*, der den dreidimensionalen Spannungszustand beschreibt und als Operand auf den Normalenvektor \vec{n} einer Schnittfläche angewandt zur Bestimmung des Spannungsvektors

$$\vec{t}_n = \vec{n}\mathbf{T} = n_i T_{ij} \quad (3.9)$$

dient (*Fundamentaltheorem von Cauchy* [197]). Die Zusammenhänge sind in Abbildung 3.2 illustriert.

\vec{f}_{vol} stellt die lokal wirkenden spezifischen Volumenkräfte dar. Ein Beispiel hierfür ist die spezifische Gravitationskraft $f_g = \rho\vec{g}$, wobei \vec{g} die Erdbeschleunigung ist.

Die Grundgleichungen zur Beschreibung der Teilgebiete Strömungsmechanik und Strukturmechanik lassen sich aus allgemeinen kontinuumsmechanischen Erhaltungsgleichungen

	Massenerhaltung	Impulserhaltung
f	ρ	$\rho \vec{v}$
ϕ	0	$-\mathbf{T}$
p	0	0
z	0	\vec{f}_{vol}
Erhaltungsgleichung nach (3.8)	$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \operatorname{div}(\rho \vec{v}) = 0 \quad (3.10)$	$\frac{\partial(\rho \vec{v})}{\partial t} + \operatorname{div}(\rho \vec{v} \vec{v}) = \operatorname{div} \mathbf{T} + \vec{f}_{vol} \quad (3.11)$

Tabelle 3.1: Erhaltungsgleichungen für Masse und Impuls

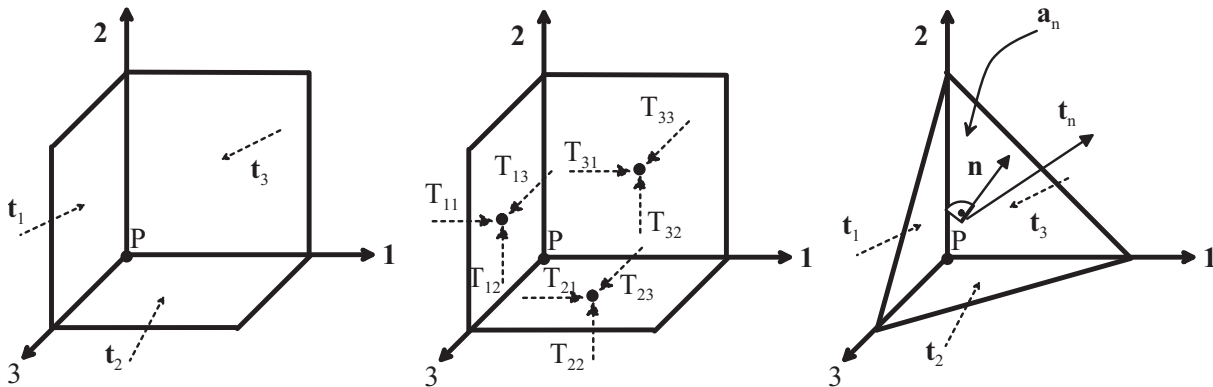


Abbildung 3.2: *Links*: Drei senkrechte im Punkt P schneidende Flächen mit ihren Spannungsvektoren \vec{t} . *Mitte*: Spannungskomponenten auf jeder der Flächen. *Rechts*: beliebige Fläche \vec{a}_n , für die der Spannungsvektor \vec{t}_n aus den Komponenten der drei senkrechten Flächen bestimmt werden kann.

für die Masse (3.10) und für den Impuls (3.11) ableiten. Die wesentlichen Unterschiede bei der jeweiligen Ableitung bestehen in der Wahl des Bezugssystems (Euler, Lagrange, ALE), der Deformation sowie der Modellierung des Cauchyschen Spannungstensors \mathbf{T} .

3.2 Fluidmechanische Grundgleichungen

3.2.1 Deformation

Der Bewegungs- und Verformungszustand eines Fluid kann durch den Tensor der räumlichen Geschwindigkeitsgradienten (vergl. (3.2))

$$\mathbf{L} = \operatorname{grad} \vec{v} \quad \text{oder} \quad L_{ij} = \frac{\partial v_i(\vec{x}, t)}{\partial x_j} \quad (3.12)$$

beschrieben werden, der zur besseren physikalischen Interpretation wie folgt in einen symmetrischen und einen antisymmetrischen Anteil aufgespaltet wird.

$$\mathbf{L} = \underbrace{\frac{1}{2}\mathbf{L} + \frac{1}{2}\mathbf{L}^T}_{\equiv \mathbf{D}} + \underbrace{\frac{1}{2}\mathbf{L} - \frac{1}{2}\mathbf{L}^T}_{\equiv \mathbf{W}}$$

Damit ergibt der symmetrische Anteil den Deformationsratentensor

$$\mathbf{D} = \frac{1}{2}(\nabla\vec{v} + (\nabla\vec{v})^T) = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} \left(2\frac{\partial u}{\partial x}\right) & \left(\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y}\right) & \left(\frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z}\right) \\ \vdots & \left(2\frac{\partial v}{\partial y}\right) & \left(\frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z}\right) \\ \vdots & \dots & \left(2\frac{\partial w}{\partial z}\right) \end{pmatrix}, \quad (3.13)$$

der die Deformationen differentieller Fluidbereiche anhand der Verformungsgeschwindigkeiten beschreibt, während \mathbf{W} die Starrkörperdrehungen (ohne Deformation) differentieller Fluidbereiche um die drei Raumrichtungen ausdrückt.

3.2.2 Spannungstensor

$$\mathbf{T}_F = \begin{pmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{pmatrix} \quad (3.14)$$

Die Normalkomponenten des Spannungstensors können in zwei Teile aufgespaltet werden, die allseitig gleichen Spannungen $-p$ (multipliziert mit dem Kronecker-Einheitstensor $\boldsymbol{\delta}$) und die davon abweichenden Deviatorspannungen, sodass dadurch der viskose Reibungsspannungstensor $\boldsymbol{\tau}$ definiert wird.

$$\mathbf{T}_F = -p \cdot \boldsymbol{\delta} + \boldsymbol{\tau} = - \begin{pmatrix} p & 0 & 0 \\ 0 & p & 0 \\ 0 & 0 & p \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \tau_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \tau_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \tau_{zz} \end{pmatrix} \quad (3.15)$$

Es folgt also für die Normalspannungen $T_{F,xx} = \sigma_{xx} = -p + \tau_{xx}$ und in analoger Weise $T_{F,yy} = \sigma_{yy}$ und $T_{F,zz} = \sigma_{zz}$. Im Gegensatz zum skalaren Druck kann die Normalspannung verschiedene Werte für verschiedene Richtungen des Normalenvektors annehmen. Der thermodynamische Druck wird dabei durch ein Drittel der ersten Invarianten des Spannungstensors \mathbf{T}_F angenommen [169].

$$p \equiv -\frac{1}{3}(\sigma_{xx} + \sigma_{yy} + \sigma_{zz}) \quad (3.16)$$

Die Annahme basiert auf der so genannten Stokes'schen Hypothese, die gleichbedeutend ist mit der Annahme, dass die so genannte Volumenviskosität eines Newtonschen Fluids verschwindet.

3.2.3 Konstitutives Gesetz

Wiederum aus der Stokes'schen Hypothese [169, 142] geht ein Reibungsansatz für Newton'sche Medien hervor, mit dem nun auf folgende Weise der Reibungsspannungstensor $\boldsymbol{\tau}$ in Beziehung zu der Viskosität μ und den Komponenten des Tensors \mathbf{D} (3.13), also dem Verformungszustand in der Strömung, gesetzt werden kann:

$$\begin{aligned}\boldsymbol{\tau} &= \lambda(\operatorname{div} \vec{v})\boldsymbol{\delta} + 2\mu\mathbf{D} \quad \text{mit} \quad \lambda = -\frac{2}{3}\mu \\ &= \mu \left(2\mathbf{D} - \frac{2}{3}\boldsymbol{\delta}(\operatorname{div} \vec{v}) \right)\end{aligned}\quad (3.17)$$

3.2.4 Grundgleichungen

(3.17) kann nun in die Gleichung (3.15) und damit auch in (3.11) eingesetzt werden, sodass man dadurch für Newton'sche Fluide die kompressiblen *Navier-Stokes Gleichungen* für den räumlichen Geschwindigkeitsvektor und den Druck in konservativer Form erhält:

$$\frac{\partial(\rho_F \vec{v})}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_F \vec{v} \vec{v}) = -\nabla p + \nabla \cdot \left[\mu \left(2\mathbf{D} - \frac{2}{3}\boldsymbol{\delta}(\nabla \cdot \vec{v}) \right) \right] + \vec{f}_{vol} \quad (3.18)$$

Die Kontinuitätsgleichung zur Erhaltung der Masse schreibt sich unverändert nach Gleichung (3.10). Im allgemeinen kompressiblen Fall sind Dichteänderungen über eine Zustandsgleichung sowie eine Energiegleichung mit dem Druck und der Temperatur gekoppelt. Da in dieser Arbeit ausschließlich isotherme und inkompressible bzw. schwach kompressible Strömungen betrachtet werden, kommen diese Gleichungen nicht zum Einsatz und werden daher nicht dargestellt.

3.2.5 Dimensionslose Grundgleichungen und Kennzahlen der inkompressiblen Strömung

Für inkompressible Fluide ($\rho_F = \text{konst.}$) fällt in Gleichung (3.17) mit der inkompressiblen Kontinuitätsgleichung $\nabla \cdot \vec{v} = 0$ (vergl. (3.10)) der zweite Term weg, sodass sich (3.18) unter Vernachlässigung der Volumenkräfte und Anwendung der Kettenregel² in nicht konservativer Schreibweise zu

$$\rho_F \cdot \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v} \right) = -\nabla p + \mu \cdot \Delta \vec{v} \quad (3.19)$$

umschreiben lässt.

Die entdimensionierten Erhaltungsgleichungen resultieren aus der Normierung der Lösungsgrößen mit den für die Bildung von Kennzahlen benutzten charakteristischen Größen $x^* = x/L$, $v^* = v/U$, $t^* = t \cdot \omega = t \cdot 2\pi/T_0$, $p^* = p/(\rho_F U^2)$ [140]:

$$\nabla \cdot \vec{v}^* = 0 \quad (3.20)$$

$$\frac{Wo_L^2}{Re_L} \cdot \left(\frac{\partial \vec{v}^*}{\partial t^*} \right) + (\vec{v}^* \cdot \nabla) \vec{v}^* = -\nabla p^* + \frac{1}{Re_L} \cdot \vec{v}^* \quad (3.21)$$

² $\frac{\partial(\rho \vec{v})}{\partial t} = \rho \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \vec{v} \frac{\partial \rho}{\partial t}$ und $\nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) = \rho \vec{v} \cdot (\nabla \vec{v}) + \vec{v}(\nabla \cdot (\rho \vec{v}))$, wobei $\nabla \cdot (\rho \vec{v}) = -\frac{\partial \rho}{\partial t}$ (aus (3.10))

Dabei ist L eine charakteristische Länge, U eine charakteristische Geschwindigkeit und ω die charakteristische Kreisfrequenz beim instationären, periodischen Strömungsproblem mit der Periodendauer T_0 . Die in Gl. (3.21) dargestellten dimensionslosen Strömungskennzahlen sind die

- **Reynoldszahl:** $Re_L = \frac{\rho_F \cdot U \cdot L}{\mu} = \frac{U \cdot L}{\nu}$
Die Reynoldszahl beschreibt das Verhältnis von Trägheitskräften zu Reibungskräften in der Strömung und stellt damit eine Ähnlichkeitskennzahl u.a. für Ablösevorgänge oder das Einsetzen von Turbulenz dar.
- **Womersleyzahl:** $Wo_L^2 = \frac{\omega \cdot L^2}{\nu}$
Das Quadrat der Womersleyzahl stellt das Verhältnis von lokalen Trägheitskräften zu den Reibungskräften dar und wird u.a. zur Ähnlichkeitsbeschreibung von pulsierenden Rohr- und Herzströmungen verwendet [34, 140].

3.3 Strukturmechanische Grundgleichungen

3.3.1 Betrachtungsweise

Im Gegensatz zur Strömungsmechanik wird in der Strukturmechanik nicht ein räumlich festes Volumen betrachtet, über dessen Randflächen Flüsse hinein- und hinausfließen, sondern die Verformung des Gebietes, entsprechend der auftretenden Spannungen. Daher und im Hinblick auf die numerische Behandlung hat sich vornehmlich die Lagrange Betrachtungsweise als nützlich erwiesen. Zur Ableitung der strukturmechanischen Grundgleichungen werden daher die in (3.10) und (3.11) dargestellten Eulerschen kontinuumsmechanischen Erhaltungsgleichungen für Masse und Impuls zunächst in die Lagrange Schreibweise überführt. Hierzu wird auf die linke Seite von (3.11) die Produktregel angewendet, sodass zwei der dabei entstehenden vier Terme wegen (3.10) wegfallen. Danach wird mittels des Zusammenhangs der substantiellen Ableitung (C.2) von Euler in Lagrange Schreibweise überführt. Die Impulserhaltungsgleichung in der Momentankonfiguration schreibt sich dann

$$\rho_S \frac{d\vec{v}}{dt} = \operatorname{div} \mathbf{T}_S + \vec{f}_{vol}. \quad (3.22)$$

Sie wird auch als *Cauchy's erste Bewegungsgleichung* bezeichnet [86].

3.3.2 Deformation

Im Gegensatz zur Beschreibung der Deformation durch Geschwindigkeitsgradienten, wie dies im Fall der Strömungsmechanik in Abschnitt 3.2.1 geschah, erfolgt die Beschreibung in der Strukturmechanik durch die Verschiebungsgradienten. Der zugrundeliegende Deformationsgradient \mathbf{F} (s. Gl. (3.3)) wird jedoch ähnlich wie in 3.2.1 in einen Streck- und einen Rotationsanteil zerlegt, wobei der Streckanteil zur Beschreibung der Verzerrung dient.

\mathbf{F} kann mit $\mathbf{F} = \mathbf{R} \cdot \mathbf{U}$ in eine Rotation und eine Verzerrung zerlegt werden, wobei $\mathbf{R} = \mathbf{F} \cdot \mathbf{U}^{-1}$ als *Drehtensor* und $\mathbf{U}^2 = \mathbf{F}^T \cdot \mathbf{F} = \mathbf{C}$ als *Rechts-Cauchy-Green-Tensor* bezeichnet

werden. Aus dieser Zerlegung ergibt sich die Definition des *Greenschen Verzerrungstensors*

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2}(\mathbf{C} - \boldsymbol{\delta}). \quad (3.23)$$

Zwischen dem Verschiebungsgradienten $\mathbf{H} = \text{Grad } \vec{u}$ (vergl. (3.1)) und dem Deformationsgradienten \mathbf{F} besteht nach Umformen von (3.1) und Einsetzen in (3.3) der Zusammenhang $\mathbf{F} = \boldsymbol{\delta} + \mathbf{H}$, woraus sich für den Greenschen Verzerrungstensor wiederum folgende gebräuchliche Formulierung ergibt

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2}(\mathbf{H} + \mathbf{H}^T + \mathbf{H}^T \cdot \mathbf{H}) \quad (3.24)$$

3.3.3 Spannungstensor

Der Cauchy-Spannungstensor aus (3.22) bezieht sich auf die Momentankonfiguration und bezeichnet die „wahren“ Spannungen bzgl. Kräften und Flächen. Für sehr kleine Verformungen wird er daher in der linearen Elastizitätstheorie verwendet. Für den allgemeinen Fall der nichtlinearen Elastizität oder auch Hyperelastizität ist eine Beschreibung in materiellen Koordinaten der Referenzkonfiguration zweckmäßig. Mit Hilfe von \mathbf{F} und dessen Determinante J (vergl. (3.4)) kann der Spannungstensor in den materiellen Koordinaten der Referenzkonfiguration durch den

$$1. \text{ Piola Kirchhoff Spannungstensor} : \quad \boldsymbol{\sigma}_{P_1} = J \mathbf{T}_S \cdot (\mathbf{F})^{-T} \quad (3.25)$$

$$2. \text{ Piola Kirchhoff Spannungstensor} : \quad \boldsymbol{\sigma}_{P_2} = (\mathbf{F})^{-1} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{P_1} \quad (3.26)$$

angegeben werden, wobei $\boldsymbol{\sigma}_{P_2}$ im hyperelastischen Fall durch eine Verzerrungsenergiedichtefunktion abgeleitet wird, was für die Formulierung konstitutiver Gesetze von Bedeutung ist.

3.3.4 Konstitutives Gesetz für hyperelastische Materialien

Für isotherme Probleme, bei denen die von der Spannung geleistete Arbeit wegunabhängig ist, wird die Existenz einer skalaren Verzerrungsenergiedichtefunktion W mit Potentialcharakter vorausgesetzt. Hierbei spricht man von Greenscher Elastizität oder Hyperelastizität. Die allgemeine konstitutive Beziehung für ein reversibles, homogenes, nichtlineares, anisotropes und isothermes Materialverhalten kann dabei durch den Vergleich der spezifischen inneren Spannungsleistung $\dot{W} = \boldsymbol{\sigma}_{P_2} : \dot{\mathbf{E}}$ mit der Zeitableitung der spezifischen Verzerrungsenergie $\dot{W} = \frac{\partial W}{\partial \mathbf{E}} : \dot{\mathbf{E}}$ gewonnen werden [197]:

$$\boldsymbol{\sigma}_{P_2} = \frac{\partial W(\mathbf{E})}{\partial \mathbf{E}} \quad (3.27)$$

(3.27) leitet sich dabei aus der *Clausius-Planck* Formulierung des 2. Hauptsatzes der Thermodynamik ab [86]. Mit (3.27) lässt sich die Spannungsrate durch $\dot{\boldsymbol{\sigma}}_{P_2} = \mathbb{C} \dot{\mathbf{E}}$ mit dem vierstufigen Materialtensor $\mathbb{C} = \frac{\partial^2 W}{\partial \mathbf{E}^2}$ ($3^4 = 81$ Einträge) darstellen. Aufgrund der Symmetrie von $\dot{\boldsymbol{\sigma}}_{P_2}$ und $\dot{\mathbf{E}}$ sowie der durch die Existenz von W begründeten Vertauschbarkeit der zwei Ableitungen reduziert sich die Zahl der unabhängigen Komponenten auf 21. Eine weitere Reduzierung auf 2 Komponenten lässt sich durch die Annahme erreichen, dass das Material mehr als eine Symmetrieachse besitzt, sich also *isotrop* verhält [197].

Finite Elastizität

Im Fall finiter Deformationen, wie dies bei gummiartigen Materialien mit nichtlinear elastischem Materialverhalten auftritt, wird der Rechts-Cauchy-Green-Tensor \mathbf{C} zur Ableitung von $\boldsymbol{\sigma}_{P_2}(\mathbf{C}) = 2\partial W(\mathbf{C})/\partial \mathbf{C}$ herangezogen. Für isotrope Materialien gilt $W(\mathbf{C}) = W(I_C, II_C, III_C)$, mit den Invarianten von \mathbf{C}

$$I_C = \text{tr} \mathbf{C}, \quad II_C = \frac{1}{2} (I_C^2 - \text{tr}(\mathbf{C}^2)), \quad III_C = \det \mathbf{C}. \quad (3.28)$$

Bekannte Gesetze für inkompressible (zusätzliche Bedingung $III_C = III_E = 1$) gummiartige Materialien sind unter anderem das

$$\begin{aligned} \textit{Neo-Hookean-Law} & : W_{NH} = c_1(I_C - 3) \\ \textit{Mooney-Rivlin-Law} & : W_{MR} = c_1(I_C - 3) + c_2(II_C - 3), \end{aligned} \quad (3.29)$$

mit den an experimentelle Befunde aus Materialtests anzupassenden Modellkonstanten c_1 und c_2 [86, 197].

Lineare Elastizität

Im Fall kleiner Verzerrungen kann die Spannungs-Dehnungs-Beziehung (3.27) linearisiert werden, sodass konstante Einträge für \mathbb{C} folgen und $\boldsymbol{\sigma}_{P_2} = \mathbb{C} \mathbf{E}$ geschrieben werden kann. Für homogenes, isotropes, linear elastisches Materialverhalten wird $\boldsymbol{\sigma}_{P_2}$ durch das *allgemeine Hookesche* Gesetz (vergl. Analogie zu (3.17)) ausgedrückt

$$\boldsymbol{\sigma}_{P_2}(\mathbf{E}) = \lambda(\text{tr} \mathbf{E}) \boldsymbol{\delta} + 2\mu \mathbf{E}, \quad (3.30)$$

in dem die Lamé Konstanten λ und μ durch den folgenden Gleichungssatz mit den bekannteren Materialeigenschaften Elastizitätsmodul E , Schubmodul G und Querkontraktions- bzw. Poissonzahl ν verknüpft sind.

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)}, \quad \lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}, \quad G = \mu \quad (3.31)$$

Das Gesetz beschreibt also lineares Materialverhalten, ist jedoch geometrisch nichtlinear, sodass es sich weiterhin für große Verschiebungen, jedoch kleine Verzerrungen eignet.

3.3.5 Grundgleichungen

Die Darstellung von (3.22) in der Referenzkonfiguration ergibt sich durch Verwendung der Transformation (3.4) sowie $J\rho_S = \rho_{S0}$, $J\text{div} \mathbf{T}_S = \text{Div} \boldsymbol{\sigma}_{P_1}$ und Verwendung von (3.25) und (3.26) für die Beschreibung des Spannungstensors [86].

$$\rho_{S0} \frac{d\vec{v}}{dt} = \text{Div}(\mathbf{F} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{P_2}) + J \vec{f}_{vol} \quad (3.32)$$

Entsprechend lautet die Massenerhaltung in der Referenzkonfiguration $\frac{d\rho_{S0}}{dt} = 0$. ρ_{S0} ist hierbei die Dichte der Referenzkonfiguration. $\boldsymbol{\sigma}_{P_2}$ wird je nach Anwendungsfall mit einem der Materialgesetze ausgedrückt (s. 3.3.4), von denen in dieser Arbeit hauptsächlich das linear elastische Materialverhalten zum Einsatz kommt.

3.4 Fluid Struktur Interaktion (FSI)

Die in 3.2 und 3.3 erläuterten kontinuumsmechanischen Feldgleichungen für ein Gebiet Ω beschreiben mathematisch ein Anfangs- und Randwertproblem, welches erst durch Anfangswerte der Lösungsvariablen zum Zeitpunkt $t = 0$ in Ω sowie durch Werte am Gebietsrand $\partial\Omega$ zu jedem Zeitpunkt vollständig definiert ist.

- Dirichlet-Randbedingungen beschreiben direkt Werte der Lösungsvariablen auf $\partial\Omega$.
- Neumann-Randbedingungen beschreiben die räumliche Änderung einer Lösungsvariablen normal zu $\partial\Omega$.

Grenzen ein Fluid- und ein Strukturgebiet aneinander, findet an der gemeinsamen Grenzfläche eine Energieübertragung statt, deren Effekt man als Strömung Struktur Interaktion versteht. Die Kopplungsrandbedingungen am sogenannten Kopplungsrand drücken das geforderte kinematische und dynamische Gleichgewicht aus:

- Kinematische Randbedingungen: Die Verschiebungen \vec{d} beider Oberflächen sind identisch, gleiches gilt für die Geschwindigkeiten und Beschleunigungen. $\vec{d}_F = \vec{d}_S$, $\vec{d}_F = \vec{d}_S$, $\vec{d}_F = \vec{d}_S$
- Dynamische Randbedingungen: Im Gleichgewicht müssen die am Kopplungsrand lokal wirkenden Spannungskräfte übereinstimmen, mit Gleichung (3.9) drückt sich dies als $\vec{t}_F = \mathbf{T}_F \vec{n}_F = \mathbf{T}_S \vec{n}_S = -\vec{t}_S$ aus.

Dieses oberflächengekoppelte System ist ein Spezialfall von Mehrfeld- oder „multiphysics“-Problemen, welche in Natur und Technik häufig auftreten. Beispielsweise können elastische Strukturen durch die Umströmung einer Flüssigkeit oder eines Gases deformiert oder in Schwingung versetzt werden. Rückwirkend hat die Deformation der Struktur eine geometrische Veränderung des Fluidraumes und damit Fluidbeschleunigungen zur Folge, sodass die Strömung hierdurch beeinflusst wird. Beide Systeme müssen sich gemäß der oben formulierten Randbedingungen im kinematischen und kinetischen Gleichgewicht befinden. Ein Beispiel (angelehnt an A.3) ist die in Abbildung 3.3 gezeigte rot umrandete elastische Struktur im Nachlauf eines Zylinders, ähnlich einem umströmten Fahnenmast.

Da durch die Verformung der Systemgebiete Ω keine raumfeste Euler-Definition mehr gegeben ist, bietet sich die über eine Transformation erzielbare ALE-Formulierung (**A**rbitrary **E**ulerian **L**agrangian) der kontinuumsmechanischen Grundgleichungen (3.8) an. Mit Hilfe des Reynoldsschen Transporttheorems (in C.1) und Integration über ein Teilvolumen $\mathcal{V} \subset \Omega_t$ erhält man die für die numerische Behandlung wichtigen Grundgleichungen in sowohl integraler, als auch Erhaltungsform (siehe C.2)

$$\frac{d}{dt} \int_{\mathcal{V}} f dv + \int_{\partial\mathcal{V}} [f(\vec{v} - \vec{v}_g) + \phi] \cdot \vec{n} da = \int_{\mathcal{V}} z dv \quad (3.33)$$

Diese allgemeine Darstellung mit ϕ , f und z entsprechend Tabelle 3.1 gewinnt vor allem in der im folgenden Kapitel beschriebenen numerischen Behandlung an Bedeutung, da bei den dort verwendeten Methoden das Rechengebiet diskretisiert, also in kleine Volumina unterteilt wird, für die der Integrationsbereich der jeweiligen Form von (3.33) definiert ist. v_g wird damit als die Geschwindigkeit der Flächen der Volumina dieses Gitters interpretiert, sodass in der kontinuierlichen ALE Beschreibung folgende Grenzfälle enthalten sind:

- $\vec{v}_g = \vec{v}$: Lagrange'sche Beschreibung, die in der Strukturmechanik und an den Rändern des Fluidproblems zum Einsatz kommt.
- $\vec{v}_g = 0$: Eulersche Beschreibung, die bei unbewegtem Fluidnetz verwendet wird.

Bei der numerischen Bestimmung der Gittergeschwindigkeiten ist außerdem sicherzustellen, dass die Gitterbewegung keine zusätzlichen Quellterme in den physikalischen Erhaltungsgleichungen verursacht. Dies wird durch eine weitere Erhaltungsgleichung gewährleistet, die als rein geometrische Interpretation der ALE-Formulierung gebildet wird.

$$\frac{d}{dt} \int_{\mathcal{V}} dv = \int_{\partial\mathcal{V}} \vec{v}_g \cdot \vec{n} da \quad (3.34)$$

Sie wird als Raumerhaltungsgesetz (space conservation law: SCL) bezeichnet und beschreibt die Erhaltung des Raumes bei einer Form- und/oder Positionsänderung mit der Zeit [59].

In der folgenden Abbildung 3.3 sind zur Veranschaulichung die Randbedingungen, Bereiche und ihre Betrachtungsweisen an einer typischen FSI-Problemstellung dargestellt.

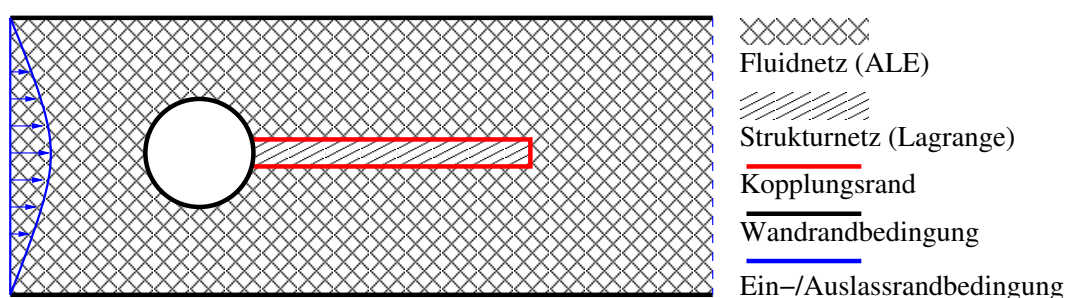


Abbildung 3.3: Vernetzungsbereiche und Betrachtungsweisen in FSI-Beispiel

4 Numerische Grundlagen

In Kapitel 3 wurden die strömungs- und strukturmechanischen Grundgleichungen der Kontinuumsmechanik vorgestellt. Bei diesen, insbesondere den strömungsmechanischen Gleichungen, handelt es sich um ein System *nicht linearer partieller Differentialgleichungen zweiter Ordnung*, für die eine analytische Lösung in wenigen nur sehr einfachen Fällen¹ möglich ist.

Im Laufe des vergangenen Jahrhunderts wurden mit dem Fortschritt der Computertechnologie viele Methoden zur numerischen Behandlung der Grundgleichungen struktur- und strömungsmechanischer Feldprobleme entwickelt, von denen in den folgenden Abschnitten die für diese Arbeit relevanten in ihren Grundzügen erklärt werden.

4.1 Numerische Lösung der kontinuumsmechanischen Grundgleichungen

Die in dieser Arbeit verwendeten kommerziellen Codes FLUENT[®] und ADINA[®] verwenden die Finite Volumen Methode (FVM) zur Strömungsberechnung bzw. die Finite Elemente Methode (FEM) zur Struktur- und Strömungsberechnung. Bevor in den Abschnitten 4.1.1 und 4.1.2 näher auf die einzelnen Methoden eingegangen wird, werden zunächst grundlegende Prinzipien der numerischen Behandlung sowie Gemeinsamkeiten der Methoden erläutert.

Der FVM und FEM ist die Notwendigkeit einer *Diskretisierung* des Rechengebiets gemeinsam. Hierbei wird das physikalische Gebiet Ω in diskrete Volumen („*Elemente*“ in der FEM bzw. „*Zellen*“ in der FVM) zerteilt, sodass das Gesamtrechengebiet mit der diskreten Oberflächendarstellung $\partial\Omega$ entsteht. Dies wird allgemein als *numerisches Netz* oder *Gitter* bezeichnet und stellt die *räumliche Diskretisierung* dar, für instationäre Probleme ist weiterhin eine *Diskretisierung in der Zeit* notwendig. Ziel beider Verfahren ist damit, die jeweiligen Grundgleichungen in ein System algebraischer Gleichungen zu überführen, dessen numerische Lösung die unbekanntes Feldgrößen an den *Knoten* des Gitters liefert. Diese diskrete Repräsentation der Grundgleichungen stellt eine Approximation der originalen Gleichungen dar, sodass auch die Lösung des diskreten Systems eine Approximation ist. Forderungen an das numerische Verfahren sind Konvergenz (Abfallen des numerischen Fehlers bei feinerer Diskretisierung), Konsistenz (Übergang der diskreten Gleichungen in die kontinuierlichen mit Übergang der Raum- und Zeitschrittweiten gegen Null) und Stabilität (keine Anfachung des numerischen Fehlers während der Iterationen/Zeitschritte) [110]. Während die FVM nahezu ausschließlich in der Strömungsmechanik Anwendung fin-

¹Ein Beispiel ist die laminare, gerade Rohrströmung, für die das Hagen-Poiseuille Geschwindigkeitsprofil eine analytische Lösung der Navier Stokes Gleichungen darstellt [142].

det, wurde die FEM zwar ursprünglich für die strukturmechanischen Problemstellungen entworfen [142], ist jedoch aufgrund ihrer Ansätze auf die Strömungsmechanik übertragbar und in Spezialfällen sogar äquivalent zur Finiten Volumen Methode [60, 61, 89]. Eine Methodenklasse zur Behandlung von mathematischen Problemen findet bereits in der Kontinuierlichen Anwendung (Spektralmethoden). Aus ihnen lassen sich lokale oder diskrete Methoden zur numerischen Berechnung ableiten. Dies sind die *Methoden der gewichteten Residuen* und als deren Unterklasse die Galerkin Methode [60]. Diese bestehen aus einer Überführung der jeweiligen differentiellen Grundgleichungen $L(u) = 0$ mit den Anfangsbedingungen $A(u) = 0$ und den Randbedingungen $S(u) = 0$ in eine so genannte *schwache Form* (Gl. (4.2)) mittels Ansatzfunktionen, die eine Approximation \hat{u} der exakten Lösung u liefert.

$$\hat{u}(x, y, z, t) = u_0(x, y, z, t) + \sum_{k=1}^N a_k(t) \phi_k(x, y, z), \quad (4.1)$$

wobei ϕ_k zu wählende *Ansatz-* oder *Formfunktionen* sind und a_k zu bestimmende Koeffizienten. Einsetzen der approximierten Lösung (4.1) in die originale DGL führt zu einem verbleibenden Fehler, dem *Residuum* $L(\hat{u}) = R$. Die Koeffizienten a_k werden durch die Forderung bestimmt, dass das Rechengebietsintegral der gewichteten Residuen Null wird (Gl. (4.2)), d.h.

$$\int_{\Omega} w_m(x, y, z) R \, dV = 0 \quad (4.2)$$

Daraus ergibt sich für $m = 1, \dots, M$ ein System gewöhnlicher Differentialgleichungen für die a_k (im stationären Fall algebraische Gleichungen). (4.2) wird als schwache Form des Anfangs- und Randwertproblems bezeichnet, da nur noch die integrale Erfüllung gefordert wird und zum anderen schwächere Differenzierungsanforderungen an die Lösungsfunktionen gestellt werden [195]. Die Wahl der Wichtungsfunktionen w führt auf verschiedene Unterklassen der Methode der gewichteten Residuen:

- **Untergebietskollokationsmethode:** $w_m = 1$ im betrachteten Untergebiet und ansonsten Null. Als Spezialfall dieses Verfahrens kann die FVM angesehen werden, da auch hier die integrale Form der Grundgleichungen über Teilvolumen (den finiten Volumen) diskretisiert gelöst werden [13, 61]. Im Gegensatz zur Untergebietskollokationsmethode findet die klassische Herleitung der FVM jedoch nicht durch die explizite Formulierung einer Ansatzfunktion statt, sondern durch direkte Diskretisierung der integralen Grundgleichungen (vergl. Abschnitt 4.1.1).
- **Galerkinmethode:** $w_m = \phi_m$. Als Charakteristikum der Galerkinmethoden werden als Gewichtsfunktionen die Formfunktionen selbst gewählt, sodass die Residuen zu ihnen orthogonal sind. Die diskrete Version dieser Methode findet in der FEM Anwendung.
- **Petrov-Galerkin Verfahren:** Die Wichtungsfunktionen des Residuums sind verschieden von den Funktionen, die die Felder approximieren.

Die Wichtungsfunktionen sind eigentlich beliebig, jedoch wird üblicherweise gefordert, dass sie die kinematischen Randbedingungen des Systems erfüllen. Damit können sie als virtuelle Verschiebungen etc. interpretiert werden und die resultierenden Funktionale entsprechend als Prinzip der virtuellen Arbeit [197]. Diese Punkte machen deutlich, dass es aufgrund der grundsätzlich verschiedenen Herangehensweisen bei der Ableitung der FEM und der FVM zu mathematischen Analogien und damit zu ähnlichen Lösungen

kommt, was für diese Arbeit insofern relevant ist, dass beide Methoden zur Berechnung von Stömungen verwendet werden, die Strömung Struktur Kopplung jedoch komplett mit der FEM Formulierung durchgeführt wird.

4.1.1 Finite Volumen Methode (FVM)

Die Simulationen dieser Arbeit beschränken sich auf inkompressible, isotherme, laminare Strömungen ohne Volumenkräfte, sodass sich die konservativen Gleichungen für Masse (3.10) und Impuls (3.11) bzw. (3.18) in diesem Fall zu

$$\frac{\partial \vec{U}}{\partial t} + \underbrace{\sum_{m=1}^3 \frac{\partial \vec{F}_m}{\partial x_m}}_{\nabla \cdot \vec{F}} - \underbrace{\sum_{m=1}^3 \frac{\partial \vec{G}_m}{\partial x_m}}_{\nabla \cdot \vec{G}} = 0 \quad \text{mit } m = 1, 2, 3 \quad (4.3)$$

mit

$$\vec{U} = \begin{pmatrix} \rho_F \\ \rho_F v_1 \\ \rho_F v_2 \\ \rho_F v_3 \end{pmatrix}, \quad \vec{F}_m = \begin{pmatrix} \rho_F v_m \\ \rho_F v_1(v_m) + \delta_{1m}p \\ \rho_F v_2(v_m) + \delta_{2m}p \\ \rho_F v_3(v_m) + \delta_{3m}p \end{pmatrix}, \quad \vec{G}_m = \begin{pmatrix} 0 \\ \tau_{m1} \\ \tau_{m2} \\ \tau_{m3} \end{pmatrix} \quad (4.4)$$

zusammenfassen lassen. Hierbei bezeichnet \vec{U} den Lösungsvektor, \vec{F}_m den Vektor der konvektiven Flüsse und \vec{G}_m den der dissipativen Flüsse in x_m -Richtung. Basis der FVM ist die Gewährleistung der Erfüllung dieser Erhaltungssätze (4.3), die dadurch erzielt wird, dass diese nicht in der differentiellen Form diskretisiert werden (wie z.B. in der finiten Differenzen Methode), sondern in der über finite Kontrollvolumen (Zellen) V_K integrierten Form

$$\int_{V_K} \frac{\partial \vec{U}}{\partial t} dV + \int_{V_K} \left(\sum_{m=1}^3 \frac{\partial \vec{F}_m}{\partial x_m} - \sum_{m=1}^3 \frac{\partial \vec{G}_m}{\partial x_m} \right) dV = 0. \quad (4.5)$$

Durch die Anwendung des Gauss'schen Integralsatzes² auf (4.5) wird die zur Diskretisierung erwünschte Form

$$\int_{V_K} \frac{\partial \vec{U}}{\partial t} dV + \int_{\partial V_K} \left[\sum_{m=1}^3 (\vec{F}_m \cdot n_m) - \sum_{m=1}^3 (\vec{G}_m \cdot n_m) \right] dA = 0 \quad (4.6)$$

zur Bilanzierung der Flüsse über die Kontrollvolumenflächen ∂V_K gewonnen. Außerdem reduziert sich hierdurch bezüglich der räumlichen Ableitungen die Ordnung des numerisch zu behandelnden Differentialgleichungssystems um eins, sodass in der weiteren Diskretisierung ein gewöhnliches Differentialgleichungssystem entsteht. Die räumliche Diskretisierung über beliebige Zellen, deren Volumen von N Flächen eingeschlossen wird (z.B. Abb. 4.1), führt auf folgende Bilanzgleichung für jede Zelle (i, j, k)

$$\frac{d}{dt} \vec{U}_{ijk} \cdot V_{K,ijk} + \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^3 (\vec{F}_{mn} \cdot n_{mn} A_{mn})_{ijk} - \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^3 (\vec{G}_{mn} \cdot n_{mn} A_{mn})_{ijk} = 0, \quad (4.7)$$

welche durch ein implizites Euler Zeitintegrationsverfahren numerisch gelöst wird

² $\int_{V_K} \text{div} f dV = \int_{V_K} \nabla \cdot f dV = \int_{\partial V_K} f \cdot \vec{n} dA$, in gleicher Form auch für vektorwertige Größe \vec{f}

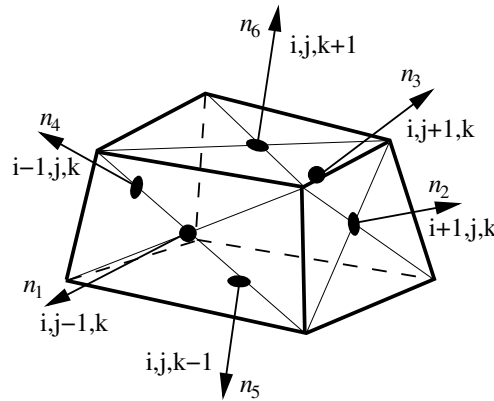


Abbildung 4.1: Finite Volumen Zelle: hier Hexaeder mit $N = 6$ (aus [110])

[110, 62]. Durch Linearisierung von (4.7) entsteht ein System algebraischer Gleichungen, welches in FLUENT[®] mit dem Gauss-Seidel Verfahren in Verbindung mit einem algebraischen Mehrgitterverfahren gelöst wird. Um in konvektionsdominierten Strömungen Instabilitäten zu vermeiden, kommen zur räumlichen Diskretisierung der konvektiven Flüsse an den Zellflächen so genannte Upwind-Verfahren zum Einsatz, mit denen die Werte an den Zellflächen durch Zellmittelpunktwerte in Stromaufrichtung approximiert werden (in dieser Arbeit das Second-Order Upwind Scheme [62]).

Da der Druck als Lösungsvariable in den inkompressiblen Gleichungen nicht, wie im kompressiblen Fall, durch eine Zustandsgleichung mit der Dichte gekoppelt ist (welche in der inkompressiblen Kontinuitätsgleichung (3.20) entfällt) und nur in Flusstermen vorkommt, wird er entkoppelt vom Geschwindigkeitsfeld (pressure based segregated Solver [62]) mit Druck-Korrekturverfahren iterativ mit dem Geschwindigkeitsfeld über die *Poissongleichung für den Druck* berechnet. Das in dieser Arbeit verwendete Verfahren ist der SIMPLE (**S**emi **I**mplicit **M**ethod for **P**ressure **L**inked **E**quations) [59, 192, 110].

4.1.2 Finite Elemente Methode (FEM)

Schwache Formulierung

Die Finite Elemente Methode ist ein Standardverfahren zur numerischen Berechnung struktur- und fluidmechanischer Problemstellungen und wird im ADINA[®] Programm für beide Felder sowie bei deren Kopplung eingesetzt.

Wie oben in den Methoden zur schwachen Formulierung des physikalischen Problems mit gewichteten Residuen (z.B. Galerkin Verfahren) oder Integration der Grundgleichungen (FVM) beschrieben, kommen zur Abschwächung der Anfangs- und Randwertprobleme vor einer FE Diskretisierung auch variationelle Prinzipie zum Einsatz, indem die Wirkungsfunktion w mit virtuellen Größen ausgedrückt wird [24, 197].

Prinzipiell wird

- die beschreibende DGL im Lösungsbereich mit Testfunktionen gewichtet
- integriert und der Gauss'sche Integralsatz zur Ableitungsreduzierung angewandt,
- die natürlichen Randbedingungen eingesetzt [24].

Das *Prinzip der virtuellen Arbeit* mit Erweiterung auf die Dynamik durch das d'Alembertsche Prinzip ist ein gängiges variationelles Prinzip der Kontinuumsmechanik

zur schwachen Darstellung des Feldproblems (3.32) in der Form

$$\int_{\Omega_S} \delta \vec{u} \cdot \rho_{S0} \vec{u} dV + \int_{\Omega_S} \delta \mathbf{E} : (\mathbf{F} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{P_2}) dV = \int_{\partial\Omega_S} \delta \vec{u} \cdot \vec{n} \cdot (\mathbf{F} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{P_2}) dA + \int_{\Omega_S} \delta \vec{u} \cdot J \vec{f}_{vol} dV \quad (4.8)$$

Es besagt, dass die von den verlorenen und inneren Kräften insgesamt verrichtete Arbeit bei einer virtuellen dynamisch möglichen Deformation des Systems Null ist. Die virtuellen Verschiebungen sind $\delta \vec{u}$ und $\delta \mathbf{E}$ die daraus abgeleiteten Variationen des Green-Lagrangeschen Verzerrungstensors [195].

Dieses Prinzip lässt sich verallgemeinern, sodass ein ähnliches Vorgehen für das strömungsmechanische Feldproblem (3.18) als Prinzip der virtuellen Geschwindigkeiten ($\delta \vec{v}$) formuliert werden kann [24]:

$$\int_{\Omega_F} \delta \vec{v} \cdot \left(\frac{\partial \rho_F \vec{v}}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_F \vec{v} \vec{v}) \right) dV + \int_{\Omega_F} \delta \mathbf{D} : \mathbf{T}_F dV = \int_{\partial\Omega_F} \delta \vec{v} \cdot (\vec{n} \cdot \mathbf{T}_F) dA + \int_{\Omega_F} \delta \vec{v} \cdot \vec{f}_{vol} dV \quad (4.9)$$

Analog wird der virtuelle Druck δp auf die Kontinuitätsgleichung (3.10) angewendet.

FEM Diskretisierung

Beide schwachen Variationsformen ((4.8) für die Struktur und (4.9) für das Fluid) können durch Finite-Elemente-Interpolationen lokal diskretisiert werden. Sind die virtuellen- oder Testfunktionen, sowie die Lösungsfunktionen bis jetzt kontinuierlich für einen Funktionenraum G_m des Gesamtgebietes Ω und $\partial\Omega$ definiert, werden diese Räume nun durch finite Unterräume G_{mh} ersetzt. Aus der daraus folgenden Formulierung der Ansatzfunktionen auf diskreter Elementebene mit den Ansatz- bzw. Formfunktionen N_i

$$\vec{u}_h(\vec{z}) = \vec{d}_i N_i(\vec{z}) \quad , \quad \delta \vec{u}_h(\vec{z}) = \delta \vec{d}_i N_i(\vec{z}) \quad \text{bzw.} \quad \vec{u}_h(\vec{z}) = \delta \vec{d}_i N_i(\vec{z}) \quad (4.10)$$

für beispielsweise das Strukturproblem folgt die Matrixdarstellung zu

$$\mathbf{M} \vec{u} + \mathbf{N}(\vec{u}) = \mathbf{F}. \quad (4.11)$$

Verglichen mit (4.8) bezeichnet \mathbf{M} also eine Massenmatrix, $\mathbf{N}(\cdot)$ die nichtlinearen Anteile und \mathbf{F} die externen Lasten. Zusätzlich könnte noch die Systemdämpfung durch $\mathbf{C} \vec{u}$ ergänzt werden (z.B. mit Rayleigh Dämpfung $\mathbf{C}_{Rayleigh} = \alpha \mathbf{M} + \beta \mathbf{N}$). Damit liegt ein gekoppeltes gewöhnliches Differentialgleichungssystem mit entsprechenden Anfangs- und Randwerten vor, welches numerisch gelöst werden kann [195].

Ein analoges Vorgehen ist für das Fluidproblem möglich. Für eine mathematisch detailliertere Darstellung der Standardmethoden sei an dieser Stelle auf [24, 60, 195, 6] verwiesen. Die Fluidgleichungen, die hier in Euler bzw. ALE Schreibweise dargestellt sind, beinhalten noch den konvektiven Term, sodass hier Aufwind - Effekte ähnlich wie bei den FVM Berücksichtigung finden müssen. Daher liegt der Fokus der im Folgenden beschriebenen FEM Diskretisierung auf der besonderen Formulierung der in ADINA[®] verwendeten Fluidelemente.

FCBI Formulierung für Fluidelemente

Die in ADINA[®] für Fluidelemente angewandte FEM basiert auf der oben genannten Galerkinmethode (bzw. in diesem Fall einer Petrov-Galerkin Methode), in der, wie vorangegangen beschrieben, die Interpolationsfunktionen lokal auf Elementebene definiert werden. Die FCBI (**F**low **C**ondition **B**ased **E**lement **I**nterpolation) Elemente sind eine

spezifische Entwicklung [25, 26, 102, 5], die von den Autoren als hybrides Verfahren zwischen FVM und FEM bezeichnet wird. Die Hauptaspekte sind (ähnlich zur FVM) die lokale Erfüllung der Erhaltung von Impuls und Masse, sowie Interpolationsfunktionen in Abhängigkeit der Elementreynolds- und der Elementpeletzahl, um gezielt Aufwindeffekte zu erzielen. Kurzgefasst werden Kontinuitäts- und (hier gezeigt) die Impulsgleichung mittels einer Petrov-Galerkin Variationsformulierung in die schwache Form mit den Unterräumen C_h, V_h und W_h von V

$$\int_{\Omega_F} w \left(\frac{\partial(\rho_F \vec{v})}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_F \vec{v} \vec{c}) - \mathbf{T}_F(\vec{v}, p) - \vec{f}_{vol} \right) dV = 0, \quad (4.12)$$

mit $\vec{c} \in C_h, \vec{v} \in V_h$ und $w \in W_h$ geschrieben, die eine besondere Behandlung des Divergenzterms durch die zwei verschiedenen Unterräume für die Ansatzfunktionen der Geschwindigkeiten \vec{v} und \vec{c} erlaubt, die jedoch zur gleichen Geschwindigkeitvariablen \vec{c}_i am Knoten i gehören, sodass gilt

$$\vec{c} = N_i^c \vec{c}_i \quad , \quad \vec{v} = N_i^v \vec{c}_i. \quad (4.13)$$

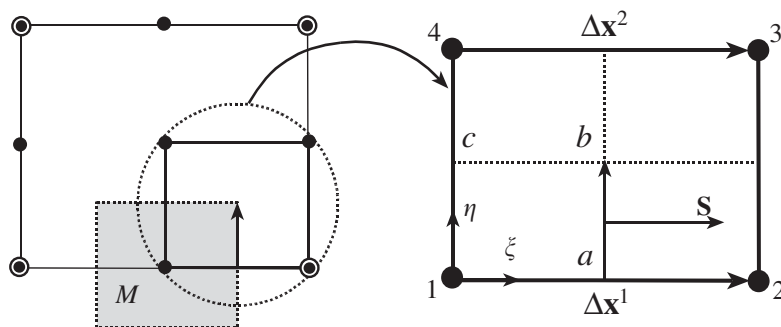


Abbildung 4.2: Kontrollvolumen M und Auswertung von Funktionen in V_h für Flüsse durch ab ; $0 \leq \xi, \eta \leq 1$ (aus [26])

Während in V_h bilineare Funktionen für finite Element Interpolationen der Geschwindigkeit der Form

$$\begin{bmatrix} N_1^v & N_4^v \\ N_2^v & N_3^v \end{bmatrix} = \vec{N}(\xi) \vec{N}^T(\eta) \quad (4.14)$$

mit den lokalen Elementkoordinaten ξ und η (Abbildung 4.2) und $\vec{N}^T(y) = (1 - y, y)$ mit $(y = \xi, \eta \in [0, 1])$ verwendet werden, kommen in C_h die Ansatzfunktionen in Abhängigkeit der Element-Reynoldszahl zum Einsatz. Diese sind beispielsweise für das in Abb. 4.2 gezeigte 9-Knoten Element, bestehend aus vier 4-Knoten Subelementen am Subelement für den Fluss durch die Fläche $a b$ durch

$$\begin{bmatrix} N_1^c & N_4^c \\ N_2^c & N_3^c \end{bmatrix} = [\vec{N}(x^1), \vec{N}(x^2)] \vec{N}(\eta) \vec{N}^T(\eta) \quad (4.15)$$

$$\text{mit} \quad x^k = \frac{e^{Re^k \xi} - 1}{e^{Re^k} - 1} \quad , \quad Re^k = \frac{\rho_F \vec{v}^k \cdot \Delta \vec{x}^k}{\mu} \quad (4.16)$$

formuliert. Dabei ist $\vec{v}^k = \frac{1}{2}(\vec{v}_{2k-1} + \vec{v}_{2k})$ die flächenzentrierte Geschwindigkeit, also bei $\xi = 0,5$ sowie $\eta = 0$ und $\eta = 1$ bei $k = 1$ bzw. $k = 2$.

Für kleine Reynoldszahlen geht der Ausdruck für x^k in die natürliche Elementkoordinate ξ und damit die Ansatzfunktion in eine bilineare Form über, während bei größeren Elementreynoldszahlen (konvektionsdominierte Strömung) der Charakter einer aufwindorientierten Stufenfunktion entsteht, wodurch dieses Verfahren sehr stabil ist [102].

Die Wichtungsfunktionen in W_h sind zur Sicherung der elementweisen Erfüllung der Fluss-erhaltungen in Analogie zur FVM (vergl. oben beschriebene Untergebietkollokationsmethode) als Stufenfunktionen gewählt mit $N_1^w = 1$ für $(\xi, \eta) \in [0, \frac{1}{2}] \times [0, \frac{1}{2}]$ und $N_1^w = 0$ ansonsten. N_2^w bis N_4^w sind dementsprechend definiert.

Die zeitliche Diskretisierung erfolgt in dieser Arbeit für die Strukturelemente mit der *Newmark*-Methode und für die Fluidelemente mit der *Euler- α* -Methode erster Ordnung oder mit dem „*ADINA composite scheme*“ zweiter Ordnung. Details sind in [24, 6, 5] nachlesbar und werden im nächsten Abschnitt 4.2 aufgegriffen.

4.2 Numerische Lösung des gekoppelten Systems

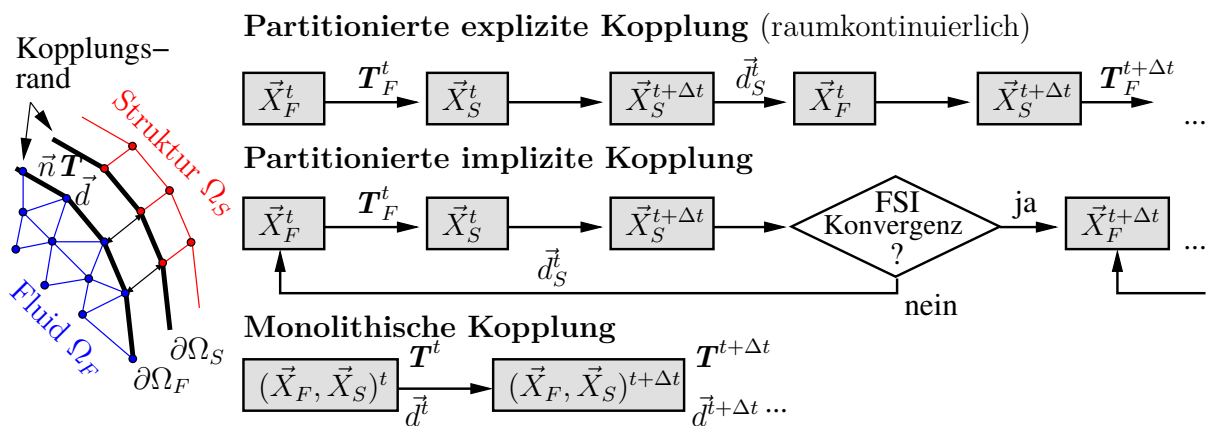


Abbildung 4.3: Übersicht über gebräuchliche Kopplungsschemata

Zur numerischen Simulation eines in 3.4 beschriebenen Mehrfeldproblems, welches aus einem Fluid- und einem Struktur- Rand- und Anfangswertproblem mit einem gemeinsamen Kopplungsrand besteht, kommen die in 4.1.1 und 4.1.2 beschriebenen Verfahren zur Lösung der Einzelfeldprobleme zum Einsatz. Zusammen mit den in 3.4 behandelten Kopplungsrandbedingungen definiert sich daraus das kontinuumsmechanische Mehrfeldproblem, in welchem zur numerischen Behandlung des Kopplungsrandes bzw. des Austausches von Transfergrößen über den Kopplungsrand verschiedene Kopplungsschemata in Frage kommen, über die im Folgenden ein kurzer Überblick gegeben wird. Man unterscheidet neben Feldeliminationsverfahren, die jedoch nur für sehr einfache Fragestellungen Anwendung finden [195], zwei Kopplungsstrategien:

- **Partitionierte Verfahren:** Die Einzelfelder werden separat voneinander gelöst und die Kopplungsbedingungen in den jeweiligen Systemen als externe Randbedingungen behandelt. Je nach Prozedur beim Austausch der Transfergrößen lässt sich eine Unterteilung in *schwach koppelnde* und *stark koppelnde* Verfahren vornehmen.

- Zu den *schwach koppelnden Verfahren* gehört beispielsweise die partitionierte **explizite Kopplung**, bei der *sequentiell* pro Zeitschritt ein einmaliger Last- und Bewegungstransfer stattfindet. Auf diese Weise ist nur die Erfüllung der kinematischen *oder* der kinetischen Kopplungsbedingungen möglich, sodass diese Verfahren für stark gekoppelte Problemstellungen zu Instabilitäten neigen, da dadurch am Kopplungsrand eine künstliche Impulsquelle erzeugt wird. Eine anschauliche Erklärung hierfür bietet die Auswirkung des so genannten „added mass“ Effektes. Als added oder zusätzliche virtuelle Masse [81, 148] einer Struktur wirken sich dabei die Kräfte aus, die bei einer Strukturbewegung durch das umgebende Fluid (viskose und Trägheitskräfte) diese dämpfen. Im expliziten Kopplungsverfahren wird dieser Effekt bei der Berechnung der Strukturbewegung nicht berücksichtigt, sodass nach dem (zu großen) Bewegungstransfer an das Fluid durch dessen unphysikalisch große Beschleunigung entsprechend unphysikalisch große rückstellende Fluiddrücke am Kopplungsrand herrschen, die wiederum im nächsten Zeitschritt bei der Bewegungsberechnung der Struktur den Mechanismus anfachen; das System schwingt sich auf. Da die Beschleunigungen als Quotient aus Geschwindigkeitsdifferenz und Zeitschritt berechnet werden, verschlimmert sich der Effekt sogar bei kleineren Zeitschritten.
- Um trotz partitionierter Vorgehensweise alle Kopplungsrandbedingungen zu erfüllen und somit das Gesamtsystemgleichgewicht erreichen zu können, muss innerhalb eines Zeitschrittes so lange zwischen den Einzelfeldproblemen iteriert werden, bis diese Forderung erfüllt ist, bevor zum nächsten Zeitschritt fortgeschritten wird. In Anlehnung an die Begrifflichkeit des oben beschrieben expliziten Verfahrens werden die *stark koppelnden iterativen Verfahren* auch als **implizite Kopplung** bezeichnet.

Vorteile der partitionierten Verfahren sind insbesondere deren Modularität, die sich in der freien Wahl und Austauschbarkeit von für die jeweilige Problemstellung spezialisierten Einzelfeldlösern äußert. Als Nachteile sind jedoch der Transfergrößen-austausch und dessen Handhabung sowie im Fall der starken iterativen Kopplung eine große Anzahl an Iterationen zwischen den Einzelfeldern und damit hoher Rechenzeitaufwand zu nennen.

- **Simultane Verfahren:** Die physikalische Kopplung im Gesamtsystem wird algorithmisch umgesetzt und die numerische Simulation findet als Lösung eines Gesamtgleichungssystems statt. Diese Kopplungsart wird auch als *monolithisch* bezeichnet und zeichnet sich durch die automatische Erfüllung aller Kopplungsbedingungen aus. Bei monolithischen Verfahren finden stets sämtliche Abhängigkeiten zwischen den Einzelfeldern Berücksichtigung. Sie sind daher sehr robust gegenüber Instabilitäten und weisen eine hohe Genauigkeit des Gesamtverfahrens auf. Nachteilig sind das große Gesamtgleichungssystem, zu dessen Lösung ein erhöhter Speicherbedarf besteht, sowie die gegebenenfalls schlechte Konditionierung der Gesamtsystemmatrix aufgrund der aus beiden Teilfeldern enthaltenen Stoffwerte, die um mehrere Größenordnungen verschieden sein können.

Die simultanen Verfahren können daher nur für Modelle begrenzter Größe eingesetzt werden, besitzen hier jedoch ein ausgezeichnetes physikalisches Abbildungsverhalten insbesondere bei hoch instationären, nichtlinearen Gesamtsystemeffekten. Da die Strömung-Struktur-Kopplung in dieser Arbeit zur Untersuchung grundlegender physikalischer Interaktionseffekte auf phänomenologischer Ebene angewendet wird, fällt die Entscheidung wegen genannter Vorteile gegenüber den partitionierten Verfahren auf die monolithischen

Ansätze.

Das ADINA[®] Software Paket stellt sowohl einen partitionierten als auch einen monolithischen Strömung-Struktur-Kopplungsansatz basierend auf FEM Diskretisierungen (4.1.2) beider Felder innerhalb eines Codes zur Verfügung. Im Folgenden wird die verwendete direkte (monolithische) Methode beschrieben, die in der in ADINA[®] implementierten Weise auch einige Eigenschaften partitionierter Verfahren mit sich bringt.

Ähnlich den partitionierten Verfahren werden in ADINA[®] beide Teilprobleme zunächst in unterschiedlichen Modulen unabhängig voneinander vernetzt und definiert. Über die Definition des Kopplungsrandes in beiden Modulen findet über Interpolationen eine Abbildung der Fluidspannungen auf die Strukturoberfläche und in umgekehrter Weise der Strukturdeformation auf die Fluidraumoberfläche als externe Randbedingungen statt.

In ADINA implementiertes simultanes Verfahren

Mit dem Lösungsvektor des Gesamtsystems $\mathbf{X} = (\vec{X}_F, \vec{X}_S)$, der die Lösungen der Teilsysteme enthält, sowie den am Kopplungsrand auftretenden Verschiebungen $\vec{d}_S(\vec{X}_S)$ und Spannungen $\mathbf{T}_F(\vec{X}_F)$ schreiben sich die FEM diskretisierten Gleichungen des Strömung-Struktur gekoppelten Systems in der folgender kompakten Form

$$\mathbf{F}[\mathbf{X}] = \begin{bmatrix} \vec{F}_F[\vec{X}_F, \vec{d}_S(\vec{X}_S)] \\ \vec{F}_S[\vec{X}_S, \mathbf{T}_F(\vec{X}_F)] \end{bmatrix} = \mathbf{0}. \quad (4.17)$$

In der direkten voll gekoppelten Lösung ergibt die Linearisierung der Gleichungen in jeder Iteration k mit der Newton-Raphson Methode das Gleichungssystem

$$\begin{bmatrix} \vec{A}_{FF} & \vec{A}_{FS} \\ \vec{A}_{SF} & \vec{A}_{SS} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta \vec{X}_F \\ \Delta \vec{X}_S \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} \vec{F}_F \\ \vec{F}_S \end{bmatrix} \Rightarrow \underbrace{\vec{X}^{k+1} = \vec{X}^k - \left[\frac{\partial \vec{F}(\vec{X}^k)}{\partial \vec{X}} \right]^{-1} \vec{F}(\vec{X}^k)}_{\Delta \vec{X}^k} \quad (4.18)$$

das sich ausschreibt zu

$$\begin{bmatrix} \vec{X}_F \\ \vec{X}_S \end{bmatrix}^{k+1} = \begin{bmatrix} \vec{X}_F \\ \vec{X}_S \end{bmatrix}^k - \begin{bmatrix} \frac{\partial \vec{F}_F}{\partial \vec{X}_F} & \frac{\partial \vec{F}_F}{\partial \vec{X}_S} \\ \frac{\partial \vec{F}_S}{\partial \vec{X}_F} & \frac{\partial \vec{F}_S}{\partial \vec{X}_S} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \vec{F}_F[\vec{X}_F^k, \lambda_d \vec{d}_S^k + (1 - \lambda_d) \vec{d}_S^{k-1}] \\ \vec{F}_S[\vec{X}_S^k, \lambda_T \mathbf{T}_F^k + (1 - \lambda_T) \mathbf{T}_F^{k-1}] \end{bmatrix}^k. \quad (4.19)$$

Das Gleichungssystem wird mit dem ADINA[®] „Sparse Solver“, der auf einem Gauss Eliminationsverfahren basiert, jedoch hinsichtlich Speicherbedarf und Matrixeigenschaften optimiert ist (Fehlstellen in dünn besetzter Matrix werden weder mitberechnet noch mitgespeichert), gelöst. \vec{A}_{FS} und \vec{A}_{SF} sind dabei die Kopplungsmatrizen, über die der direkte Transfer realisiert wird. λ_T und λ_d sind Unterrelaxationsfaktoren, die zwischen 0 und 1 gewählt werden, um z.B. bei hoch instationären Vorgängen und großen Zeitschritten Interfacekräfte und -bewegungen zu dämpfen und zusätzliche Stabilität ins Verfahren zu bringen. Über Gleichung (4.19) werden pro Zeitschritt so viele Iterationen durchgeführt, bis die gewünschte Toleranz hinsichtlich der Änderungen in Verschiebung und Spannung am Kopplungsrand oder aber die maximale Anzahl an Iterationen erreicht ist. Um die kinematische Kompatibilität am Kopplungsrand zu gewährleisten, wird für beide Teilprobleme das gleiche Zeitintegrationsverfahren angewendet. So kann beispielsweise die *Euler*

rückwärts Zeitintegration für die Berechnung der Geschwindigkeiten und Beschleunigungen am Kopplungsrand verwendet werden

$$\vec{v}^{t+\alpha\Delta t} = \frac{\vec{d}^{t+\alpha\Delta t} - \vec{d}^t}{\Delta t} \quad , \quad \vec{a}^{t+\alpha\Delta t} = \frac{\vec{v}^{t+\alpha\Delta t} - \vec{v}^t}{\Delta t}, \quad (4.20)$$

in der aus Gründen der numerischen Stabilität $0,5 \leq \alpha \leq 1$ gewählt wird. Alternativ zu diesem Verfahren erster Ordnung kommt in dieser Arbeit das ADINA[®] *Composite* Zeitschrittverfahren zweiter Ordnung zum Einsatz. Details zu den verwendeten Algorithmen und ihrer Implementierung finden sich unter anderem in [203, 26, 5, 6].

Teil II

Methodik und Entwicklung

5 Die Wellenpumpe, ein alternatives Pumpkonzept

Die Ausführungen in 2.5.2 zu derzeit bestehenden Herzunterstützungssystemen deuten zum einen auf kontinuierliche technologische Weiterentwicklungen der Pumpen und ihrer Anwendung hin, lassen jedoch auch einen gewissen Sättigungszustand bezüglich einzelner Aspekte erkennen. So zeichnen sich systemimmanente Vor- und Nachteile von Verdränger- und Kreiselpumpen ab, die es abzuwägen und zu optimieren gilt. Beispielsweise werden heutzutage die Kreiselpumpen den Verdrängerpumpen aufgrund ihrer kleineren Baugröße vorgezogen. Die mit den hohen Drehzahlen verbundene Hämolyse und die meist fehlende immer noch kontrovers diskutierte Pulsatilität (vergl. 2.5.2.4) motivieren andere Forschergruppen hingegen zur Weiterentwicklung der Verdrängersysteme, die sich meist als Membranpumpen klassifizieren lassen [65, 170]. Letztgenannte kommen zwar dem biologischen Herzen am nächsten (pulsatile Pumpaktion durch bewegte Wand und zwei Klappen/Ventile), besitzen jedoch ein stärkeres Risiko für Thrombenbildung und -ablagerung sowie nachfolgende thromboembolische Komplikationen. Zudem sind sie mit einem postoperativen Trauma aufgrund ihrer Baugröße verbunden, womit sich der Kreis der Grunddiskussion wieder schließt.

Diese kurze Zusammenfassung der in 2.5.2 im Detail diskutierten Aspekte motiviert die Prüfung einer Alternative, also eines Pumpkonzeptes, das nicht den systemimmanenten Restriktionen der beiden prinzipiellen Pumpenhauptvertreter (Kreisel- und Verdrängerpumpe) unterliegt. Literatur- und Patentrecherchen hierzu führten stets zu Pumpenformen, die sich letztendlich wieder in eine der genannten Hauptgruppen eingliedern lassen. Die am ehesten für die Anwendung als Blutpumpe in Frage kommende Ausnahme ist der *Vibrating Membrane Fluid Circulator*, der im Folgenden gemäß seines Mechanismus als **Wellenpumpe** bezeichnet wird.

Dieses nicht nur aus medizintechnischer Sicht sondern generell neuartige Wirkprinzip einer Pumpe wurde von Jean Baptiste Drevet erfunden, patentiert [51, 52] und innerhalb der französischen hierfür gegründeten Entwicklungsfirma ams[©]R&D [1] zu einem Prototyp (vergl. Kapitel 6) für eine der drei denkbaren Grundkonfigurationen umgesetzt.

5.1 Anforderungen an ein VAD

Aus den Ausführungen in 2.5.2 leiten sich zusammenfassend folgende Anforderungen an ein Herzunterstützungssystem ab:

1. Bei Bedarf muss ein Volumenstrom $\dot{V} = 10 \text{ l/min}$ gegen physiologische Druckdifferenzen von ca. $\Delta p = 0,16 - 0,2 \text{ bar}$ gefördert werden.

2. Der Bauraum derzeitiger nicht pulsatiler Systeme darf nicht überschritten werden
⇒ Implantierbarkeit ohne Zweihöhleneingriff.
3. Schnelles Antwortverhalten ⇒ ein pulsatiler Betrieb muss möglich sein.
4. Die Betriebsfrequenz und relative Geschwindigkeiten zwischen bewegten Teilen muss deutlich unterhalb derer von derzeitigen nicht pulsatilen Systeme (8000 - 12000 rpm) liegen ⇒ Minimierung der Blutschädigung.
5. Die Gefahr strömungsinduzierter Plättchenaktivierung und -ablagerung muss gering sein ⇒ keine „Hot Spots“ diesbezüglich.
6. Hoher Gesamt- und insbesondere hydraulischer Wirkungsgrad ⇒ Energieverbrauch.

5.2 Prinzip der Wellenpumpe

Das Funktionsprinzip der Wellenpumpe basiert auf dem gekoppelten System einer elastischen Struktur (Membran) und dem zu fördernden Fluid. Die Membran wird durch eine Anregungskraft F senkrecht zu ihrer Erstreckung zu Schwingungen angeregt (Abb. 5.1 oben), wodurch u.a. die folgenden Sonderfälle einer Funktionsweise entstehen.

1. Stark gekoppeltes System:

Die Membrananregung provoziert zunächst eine Verdrängung von Fluid. Hierdurch und durch Rückwirkung der nahen Gehäusewand kommt es zu einer Druckerhöhung im stromab gelegenen Fluidbereich, welche hier direkt eine Deformation der Membran in die entgegengesetzte Richtung und damit eine Kraftübertragung auf das Fluid der gegenüberliegenden Membranseite hervorruft. Da letzteres wiederum in Interaktion mit einer Gehäusewand steht, kommt es zu einem Transport von Fluidpaketen höheren Drucks. Der somit erzeugte positive Druckgradient bewirkt entweder eine Dichtung zwischen Membran und Gehäusewand, oder, sofern diese aufgrund der Membrandynamik nicht zustande kommt, einen rückwärts gerichteten Leckagestrom, der seinerseits eine Saugwirkung auf die Membran Richtung Wand hat. Es handelt sich in diesem Fall daher um eine erzwungene Transversalwelle des gekoppelten Systems und nicht nur der Membran. Die durch Anregung aktiv in die Membran eingebrachte Energie wird also schnell in Fluidenergie umgesetzt, die die stromab immer passiver agierende Membran als wechselseitige Dichtung betreibt. Dieses hochgradig gekoppelte System kann nur dann eine gerichtete Strömung erzeugen, wenn geometrische, dynamische und Materialparameter geeignet kombiniert werden, sodass im optimalen Fall ein dynamisches Gleichgewicht derart besteht, dass die Membran gerade *nicht* oder nur leicht an die Wand anschlägt.

2. Schwach gekoppeltes System bei Dominanz der Strukturkräfte:

Bei starker Dominanz der Strukturkräfte (hohe Steifigkeit, Dichte und Anregungsfrequenz der Membran) wäre eine klassische Transversalwelle der Membran zu erwarten, die ebenfalls eine Förderwirkung auf das Fluid hätte. Ein solcher Pumpentyp wäre beispielsweise zur Förderung von Medien kleiner Fluidichte bei hohen Volumenströmen und kleinen Drücken sinnvoll (z.B. als Ventilator oder Kompressor für Luft). Die Wechselwirkungseffekte sind hier jedoch untergeordnet und es ist bei Fluiden hoher Dichte ein erhöhter Energiebedarf zur Anregung der Membran zu erwarten. Weiterhin ist bei Dominanz der Strukturseite mit Wellenreflexionen zu rechnen, sodass es ggf. zu eingeschränkter Förderwirkung kommt.

Von beiden Funktionsweisen ist besonders aufgrund des Arguments der Strukturwellenreflexion und der effizienteren Energieübertragung 1. zu wählen, deren angesprochener

5.3 Vorschlag einer neuen Unterstützungspumpe

Das in 5.2 erläuterte Pumpprinzip ist bis jetzt in der Fachwelt unbekannt und in weiten Teilen nicht untersucht. Der Funktionsnachweis in Form einiger $\text{ams}^{\text{®}}$ R&D Prototypen ist lediglich für den Scheibentyp erbracht.

Aufgrund der Punkte 2., 5. und 6. aus der Anforderungsliste in 5.1 für die Anwendung als Herzunterstützungssystem ist jedoch eindeutig der Schlauchtyp zu bevorzugen: Die effektive Wirklänge der Membran ist halb so groß wie beim Scheibentyp. Dadurch und durch die nicht erforderliche Umlenkung des Fluids reduziert sich der Bauraum. Ebenfalls durch den Verzicht der Umlenkung ist ein höherer hydraulischer Wirkungsgrad sowie verminderte Ablagerungswahrscheinlichkeit (beim Scheibenfall z.B. in der Mitte des unteren Gehäuses) zu erwarten. Die Schlauchpumpe könnte mit relativ kleinem Platzbedarf als VAD an den linken Ventrikel eines erkrankten Herzens angeschlossen werden, wie dies in der Graphik 5.2 gezeigt ist.

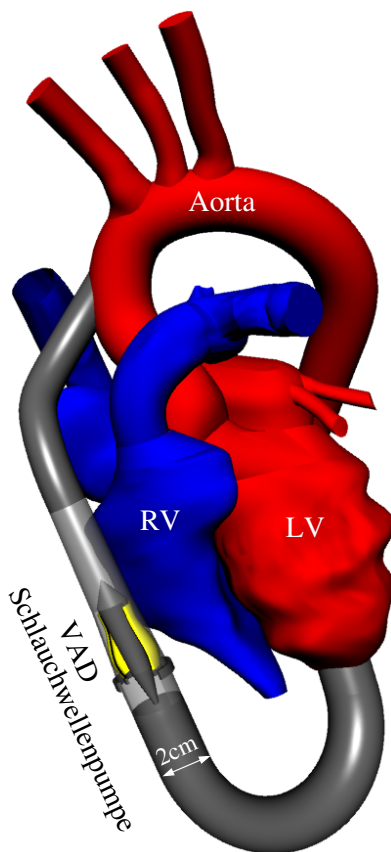


Abbildung 5.2: *Vorschlag eines Herzunterstützungssystems*

Die Abbildung zeigt die angestrebte Größe des Systems in Relation zu den Innenflächen des biologischen Herzens und der Anschlusschläuche. Die Abmaße entsprechen denen des in 9 vorgestellten Referenzfalles. Auf die Gestaltung der Konnektoren wird in 7.1.7 eingegangen. Die technologische Umsetzung der Antriebseinheit des Schlauches und deren Lagerung ist nicht Gegenstand dieser Arbeit. Die Lagerung könnte konstruktiv durch hydrodynamisch optimierte Verstreben und Bauzüge umgesetzt werden. Die Anregung der Membran in einer Variante der $\text{ams}^{\text{®}}$ Scheibenprototypen ist, ähnlich dem Prinzip eines Lautsprechers, elektromagnetisch (Spule/Magnetring Kombination) realisiert. Die entsprechende radiale Anregung der Membran des Schlauchtyps gestaltet sich technisch schwieriger, könnte aber z.B. durch in Umfangsrichtung angebrachte Aktuatoren¹ je nach Kraft- und Verschiebungsbedarf ebenfalls durch anziehende und abstoßende elektromagnetische Kräfte oder durch Piezoelemente verwirklicht werden.

Ein alternativer Vorschlag mit ebenfalls elektromagnetisch angeregten Rotationselementen ist in [53] gegeben. Ein weiterer Aspekt in der Gestaltung eines medizinischen Produkts ist die Verwendung biokompatibler Werkstoffe. Für das zu verwendende Membranmaterial bieten sich deshalb und aufgrund ihrer mechanischen Eigenschaften die Polyurethane an; konkrete Materialbeispiele werden in Anhang B genannt.

Die hier in Kürze genannten Aspekte zur konkreten technischen Umsetzung der Schlauchpumpentechnik werden nicht im Detail behandelt, da zunächst der grundlegende Funktionsnachweis des in 5.2 dargelegten Prinzips zu erbringen ist. Hierauf wird in den folgenden Kapiteln im Detail eingegangen.

¹Die radiale Auslenkung erfolgt damit indirekt über Vergrößerung/Verkleinerung des Schlauchumfangs am Pumpeneintritt

6 Validierung eines Wellenpumpenprototyps

Um Aussagen über die Güte numerischer Simulationsergebnisse treffen zu können und zum anderen die Wahl der numerischen Modelle und Einstellungen zu rechtfertigen, werden Validierungen an unterschiedlichen Fällen durchgeführt. Als Validierung bezeichnet man die Abschätzung von Modellfehlern [110], indem Problemstellungen berechnet und mit der bekannten Lösung verglichen werden. Vergleichsmöglichkeiten bieten hierbei

- Experimente
- analytische Lösungen
- Lösungen definierter Fälle (Benchmark).

Bei der Auswahl der Validierungsfälle wird darauf Wert gelegt, dass diese die dominierenden physikalischen Phänomene der in dieser Arbeit behandelten Problemstellung der Wellenpumpe zu weiten Teilen abdecken. Damit wird die Eignung der Software als Entwicklungswerkzeug nachgewiesen.

Das Softwarepaket ADINA[®] wird im Rahmen dieser Arbeit im Bereich der Strömungs-Struktur-Kopplung zuerst durch ausgewählte Fälle mit bekannten Lösungen validiert. Dies sind

1. die *pulsierende Rohrströmung* in einem elastischen Rohr (siehe A.1)
2. die *Pulswellengeschwindigkeit* in einem elastischen Rohr (siehe A.2)
3. die *flexible Struktur im instationären Zylindernachlauf* nach [88] (siehe A.3),

welche im Anhang A beschrieben werden.

Anhand dieser Auswahl an Validierungsfällen in A wurden gezielt strömungs- und strukturelle sowie die im gekoppelten System auftretenden Effekte mittels der monolithischen FSI für 2D und 2D-rotationssymmetrische Problemstellungen analysiert und validiert.

Um darüber hinaus die Anwendung des Vorgehens für die numerische Abbildung und Entwicklung einer neuartigen Wellenpumpe zu rechtfertigen, erfolgt eine weitere Validierung mit den experimentellen Ergebnissen eines Wellenpumpenprototyps der Firma ams[®]R&D [1]. Damit wird gezeigt, dass die an einfacheren Einzelbeispielen validierte Software auch den komplexeren konkreten Anwendungsfall richtig abbildet. Das Experiment wurde in Kooperation mit dem Institut für Strömungslehre der Universität Karlsruhe (TH) bei ams[®] in Compiegne, Frankreich durchgeführt und wird im Folgenden beschrieben.

6.1 Experiment

Der Aufbau des „LP4-Prototyps“ einer Wellenpumpe, der im Validierungsexperiment verwendet wird, ist in Abbildung 6.1 gezeigt.

Er besteht aus einer rotationssymmetrischen Membran aus Polyurethan (UR 3435 - 70 Sh [4]), die in einen Rahmen aus Aluminium eingespannt ist. Der Rahmen ist mit zwei Stangen verschraubt, welche über einen Motor mit Exzenter bei einer festen Frequenz parallel zur Rotationsachse zu Schwingungen angeregt werden. Die beiden Gehäuseteile bilden die Abgrenzung des Fluidraumes um die Membran herum, wobei der untere Teil die Dichtungen und die untere Kanalkontur enthält, während der obere Teil den Einlass, den Auslass sowie die obere Kanalkontur bereitstellt. Das obere Gehäuseteil ist damit zum einen austauschbar (z.B. gegen Version mit zwei Einlässen (s. Abb. 6.2 d)) für bessere Symmetrie der Einlassströmung) und zum anderen durch das Einlegen von Abstandshalteringen (s. Abb. 6.2 c)) in der Höhe justierbar. Die Höhe der Membran ist ebenfalls durch eine Stellschraube justierbar.

Im Betrieb wird die Membran bei konstanter Frequenz und Amplitude zu Schwingungen angeregt, wodurch sich in Interaktion mit dem umgebenden Fluid (Wasser) eine Transversalwelle ausbildet, die vom Membranrahmen ausgehend auf die Rotationsachse zu läuft und dabei mechanische Energie an das Wasser abgibt. Dies resultiert sowohl in einen positiven Druckgradienten in diese Richtung als auch in einer Förderung des Wassers entlang der Membranober und -unterseite zur Membranmitte und damit durch den Auslass.

Die am Ein- und Auslass angebrachten Schläuche münden in ein gemeinsames Wasserbecken. Vor und nach der Pumpe ist jeweils ein Drucksensor angebracht, deren Prinzip auf der Messung elektrischer Widerstandsänderungen bei Dehnung einer Messmembran beruht (Wheatstone-Brücke). Auslassseitig wird durch einen Absperrhahn der Volumenstrom eingestellt, der mit dem nachgeschalteten Volumenstromsensor elektromagnetisch induktiv gemessen wird. Mit Hilfe eines Lasers wird die Auslenkung und Frequenz der Anregungsstäbe gemessen. Der Pumpenmotor wird über ein Netzteil betrieben, über das die Motordrehzahl und damit die Anregungsfrequenz eingestellt wird.

Die elektronischen Messsignale werden schließlich über eine Datenkarte an einem PC ausgewertet. Der Experimentaufbau mit seinen Komponenten ist in Abbildung 6.2 als Foto und in Abbildung 6.3 schematisch gezeigt. Die verwendeten Sensoren und Datenverarbeitungsgeräte sind in Tabelle 6.1 zusammengefasst.

Die Validierungsmessung an der ams[®] LP4 Prototypenpumpe erfolgt anhand von Druck-Volumenstrom Kennlinien für den stationären Betrieb. Mit dem oben beschriebenen Experimentaufbau wird der zeitlich gemittelte Druck vor dem Einlass und nach dem Auslass der Pumpe und somit der Druckaufbau über die Pumpenmembran inklusive der auf dieser Strecke auftretenden Druckverluste gemessen. Über die Motor-Exzenter Anregung werden jeweils konstante Frequenzen eingestellt und bei geöffnetem Stellventil die Messung gestartet, nachdem die messbaren Schwankungen im Druck und Volumenstrom keine Änderung mehr aufweisen. Über das Stellventil wird langsam der Volumenstrom bis zum vollständigen Verschließen verkleinert. Die Messreihe wird für die Frequenzen 80 Hz, 90 Hz, 100 Hz und 110 Hz durchgeführt.

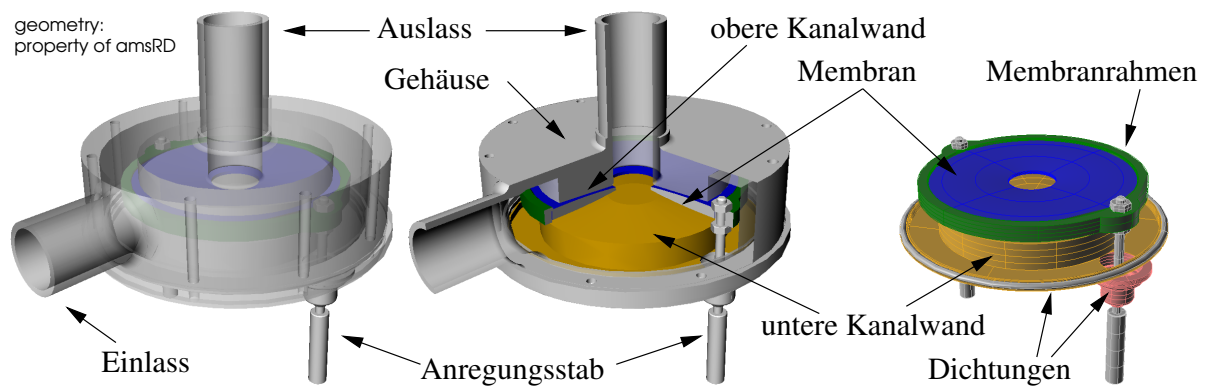


Abbildung 6.1: CAD Geometrie des ams LP4 Prototyps

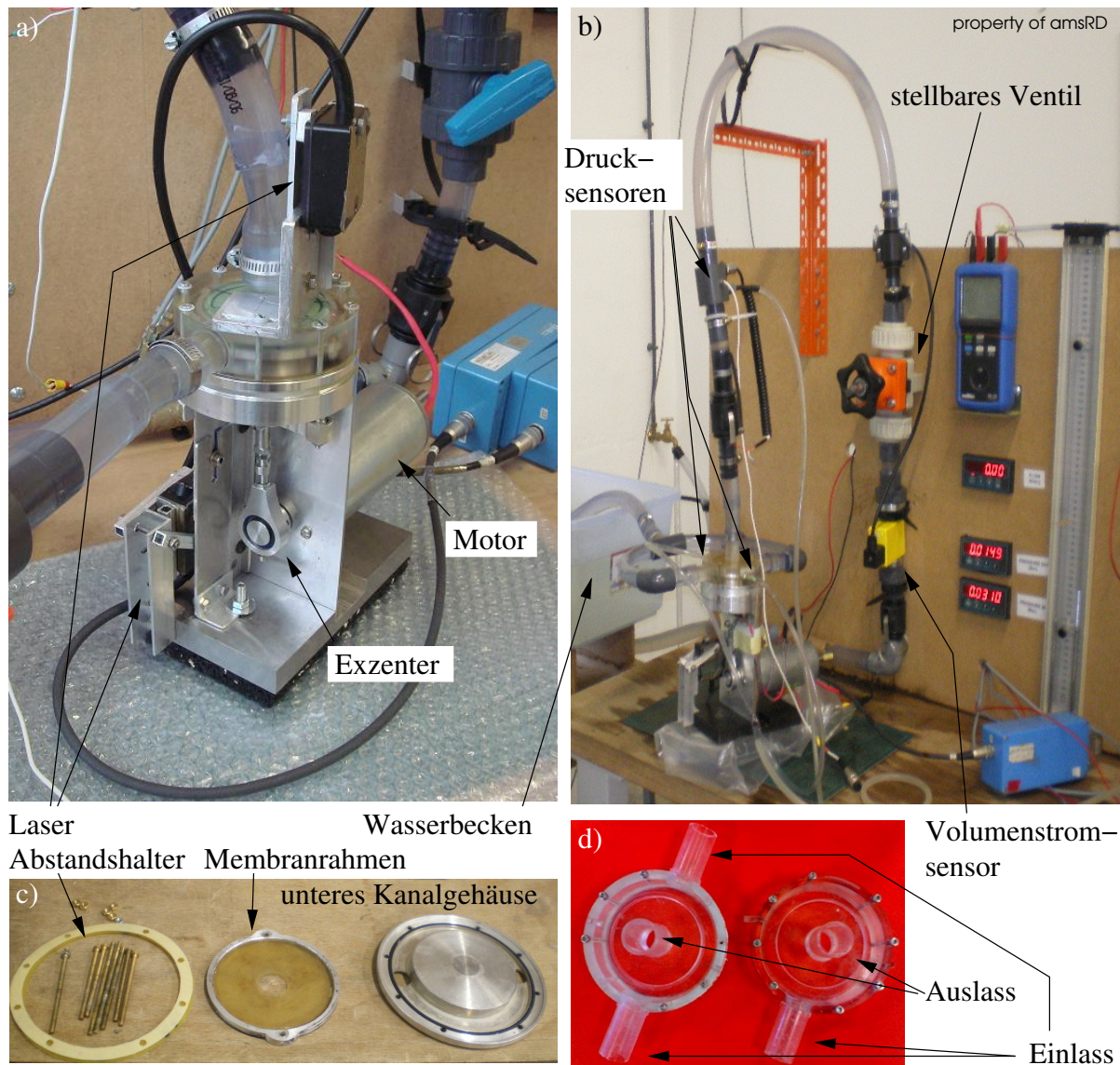


Abbildung 6.2: Experimentaufbau zur Validierung der ams LP4 Pumpe [1]: a)/b) Membranwellenpumpe mit Motor, Anregungsmechanik und Sensoren. c) Unterer Gehäuseteil und Membran. d) Oberer Gehäuseteil als Versionen mit zwei bzw. einem Einlass.

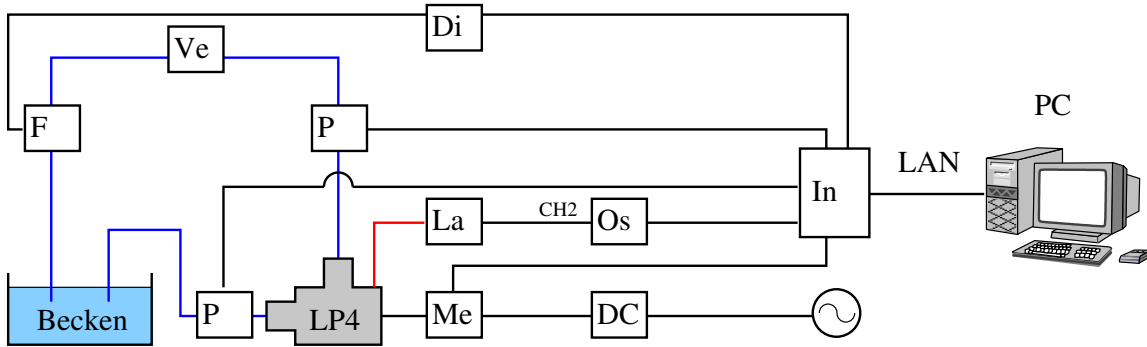


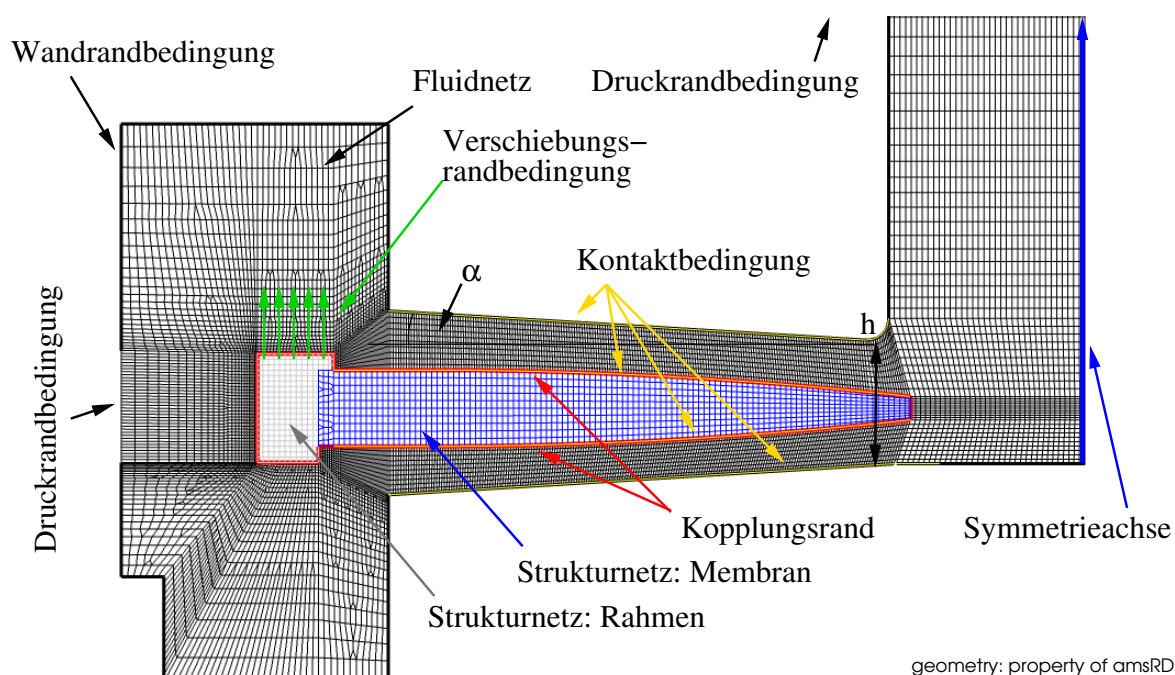
Abbildung 6.3: Schema des Experimentaufbaus (Bezeichnungen s. Tabelle 6.1)

Komponente	Herst./Typ	Antwortzeit t_a [s]	Genauigkeit	Abk.
Ventil	BAMO MV310PN10	—	—	Ve
Drucksensor	Sika DSI507.025	$5 \cdot 10^{-3}$	$\pm 0,3\%$	P
Flusssensor	Sika VMI25K7-100	$1 \cdot 10^{-2}$	$\pm 1\%$	F
Laser	Bullier M5l/10	$1 \cdot 10^{-4}$	$3 \cdot 10^{-5}\text{m}$	La
		Bereich	Parameter	Abk.
DC Netzteil	CPX400A	20V/20A-60V/7A	—	DC
Oszilloskop	OX7104	—	—	Os
Wattmeter	PX110	- 6kW	—	Me
Datenkarte (AD-Wandler)	imc CRONOS-PL ISO2-8	100 kS/s 14 kHz -150 bis +150 V Eingang P: Eingang F: Eingang La:	$0,28 \frac{\text{V}}{\text{bar}} - 0,23$ $0,1 \text{V}/(\text{l}/\text{min})$ $1 \text{V}/\text{mm}$	In

Tabelle 6.1: Experimentkomponenten [2]

6.2 Numerisches Modell

Zur Simulation des LP4 Prototyps wird ein numerisches FSI Modell der Pumpe erstellt, welches im Folgenden beschrieben wird. Aus der in Abbildung 6.1 gezeigten 3D-CAD Geometrie wird zunächst mittels eines Parallelschnittes durch die Rotationsachse des Auslassrohres eine zweidimensionale Geometrie extrahiert, auf deren Basis ein 2D-rotationssymmetrisches Modell generiert wird. Die Annahme der Rotationssymmetrie stellt eine Vereinfachung dar, die geometrisch lediglich in Diskrepanz zum Pumpeneinlass steht, strömungs- und strukturmechanisch jedoch die gesamte Simulationsregion beeinflussen kann. Ihre Auswirkung wird in Abschnitt 6.3 diskutiert. Mit der Software ADINA[®] wird sowohl die Membranstruktur als auch der Fluidraum mit „8 node 2D-structure“ Elementen bzw. „2D -fluid“ Elementen weitgehend strukturiert vernetzt (s. Abbildung 6.4)[5, 6], da diese Vernetzungsart für die in Abschnitt A.1 bis A.3 beschriebenen Validierungsfälle die genauesten Ergebnisse liefert. Für die in Abb. 6.4 gezeigte Geometrie wurden Skripte entwickelt, die eine automatische Netz- und Modellgenerierung in Abhängigkeit geometrischer, physikalischer und numerischer Parameter erlauben, um beispielsweise Parameterstudien über die bezüglich der Validierung sensiblen Para-



geometry: property of amsRD

Abbildung 6.4: Numerisches Netz des LP4 Validierungsfalles mit Randbedingungen.

meter durchzuführen (s. Abschnitt 6.3). Das Netz enthält 12232 Elemente auf der Fluid- und 1329 Elemente auf der Strukturseite.

Das Auslassrohr hat im Modell eine (hier nicht dargestellte) Länge von ca. 10 Durchmessern und bei $2/3$ eine einstellbare **geometrische Einschnürung**, mit der der Effekt des Stellventils abgebildet wird.

Die **Druckrandbedingungen** an Ein- und Auslass werden zu 0 Pa gesetzt, die Auswertung des Drucks findet flächengemittelt stromauf der Ventileinschnürung sowie direkt vor dem Membranrahmen statt.

Der Membranrahmen wird als starr angenommen und durch eine **Verschiebungsrandbedingung** auf Strukturseite sinusförmig mit einer Amplitude von 2,5 mm angeregt. In diesem Zusammenhang sei erwähnt, dass im Experiment die Wahl auf eine mechanische Anregung per Motor/Exzenter fiel, um größtmögliche Konsistenz mit dieser Randbedingung zu gewährleisten ¹.

Als **Kopplungsrand** werden alle Oberflächen des Membranmaterials definiert, die in Kontakt zu dem umgebenden Fluid stehen.

In der Realität des Experimentes tritt während des Betriebes ein Anschlagen der Membran an die Kanalwände auf, welches im numerischen Modell zu einer Zerstörung von Elementen auf der Fluidseite führen würde und daher künstlich unterbunden werden muss. Aus diesem Grund werden Flächen, die Gefahr laufen, sich während der Simulation zu berühren, als **Kontaktpaare** definiert, zwischen denen ein konstanter einzustellender Abstand (Wandoffset) nicht unterschritten werden kann.

Die hyperelastischen **Materialeigenschaften** (s. Abschnitt 3.3.4) wurden in Materialprüfungsanstalten [27, 4] ermittelt und in Mooney-Rivlin sowie Holzapfelparameter überführt [3]. Da bei den auftretenden Strukturbewegungen zwar große Verschiebungen (mehrere mm), aber nur kleine Verzerrungen (größtenteils durch Biegung) auftreten, wird das Mate-

¹in der Regel wird bei der Wellenpumpe auf eine elektromagnetische, also kraft- anstelle verschiebungsbasierte Anregung abgezielt

rialverhalten als linear elastisch betrachtet. Weil bei den verwendeten Polyurethanen das Materialverhalten sowohl temperatur- als auch frequenzabhängig sein kann [108], bezieht sich der angegebene Elastizitätsmodul auf eine Frequenz von 100 Hz [1].

Parameter	
Zeitschritte pro Zyklus	200
Iteration	Newton
Kopplungsschema	monolithisch
Relaxation Verschiebung	0,75
Relaxation Kraft	0,75
max. Iterationsschritte	150
Strömungsannahme	laminar
(Newtonsch)	schwach kompressibel
Strukturannahme	große Verschiebung
(linear elastisch)	kleine Verzerrung

Tabelle 6.2: Numerische Parameter und Modellannahmen

Größe	Einheit	
ρ_S	$[10^3 \frac{kg}{m^3}]$	1,176
E_S	$[10^6 \frac{kg}{ms^2}]$	17
ν	$[-]$	0,49
$\alpha_{Rayleigh}$	$[-]$	0,25123
$\beta_{Rayleigh}$	$10^{-7}[-]$	6,3637
ρ_F	$[10^3 \frac{kg}{m^3}]$	1
ν_F	$[10^{-6} \frac{m^2}{s}]$	1
κ	$[10^9 \frac{kg}{ms^2}]$	2,0
Offset W.	$[mm]$	0,06

Tabelle 6.3: Stoff- und Modellgrößen

6.3 Validierung

In Abbildung 6.5 sind die experimentellen Ergebnisse denen der Simulation gegenübergestellt. Im Experiment konnten aufgrund der herrschenden Anlagenverluste nur Volumenströme bis ca. 50 l/min realisiert werden. Zwischen den Kennlinien der Simulation und dem Experiment sind Unterschiede vor allem in der Steigung der Kurven zu sehen, während die Abstände in beiden Fällen annähernd gleich groß sind und die Kurven Parallelität aufweisen. Der relative Fehler bei geschlossenem Ventil beträgt für 80 Hz und 100 Hz ca. 36%.

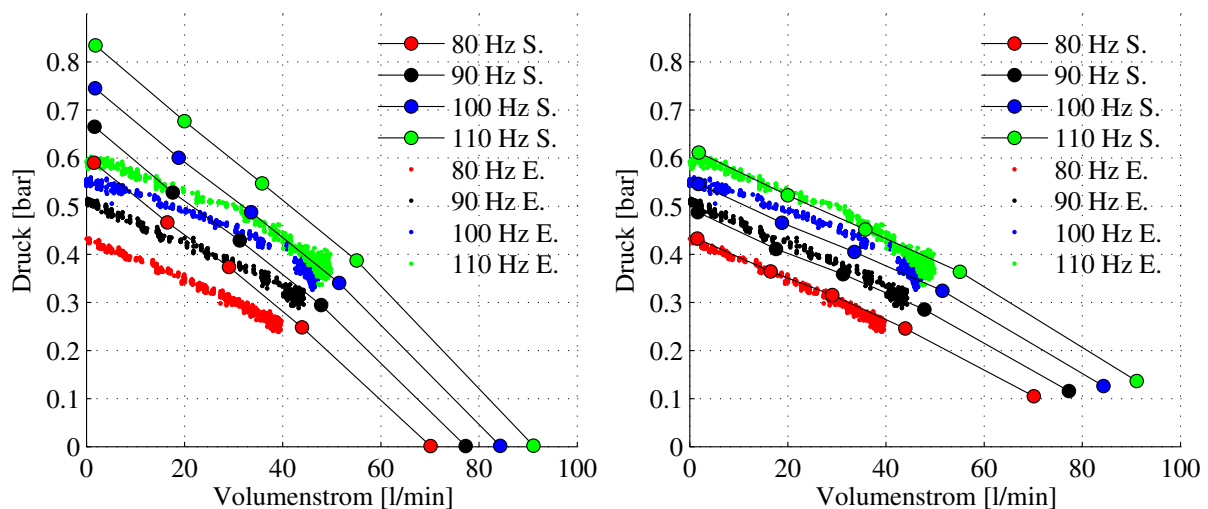


Abbildung 6.5: Vergleich der experimentellen Daten des LP4 Prototyps mit der Simulation. *Links*: Direkte Gegenüberstellung. *Rechts*: Gegenüberstellung unter Berücksichtigung systematischer Fehler.

Durch die Umrechnung aller Simulationsdatenpunkte mit

$$\Delta p_{\text{korrr}} = a \cdot \Delta p + b \cdot \dot{V} \quad (6.1)$$

mit $a = 0,73$ und $b = 1,5 \cdot 10^{-3} [\text{bar} \cdot \text{min}/\text{l}]$ können die Simulationskurven zu guter Übereinstimmung mit den Experimentalkurven gebracht werden (Abb. 6.5 rechts), was die Existenz eines systematischen Fehlers auf Experimentseite, Simulationsseite oder beidem vermuten lässt, der sich linear äußert. Die möglichen Gründe für diese Abweichung werden im Folgenden diskutiert:

- **Experimentbedingte Unsicherheiten:**

Sensoren: Die Genauigkeit der verwendeten Sensoren und Datenerfassung ist Tabelle 6.1 zu entnehmen und lässt lediglich geringe Fehler im einstelligen Prozentbereich erwarten. Anfängliche Volumenstrommessungen, die durch die Vibration des Sensors bei geschlossenem Ventil beobachtet wurden, konnten durch dessen zusätzliche Fixierung vermieden werden.

Membranfixierung: Die Membranmontage stellt eine Unsicherheit im Experimentaufbau dar, da ihre endgültige Position mit den derzeit zur Verfügung stehenden Mitteln nicht ausreichend genau messbar ist. So wird der Membranrahmen über die in Abb. 6.1 (Mitte) dargestellte Gewindestange mittels der unteren Mutter justiert und mittels der oberen Mutter fixiert. Der Nachweis über die identische Höhe der Gewindestangen, welche über einen elastischen Balken und ein Kugelgelenk mit dem Exzenter verbunden sind, kann innerhalb einer Genauigkeit von 0,1 mm nicht erbracht werden. Des Weiteren ist trotz der Fixierung, aber aufgrund der Verwendung von lediglich 2 Fixationspunkten, der Membranrahmen empfindlich gegen Kippen, was sich insbesondere bei Verwendung eines Pumpenkopfes mit nur einem Einlass (hohe Unsymmetrie der Strömung) bemerkbar macht. Auch durch die Verwendung von 2 Einlässen wird ein unsymmetrisches Abkippen und gegebenenfalls auch vibrationsbedingtes Verbiegen des Membranrahmens vermutet, was sich aus der in Stroboskopaufnahmen sichtbaren Ausbreitung von Blasen in Umfangsrichtung (unsymmetrische Ausgleichsströmung) ableiten lässt. Die Fixierung der Membran innerhalb des Rahmens erfolgt mittels eines eingeklebten Ringes und Verklebung der Membran auf diesem; auch hier sind Unsicherheiten von mehr als 0,1 mm zu erwarten.

Geometrische Unsicherheiten: Zu den geometrischen Unsicherheiten sind im Wesentlichen der Kanalwandwinkel α und die Kanalhöhe h (s. Abb. 6.4) zu zählen, da diese Geometrieparameter im montierten Zustand schwierig messbar sind und zudem die Validierungsgrößen sensitiv auf sie reagieren. Dies verdeutlicht die in Abb. 6.6 zusammengefasste numerische Parameterstudie bzgl. dieser Größen: Der linke Teil der Abbildung zeigt die relativen Abweichungen zum im Experiment gemessenen Druck bei geschlossenem Ventil für den Betrieb der Pumpe bei 80 Hz und 100 Hz. Im Referenzfall ($\alpha = 3,5^\circ$, $h = 5,6\text{mm}$) beträgt diese ca. 36%. Durch Verkleinerung lediglich der Höhe h um 0,5 mm in der Simulation verkleinert sich die Abweichung auf etwa 32%. Bei Verringerung von h um 0,3 mm in Kombination mit der Verringerung von α um $0,4^\circ$ verringert sich die Abweichung auf etwa 13%. Der letztere Fall liegt zumindest bezogen auf α im Bereich der Messungengenauigkeit der Geometrie und ist in seiner Auswirkung auf die Kennlinien im rechten Teil von Abbildung 6.6 verbunden mit einer deutlichen Annäherung von Simulation und Experiment dargestellt. Da der Kanalwinkel den deutlichsten Einfluss auf die

Steilheit der Kennlinien hat (vergl. auch 9.3), wird dieser Unsicherheitsaspekt als der relevante für das Experiment betrachtet.

- **Modellannahmen:**

Rotationssymmetrie: Ihre Anwendung ist im Wesentlichen durch die Realisierbarkeit der numerischen Simulation begründet: Am beschriebenen Fall nimmt die Zellanzahl bei unstrukturierter Vernetzung ähnlicher Feinheit von 2D nach 3D etwa um den Faktor 400 zu, ähnliches zeigt sich für die Rechenzeit [50]. Weiterhin kann es bei Verwendung des monolithischen Kopplungsansatzes zu sehr großen Gleichungssystemen kommen, die nur mit entsprechend großen Arbeitsspeichern behandelt werden können. Mit der Software ABAQUS[®] wurde eine Modalanalyse der Membran durchgeführt (vergl. Abb. 6.7), welche die erste rotationssymmetrische Eigenform bei einer Eigenfrequenz von 125,36 Hz liefert und zeigt, dass nichtrotationssymmetrische Eigenformen erst ab der Frequenz 169,98 Hz auftreten [50], sodass bei einer Anregung mit 100 Hz lediglich mit nicht rotationssymmetrischen Effekten zu rechnen wäre, die sich aus der gekoppelten Strömung ergeben. Dies ist jedoch auch im Experiment nicht der Fall, wie sich durch Stroboskopaufnahmen zeigen lässt. Durch die Verwendung des Pumpenkopfes mit zwei Einlässen (Abb. 6.2 d) ist zwar eine flächensymmetrische, jedoch keine rotationssymmetrische Strömung zu erwarten.

- **Simulationsbedingte Fehler:**

Im Rahmen der Validierungsfälle in A.1 bis A.3 konnte gezeigt werden, dass mit der verwendeten Vernetzungs- und Simulationsmethode quantitative Ergebnisse aus bekannten Lösungen reproduzierbar sind. Die hierdurch gewonnene Vertrauensbasis in die Simulationsergebnisse kann jedoch nicht auf den hier betrachteten Fall übertragen werden, da Modellannahmen stärker vom Realfall abweichen und zudem aufgrund der experimentellen Unsicherheiten eine quantitative Überprüfung nicht möglich ist. Ein physikalischer Aspekt, der im Rahmen der Simulation nicht berücksichtigt wurde ist das Einsetzen von Turbulenz im Wellenkanal. Die Reynoldszahl für den Pumpenauslass ergibt sich bei 40 l/min und einem Auslassdurchmesser von 0,018 m zu $Re_D=47157$ und liegt damit weit über der kritischen Rohrreynoldszahl von 2300. Es ist daher auch bereits im Wellenkanal mit einer transitionellen oder turbulenten Strömung und damit erhöhten Strömungswiderständen zu rechnen, die in der Simulation nicht korrekt erfasst werden. Die Anwendung statistischer Turbulenzmodelle hat mit den gewählten Zeitschritten zu keiner Konvergenz geführt und verspricht erst bei Verwendung automatisch an die CFL-Zahl angepasster Zeitschritte Erfolg, welche jedoch um mehrere Größenordnungen absinken und die Simulationsdauer entsprechend nach oben treiben. Insbesondere für nicht Newtonsche Medien, die in der weiteren Arbeit verwendet werden, liegen keine Erfahrungswerte mit statistischen Turbulenzmodellen vor. Um dem transitionellen Charakter der Strömung gerecht zu werden, kämen daher die DNS (direkte numerische Simulation) oder die LES (Large Eddy Simulation) ggf. in Verbindung mit einer *immersed boundary Methode* (vergl. [35]) zur Erhaltung der Netzqualität in Frage, deren Speicher- und Zeitaufwand im Rahmen dieser Arbeit jedoch nicht gerechtfertigt sind.

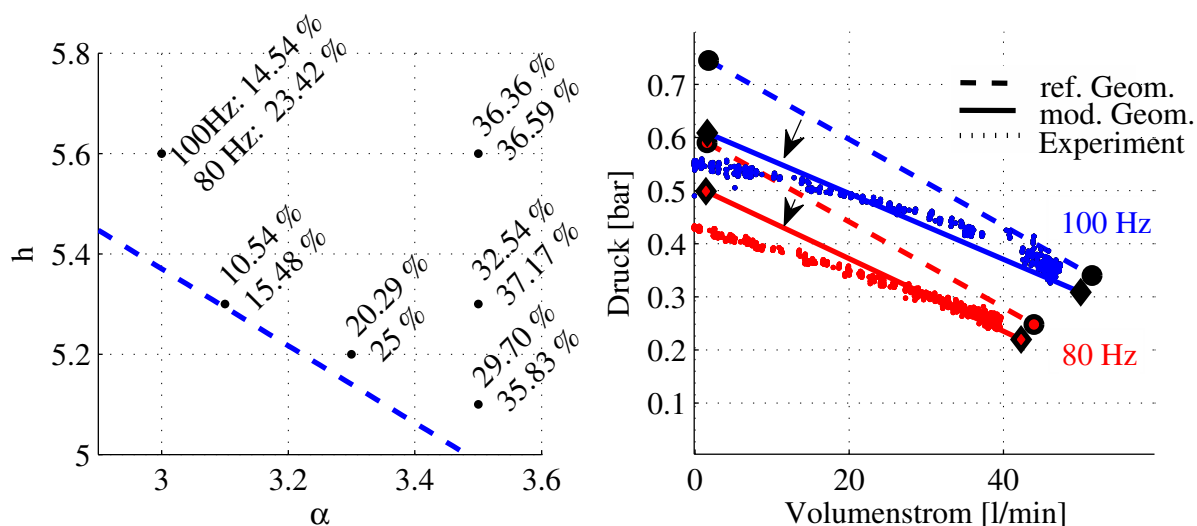


Abbildung 6.6: Einflüsse geometrischer Variation von Kanalwandwinkel α und Kanalhöhe h bei geschlossenem Ventil auf die relative Abweichung zum Experiment (links) und auf die Kennlinien (rechts)

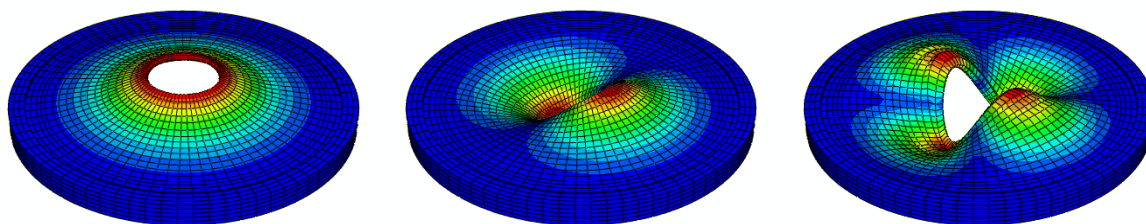


Abbildung 6.7: Eigenformen für 125,36 Hz (links), 169,98 Hz (Mitte), 269,54 Hz (rechts)

Analyse des Strömungsfeldes

Auf den Seiten 70 und 71 sind die Momentanaufnahmen der instationären Strömungssimulation zu 10 gleichmäßig über einen Schwingungszyklus verteilten Zeitpunkten für das Druck-, das Geschwindigkeitsfeld sowie für die Stromlinien dargestellt und entsprechenden Stroboskopaufnahmen des Validierungsexperiments gegenübergestellt. Wie zu erkennen ist, bildet sich im eingeschwungenen Betrieb eine zur Rotationsachse laufende Welle mit ca. einer halben Wellenlänge in der Membran aus. Dieser Sachverhalt wird durch Stroboskopaufnahmen im Experiment bestätigt. Das lokale und zeitliche Strömungsfeld ist derzeit der Messung nicht zugänglich und wird daher nur anhand der hier gezeigten numerischen Ergebnisse diskutiert. Hierzu werden die in [141] erläuterten strömungstopologischen Begriffe verwendet, die in Abbildung 6.8 verdeutlicht sind.

Im **ersten Zyklusviertel** bewegt sich der Membranrahmen nach oben, wodurch es zu einer Ausgleichsströmung um den Rahmen herum in die entgegengesetzte Richtung kommt. Zusätzlich wird durch diese Bewegung vom vorderen Bereich der Membranunterseite Fluid in den unteren Strömungskanal gesaugt (Halbknoten an Membranunterseite, negativer Relativdruck). Auf der Membranoberseite entsteht ebenfalls ein Halbknoten, allerdings mit positivem Relativdruck. Durch diese Konfiguration der Druckkräfte, die im dynamischen Gleichgewicht mit der Membranbewegung und -verformung stehen, ergibt sich die gezeigte Durchbiegung der Membran, sodass ausgehend vom Halbsattel am oberen Gehäuse

in Richtung Symmetrieachse ausgeströmt wird. Die Ausgleichströmung erfolgt dabei von oberem zu unterem Halbknötchen.

Bei Herunterbewegen der Membran im **zweiten Zyklusviertel** wandert der obere Halbknötchen Richtung Symmetrieachse, während sich durch die Abbewegung, die lokal die Wirkung eines Senkenterms hat, in Nähe des Membranrahmens ein neuer Halbknötchen auf der Oberseite bildet, welcher dem anderen, der als Konsequenz eines Quellterms verstanden werden kann, hinterherwandert. Zwischen diesen im Analogon als Quelle-Senken Paar zu betrachtenden Knötchenpunkten- und -linien bildet sich erwartungsgemäß eine Ausgleichsströmung entgegengesetzt zur Membranwellenbewegung aus, die als Leckagestrom zu bewerten ist (vergl. auch Abb. 6.8). Das Leckagestromgebiet ist damit aber räumlich begrenzt und wandert mit der Membranwelle mit, bis es durch vom Kanaleinlass nachströmendes Fluid komplett ausgespült wird. In der Lagrangeschen Betrachtung einzelner Fluidpartikel erfahren diese bei Passage des Leckagegebiets eine kurzzeitige Richtungs-umkehr mit anschließendem Ausgespültwerden. Die an den Gehäusewänden auftretenden Stau- und Ablösepunkte sind topologisch als Halbsattel zu interpretieren.

Das **dritte und vierte Zyklusviertel** verhalten sich analog mit der umgekehrten Bewegung und den entsprechenden Phänomenen auf der anderen Membranseite. Insgesamt entsteht eine Wellenbewegung der Membran, durch die Fluid unter Aufbau eines positiven Druckgradienten gefördert wird.

Bei den auftretenden Bewegungen kommt es zur wechselseitigen Wirbelablösung am Membranrand sowie zu, durch die Pulsatilität der Strömung bedingten, periodischen Wirbelablösungen an feststehenden Gehäusekanten (Kavitäten ober- und unterhalb des Membranrahmens, Einlaufkanten in die Kanäle, Umlenkung zum Auslass). Weiterhin treten Grenzschicht-/Wirbelablösungen an ebenen Flächen infolge positiver Druckgradienten auf. Alle dargestellten Wirbel (Foki) sind aufgrund der 2D-rotationssymmetrischen Lösung als geschlossene Ringwirbelsysteme, die sich ggf. gegenseitig antreiben, zu betrachten. Wirbelwalzen, die in der dreidimensionalen, reibungsbehafteten Theorie möglich sind, tauchen in dieser Lösung nicht auf.

Im Strömung-Struktur-gekoppelten Kontext sei darauf hingewiesen, dass die angesprochene Transversalwelle nicht im klassischen Sinn als eine Welle zu verstehen ist, die durch das Wechselspiel von elastischen Kräften und Strukturträgheitskräften charakterisiert ist. Vielmehr trägt die Trägheit des Fluids und die direkte Nähe der Gehäusewand (Erhöhung des NAVMI, s. C.3) zur wesentlichen Strukturdeformation bei und stellt damit den relevanten physikalischen Aspekt zum Verständnis der Wirkweise dar.

Analyse der Strukturbewegung

Zur Beurteilung der errechneten Membranbewegung stehen als visuelle Daten aus dem Experiment lediglich Stroboskopaufnahmen zur Verfügung. Bei Voraussetzung eines periodischen Vorgangs können so die Bewegungszustände der Membran über einen Zyklus sichtbar gemacht und ausgewertet werden.

Abbildung 6.9 zeigt die Bildbearbeitungsschritte der aus Stroboskopfilmaufnahmen extrahierten Einzelbilder zur Visualisierung der Membrandeformation. Die so erzeugten Bilder sind in gespiegelter Form in den Abbildungen 6.10 und 6.11 gezeigt. Die in radialer Richtung angebrachten Markierungen wurden zur Verdeutlichung der Deformation rot nachgezogen. Aufgrund der perspektivischen Darstellung im Einzelbild schwerer erkennbar als im bewegten Film, lässt sich jedoch feststellen, dass berechnete und aufgenommene Membranauslenkung in Richtung und Wellenlänge gut übereinstimmen.

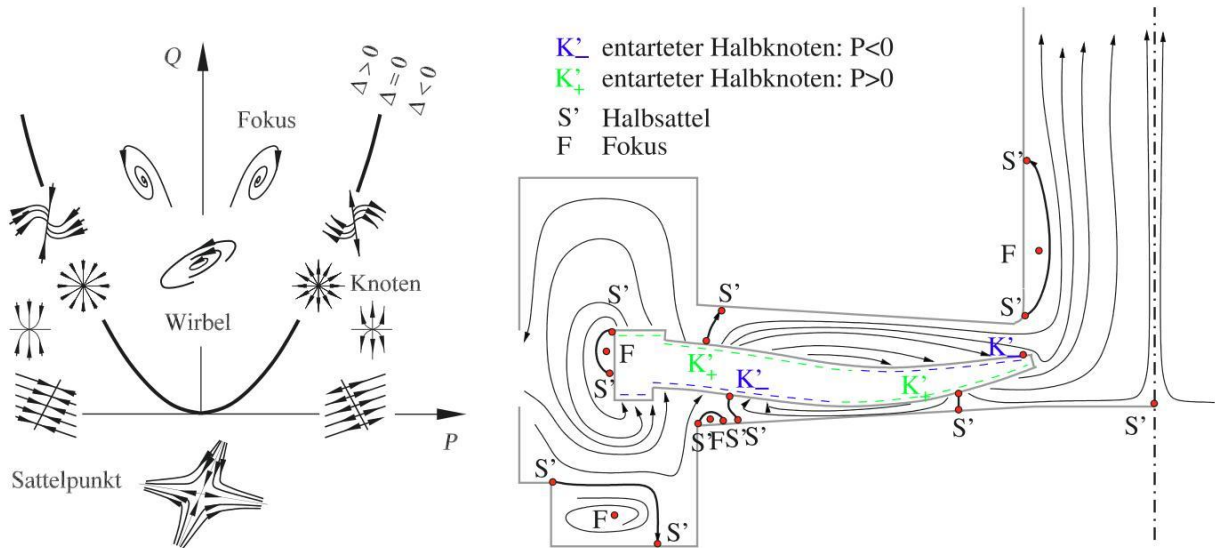


Abbildung 6.8: *Links*: Eigenvektoren nach der Theorie der kritischen Punkte an fester Wand für die 2D-Strömung [141]. *Rechts*: 2D Strömungsstruktur in Prototypenpumpe bei Aufwärtsbewegung des Membranrahmens; die gestrichelten Linien markieren als Quelle/Senke interpretierbare Bereiche, die hier nicht gemäß der Theorie an fester Wand jedoch hinsichtlich der Topologie als entartete Halbknoten bezeichnet werden.

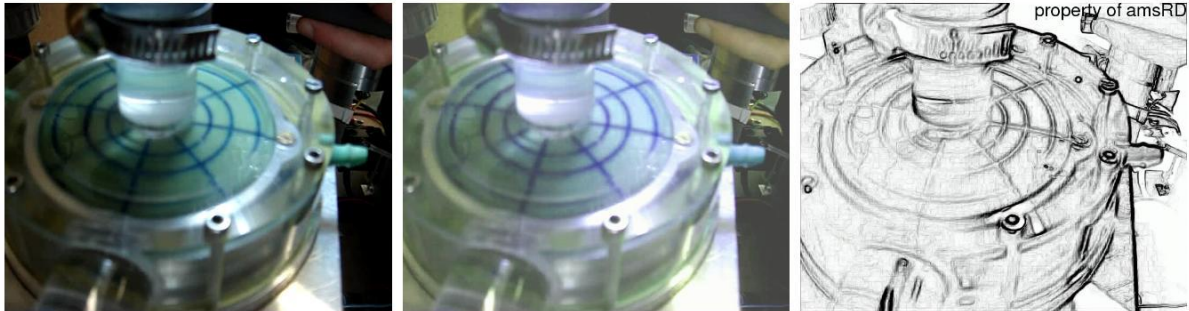


Abbildung 6.9: Stroboskopaufnahme des LP4 Prototyps (links), Kontrast- und Farbverstärkung (mittig) und Reliefdarstellung (rechts)

Verwendbarkeit der Methoden als Auslegungswerkzeug

Aus der vorangegangenen Diskussion lässt sich der Schluss ziehen, dass in Bezug auf die integralen Strömungsgrößen des die Pumpe charakterisierenden Kennfeldes keine absoluten quantitativen Aussagen möglich sind. Da die Abweichungen in den Ergebnissen systematisch sind, mit großer Wahrscheinlichkeit auf Unsicherheiten in den Geometrieabmessungen zurückzuführen sind und relative Änderungen bzgl. der Frequenzen richtig abgebildet werden, ist hier eine Aussagekraft gegeben, die sich zur Beurteilung von Betriebs- und Designänderungen eignet. Auf dieser Basis und im Hinblick auf die erfolgreich validierten Fälle A.1 bis A.3 mit dem gleichen Vorgehen wird die Simulationemethode zu Auslegungszwecken einer neuen Wellenpumpenkonfiguration in Schlauchform als legitim beurteilt unter der Einschränkung, dass kein Anspruch an die richtige Abbildung absoluter Strömungsparameter, jedoch an deren relative Änderung gestellt wird. Das Werkzeug wird daher zur Beurteilung von Design- und Betriebsänderungen sowie zum Systemerkennnisgewinn eingesetzt.

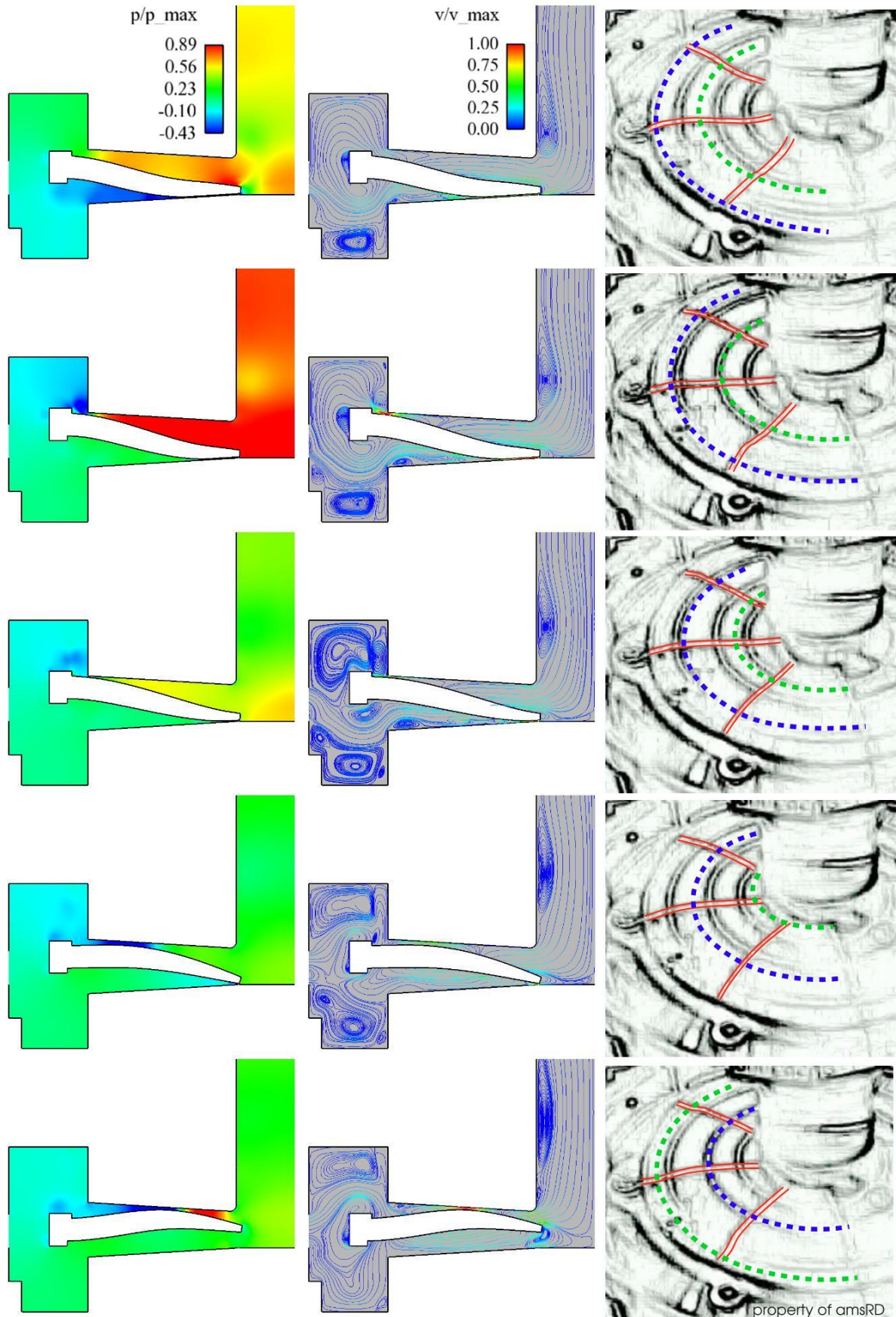


Abbildung 6.10: Simulationsergebnisse des LP4 Prototyps bei 100 Hz, erste Zyklushälfte: Druckfeld (links), Stromlinien mit dem Geschwindigkeitsbetrag eingefärbt (mittig), Stroboskopaufnahme (rechts)

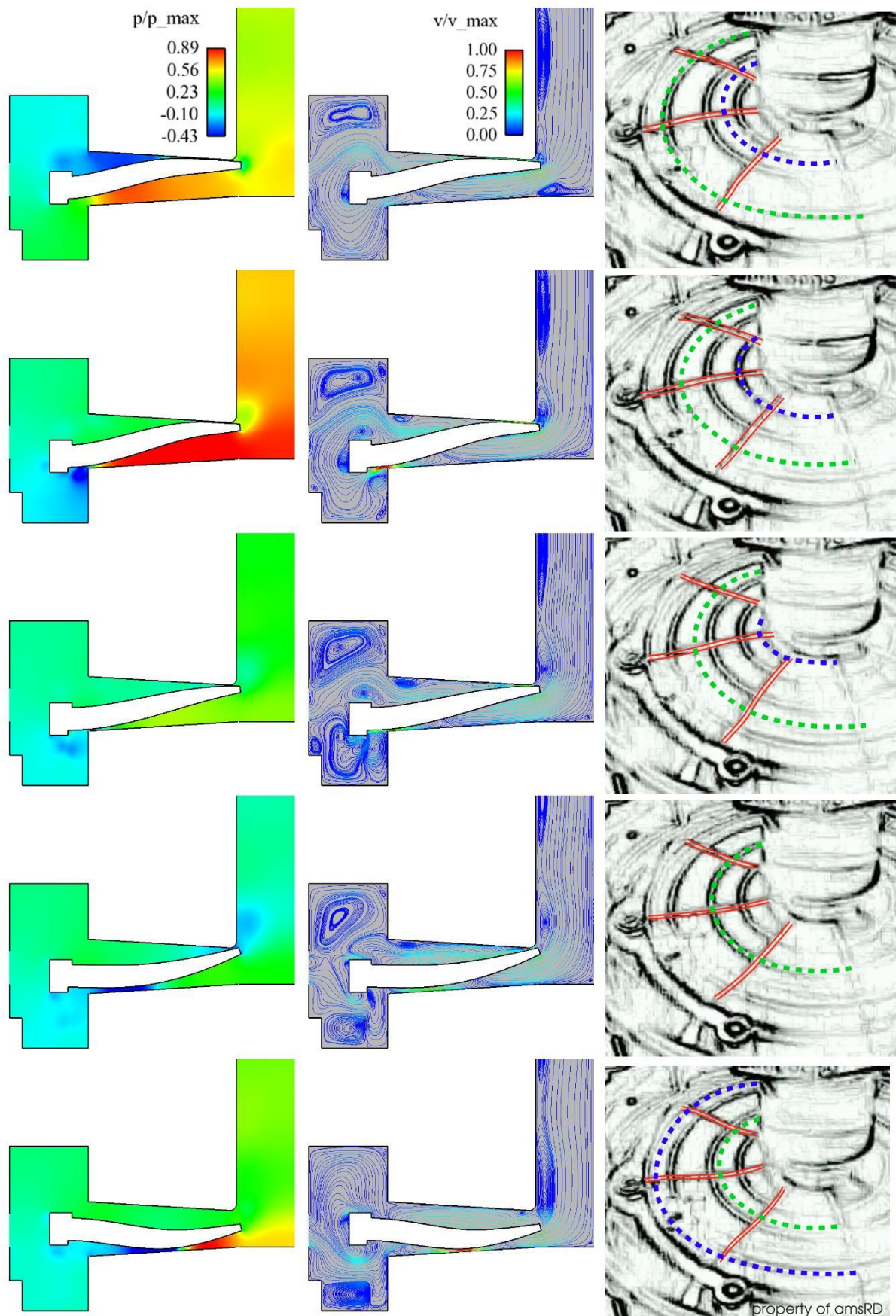


Abbildung 6.11: Simulationsergebnisse des LP4 Prototyps bei 100 Hz, zweite Zyklushälfte: Druckfeld (links), Stromlinien mit dem Geschwindigkeitsbetrag eingefärbt (mittig), Stroboskopaufnahme (rechts)

7 Methoden und Modelle

Dieses Kapitel dient der Beschreibung der relevanten Methoden und Modellentwicklungen, die zur Realisierung der Gesamtzielstellung vorgenommen wurden. Dabei wird auf die folgenden drei Themenschwerpunkte eingegangen:

1. Integration einer Unterstützungspumpe in das KaHMo
2. Entwicklung eines neuen Schlauchpumpenkonzeptes
3. Abschätzung des Blutschädigungsrisikos

In Abschnitt 7.1 wird somit die Modellierung eines kranken linken Ventrikels beschrieben, die die Basis für numerische Strömungssimulationen in FLUENT[®] darstellt und sowohl physiologische (Kap. 2) als auch numerische (Kap. 4) Aspekte beinhaltet. Weiterhin wird die Integration eines zunächst generischen Herzunterstützungssystem in das Herzmodell behandelt, welches in 7.2 durch die Neuentwicklung einer Schlauchwellenpumpe konkretisiert wird. 7.3 erklärt das Vorgehen zur Abschätzung des Risikos von Hämolyse, Plättchenaktivierung und Anlagerung.

7.1 Modell des erkrankten Herzens

7.1.1 Datensatz

Der Herzdatensatz (im Folgenden mit F003 bezeichnet) entstammt einem männlichen Teilnehmer der STICH (Surgical Treatment of Ischemic Heart Failure) Studie, die den Nutzen der chirurgischen Ventrikelrekonstruktion untersuchte. Der Patient erlitt einen Herzinfarkt, woraus im weiteren Krankheitsverlauf eine Herzwandaussackung (*Aneurysma*) resultierte. Mit einer Ejektionsfraktion von lediglich 19,5 % (vergl. ca. 60 % beim Gesunden) und einem Herzminutenvolumen von 2,8 l/min (ca. 6 l/min beim Gesunden) war das Herz stark dilatiert und eine Minderversorgung des Kreislaufs festzustellen. Der Datensatz kommt damit auch für den Einsatz eines LVAD in Frage und wurde daher für die Untersuchungen dieser Arbeit ausgewählt.

Die dem Modell zugrunde liegende Geometrieinformation wird mittels Magnet-Resonanztomographie (MRT) aus 12 Kurzachsenschnitten und 6 Langachsenschnitten extrahiert. Diese Aufnahmen werden zu 17 gleichverteilten Zeitpunkten über den Herzzyklus mittels EKG-Triggerung aufgenommen und unterliegen einem zuvor definierten Lastenheft. Die geometrische Aufbereitung der MRT-Rohdaten sowie die Berechnung der Strömungsstruktur mittels des Softwarepaketes STAR CD[®] wird in [143, 160] erläutert.

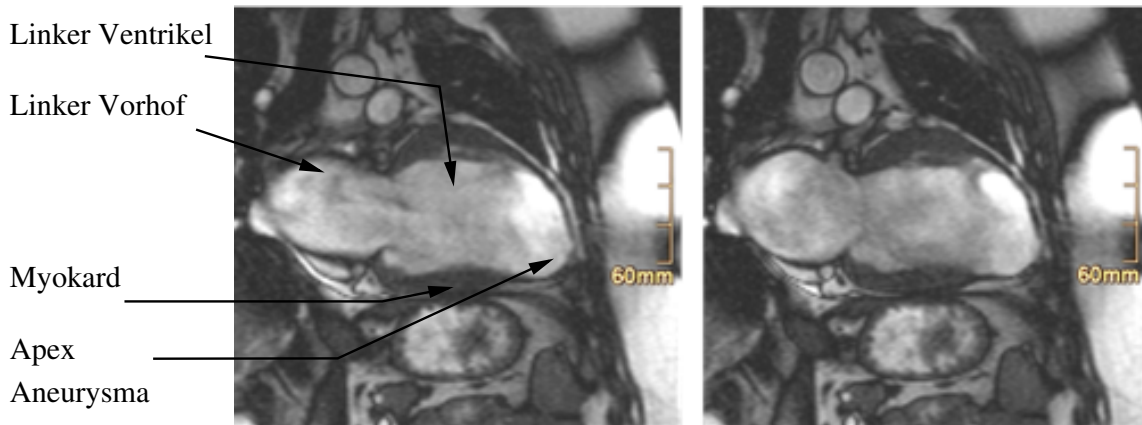


Abbildung 7.1: MRT Aufnahme des F003 Herzens. *Links*: Systole. *Rechts*: Diastole. [143]

7.1.2 Bewegung des numerischen Netzes

Da das KaHMo auf Basis der STAR CD[®] Software auf die Vorgabe der Bewegung jedes einzelnen Knotens im Volumen angewiesen ist und damit strukturierte Volumennetze mit topologischer Identität zu jedem Zeitpunkt des Herzzyklus voraussetzt, ist es hinsichtlich seiner Anwendbarkeit auf komplexe Geometrien mit großen Verformungen limitiert. Im Rahmen der Weiterentwicklung des KaHMo^{MRT} wird daher auf das Softwarepaket FLUENT[®] umgestiegen, welches durch effiziente Glättungs- (*Smoothing*) und Neuvernetzungsalgorithmen (*Remeshing*) [62] komplexe Geometrien und Verformungen des Volumens durch Vorgabe der Bewegung lediglich auf den Gebietsrändern erlaubt. Die Umstellung basiert auf den in dieser Arbeit entwickelten und im Folgenden anhand des F003 beschriebenen Methoden und wurde bereits in [182] erfolgreich angewendet. Eine ausführliche Darstellung der Methodik ist in [155, 156] zu finden. Um einzelnen Oberflächen

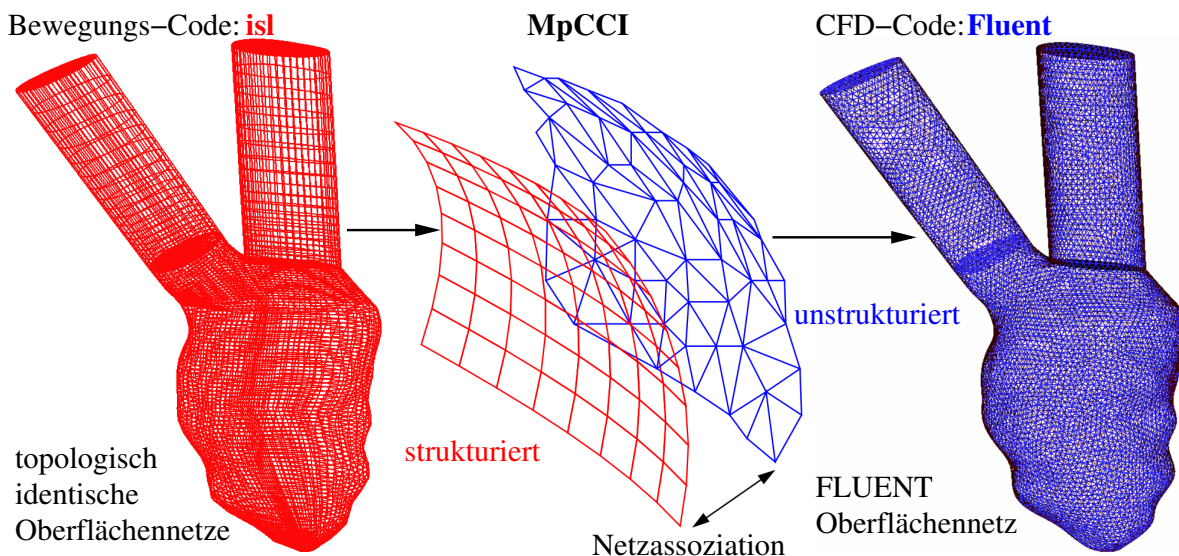


Abbildung 7.2: Prinzip beliebiger Oberflächenbewegung auf Basis strukturierter Oberflächennetze

beliebige Bewegungen in Form von diskreten Stützgeometrien zu bestimmten Zeitpunkten vorschreiben zu können, müssen diese strukturiert vernetzt werden, um eindeutige

Positionen und Nachbarschaftsbeziehungen auf jeder Oberfläche zu realisieren. Die zwei Teilprobleme

1. strukturiertes Oberflächennetz zur Vorgabe der Kinematik
2. komplett unstrukturiertes Volumennetz zur flexiblen Handhabung komplexer Geometriedeformationen mittels FLUENT Dynamic Mesh

können über die Software MpCCI[®] (Mesh based parallel Code Coupling Interface), einer am Fraunhofer Institut für Algorithmen und wissenschaftliches Rechnen entwickelten Kopplungsschnittstelle für netzbasierte Feldlöser [68], miteinander gekoppelt werden. Zur Kommunikation des entwickelten Bewegungscodes *isl* mit diesem Programm wurde ein Code-Adapter implementiert, sodass nach einmaliger, initialer Knoten- und Elementasoziation von einem strukturierten Oberflächennetz mit dem beliebigen unstrukturierten Oberflächennetz des CFD-Lösers FLUENT[®] ein Transfer der Bewegungsinformation (*isl* Code \Rightarrow FLUENT Code) nach dem in Abb. 7.3 gezeigten Kopplungsschema stattfinden kann.

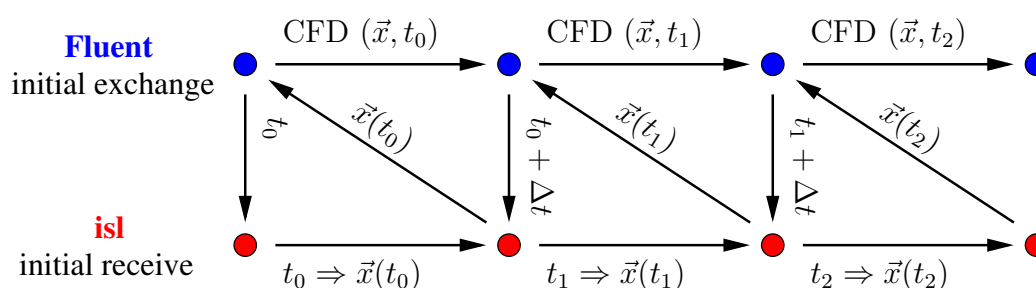


Abbildung 7.3: Kopplungsschema zur Bewegung unstrukturierter Oberflächennetze

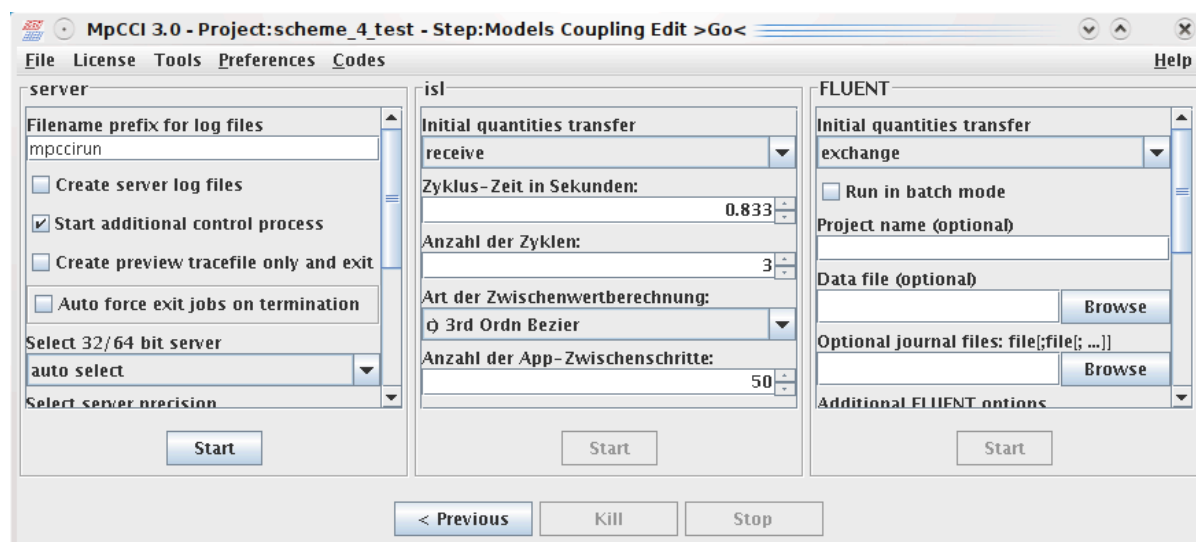


Abbildung 7.4: MpCCI GO-Menü mit implementiertem *isl*-Code

Abbildung 7.4 zeigt die Einbindung des Bewegungscodes *isl* in die graphische Benutzeroberfläche von MpCCI[®].

Um während der numerischen Simulation auf dem bewegten Netz den geforderten Courantzahlbereich im Größenordnungsbereich von 1 zu gewährleisten, genügt es nicht, die Ventrikelwandbewegung durch die in 7.1.1 erwähnten 17 Geometrien über einen Herzzyklus abzubilden. Aufgrund der auftretenden Geschwindigkeiten und der verwendeten

Zellgrößen wird eine Anzahl von 850 Zeitschritten pro Zyklus gewählt um die entsprechende Zeitschrittweite zu erreichen. Dies erfordert die Berechnung von Zwischengeometrien, deren „Art der Zwischenwertberechnung“ im Auswahlnenü Abb. 7.4 festgelegt werden kann. Da das numerische Verfahren zur Vermeidung von Drucksprüngen Bewegungen mit Stetigkeit in den Geometriebeschleunigungen bzgl. der Zeit voraussetzt, kommt zur Berechnung des zeitlichen Verlaufs der Oberflächengeometriepunkte eine Béziersplineapproximation dritter Ordnung zum Einsatz, da diese C_2 parametrische Stetigkeit aufweisen [20]. Die Formulierung und Herleitung findet sich in [56] und wurde sowohl in den *isl* Code, als auch zur zeitlichen Optimierung des Gesamtverfahrens in eine `DEFINE_GRID_MOTION` UDF in FLUENT[®] implementiert. Abb. 7.5 illustriert die aus dem MRT gewonnenen Stütz-

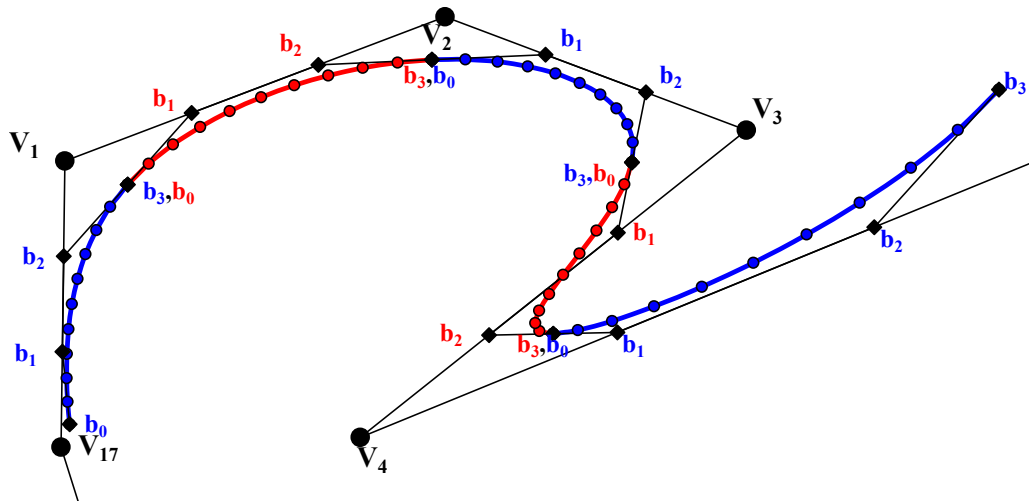


Abbildung 7.5: Bézierkurvenssegmente dritter Ordnung mit C_2 -stetigen Übergängen

netze und ihre Knotenkoordinaten durch V_i , aus welchen die so genannten Bézierpunkte b_0 bis b_3 berechnet werden, welche wiederum über ein Bernsteinpolynom dritten Grades ein Splinesegment in parametrischer Form definieren. Die Abbildung macht deutlich, dass schlechtere Approximationen entstehen, wenn die Stütznetze in spitzem Winkel zueinander stehen. Das Verfahren genügt jedoch den Genauigkeitsanforderungen der Herzsimulation, wie Untersuchungen in [160, 154] zeigen.

7.1.3 Klappenmodell

In Anlehnung an [143, 182] wird das Öffnen und Schließen von Mitralk- und Aortenklappe durch Projektion der realistischen Öffnungsquerschnitte auf eine zweidimensionale „porous jump“ Randbedingung [62] realisiert.

Die Graustufen in Abb. 7.6 deuten die Durchlässigkeit der vier definierten Flächenbereiche an. Dunkel stellt dabei eine Wandrandbedingung dar, mit den helleren Stufen erfolgt ein Wechsel zu einer „porous jump“ Randbedingung mit steigender Durchlässigkeit, die sich über den Druckverlust

$$\Delta p = - \left(\frac{\mu}{\alpha} \cdot v_n + C_2 \frac{1}{2} \rho_F v_n^2 \right) \Delta m \quad (7.1)$$

definiert mit

μ : Viskosität des Fluids

α : Permeabilität des Mediums
 C_2 : pressure jump Koeffizient
 v_n : Normale Geschwindigkeit zur porösen Fläche
 Δm : Dicke des porösen Mediums.

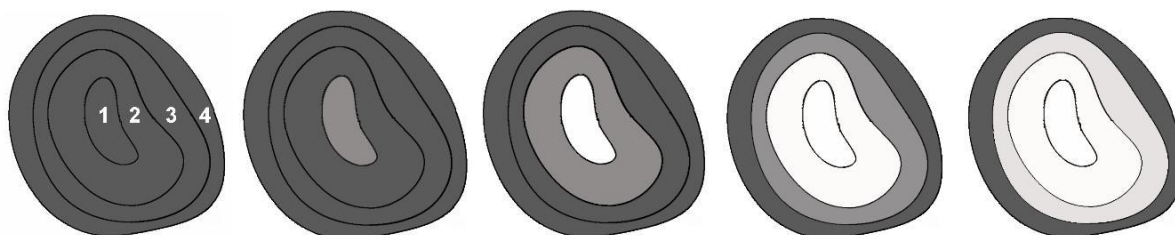


Abbildung 7.6: Öffnungsvorgang der Mitralklappe von links nach rechts.

Die für den Öffnungs- und Schließungsvorgang angepassten porous jump Werte sind in Tabelle 7.1 aufgeführt. Der gleiche Vorgang wird analog für die Aortenklappe angewendet.

Öffnung	vergl. Abb. 7.6	$\alpha[m^2]$	$\Delta m[m]$	$C_2[m^{-1}]$
verschlossen:	dunkelgrau	–	–	–
teilgeöffnet:	mittelgrau	1E-04	5	0
mehr geöffnet:	hellgrau	2E-04	5	0
offen:	weiss	1E+10	0	0

Tabelle 7.1: Angepasste porous jump Werte für verschiedene Öffnungszustände der Klappe

7.1.4 Kreislaufmodell

Für die Integration einer Pumpe in das Herzmodell, die einen Bypass zum linken Ventrikel darstellt und sowohl mit dem linksventrikulären als auch mit dem Aortendruck wechselwirken muss, gewinnt die *adaptive*, d.h. zur Laufzeit sich stets anpassende Druckrandbedingung des Kreislaufsystems besondere Bedeutung.

Wie in Abschnitt 2.1 bereits angedeutet und in Abbildung 2.2 gut zu erkennen ist, schwankt der linksventrikuläre Relativdruck von etwa Null bis ca. 160 mbar, während die Schwankung des Aortendrucks geringer ausfällt und um einen höheren Mittelwert stattfindet. Dieses Phänomen ist auf die Elastizität der Aorta und des arteriellen Gefäßsystems zurückzuführen und in der Literatur als Windkesseltheorie bekannt, die von Otto Frank [67] zur Beschreibung des arteriellen Pulses eingeführt wurde. Die Aorta wirkt hierbei während der Systole wie ein Volumenspeicher (hydraulische *Kapazität*), der sich während der Diastole in den ebenfalls kapazitiven Körperkreislauf mit dem *peripheren Widerstand* entleert.

Um das Verhalten des zeitlichen Druckverlaufs im numerischen Modell korrekt abzubilden, stehen verschiedene Möglichkeiten zur Auswahl:

- Strömung-Struktur gekoppelte Gefäße: Dehnung der Aorten- und Gefäßwände und die sich ausbildende Strom-, Druck- und Wandauslenkungswelle können mit geeigneten numerischen Methoden zeitlich und räumlich aufgelöst werden. Ein prinzipielles

Vorgehen am Beispiel eines elastischen Schlauches ist in Abschnitt A.2 gezeigt und konkrete Untersuchungen zur FSI - Simulation einer Aorta sind in [206] zu finden. Jedoch müsste, um die Nachlast des linken Ventrikels richtig wiederzugeben, das gesamte Kreislaufsystem simuliert werden, was auf diese Art nicht praktikabel ist.

- 0-dimensionales Aorten- und Kreislaufmodell: Die Modellaorta wird geometrisch starr angenommen, das Verhalten bezüglich des zeitlichen Druckverlaufs wird jedoch als Druckrandbedingung in der Weise vorgegeben, dass die Aorta und der Kreislauf als Kapazität mit parallelgeschaltetem peripherem Widerstand betrachtet werden kann, wie dies in Abbildung 7.7 gezeigt ist.

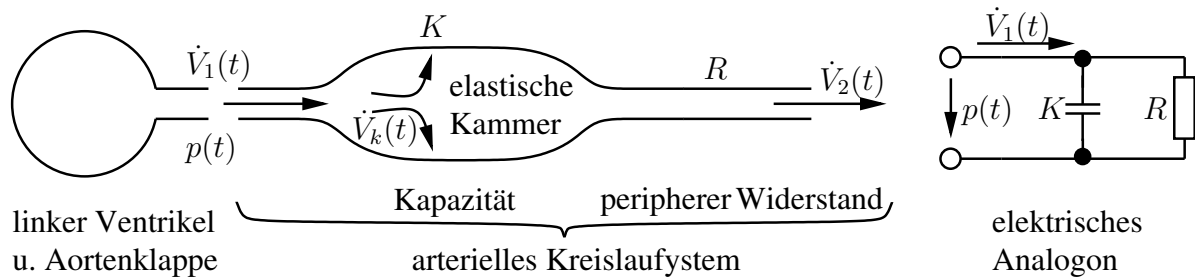


Abbildung 7.7: 2-Element Kreislaufmodell

Im Folgenden wird daher die Implementierung eines adaptiven Kreislaufmodells als Druckrandbedingung beschrieben, die an den validierten Referenzverlauf in Reik [160, 161] angepasst ist.

In Analogie zum elektrischen Schaltkreis, der ebenfalls in Abb. 7.7 gezeigt ist, wird zunächst die Modellierung verdeutlicht. Aus der Massenerhaltung (3.10) folgt

$$\dot{V}_1 = \dot{V}_k + \dot{V}_2 \quad (7.2)$$

Die Kapazität (Volumendehnung oder auch Compliance) wird mit

$$K = \frac{dV_k}{dp} \quad (7.3)$$

ausgedrückt. Damit und mit dem peripheren Widerstand R ergeben sich für \dot{V}_k und \dot{V}_2

$$\dot{V}_k(t) = \frac{dV_k}{dt} = \frac{dV_k}{dp} \frac{dp}{dt} = K \frac{dp(t)}{dt} \quad (7.4)$$

$$\dot{V}_2(t) = \frac{p(t)}{R} \quad (7.5)$$

Einsetzen von Gleichungen (7.4) und (7.5) in (7.2) führt zur gewöhnlichen, linearen Differentialgleichung des Problems im Zeitbereich [159]

$$\dot{V}_1(t) = K \frac{dp(t)}{dt} + \frac{p(t)}{R}, \quad (7.6)$$

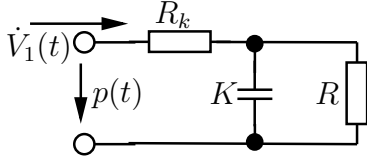
deren analytische Lösung

$$p(t) = \frac{1}{K} e^{-\frac{t}{RK}} \int_0^t \dot{V}_1(t') \cdot e^{\frac{t'}{RK}} dt' + p_0 e^{-\frac{t}{RK}} \quad (7.7)$$

mit dem Anfangsdruck p_0 zur Zeit $t = 0$ ist [70]. Damit stellt $p(t)$ den Druck in der aufsteigenden Aorta in Abhängigkeit von $\dot{V}_1(t)$ dar und kann als dynamische Druckrandbedingung kurz vor dem Aortenbogen vorgegeben werden. Abb. 7.7 stellt ein sogenanntes 2-Element Modell dar, wobei in der Kreislaufmodellierung auch 3- und 4-Element Modelle vertreten sind. Bei der Ableitung von Gleichung (7.7) wird eine konstante Kapazität K angenommen, obwohl bekannt ist, dass real eine Abhängigkeit vom Druck existiert [67, 113, 114, 186]. In ihren Untersuchungen an 3-Element Modellen fanden [113, 114], dass die Modellierung dieser damit entstehenden Nichtlinearität zu einer signifikanten Verbesserung des Modells führt, in [191] gelangte man nicht zu dieser Aussage. Die Frage, ob durch die verwendete druckabhängige Kapazität mehr physiologisches Geschehen interpretiert werden kann, als mit konstanter Kapazität, wird in [63] eindeutig verneint. Vielmehr scheint dem Modell mehr Komplexität verliehen zu werden, die lediglich zu besserer Datenanpassung führt.

Im 2-Element Modell wird eine unendliche Ausbreitungsgeschwindigkeit von $p(t)$ und $\dot{V}(t)$ angenommen, sodass das in der Realität auftretende Phänomen der Wellenausbreitung und Reflexion nicht abgebildet werden kann. Dennoch beschreibt dieses Modell, das als Tiefpass erster Ordnung aufgefasst werden kann, die Eingangsimpedanz des Systems für den Bereich niedriger Frequenzen gut. Eine Verbesserung des Modells insbesondere bei höheren Frequenzen stellt die Einführung der *charakteristischen Impedanz* R_k dar, welche die lokalen Trägheits- und Kapazitätseinflüsse der proximalen aufsteigenden Aorta berücksichtigt und in der Modellierung des arteriellen Systems weite Verbreitung gefunden hat.

Für dieses wie folgt dargestellte verbesserte 3-Element Modell ist die analytische Lösung zwar ähnlich zu (7.7), das zugehörige Gleichungssystem



$$p(t) = p_k(t) + R_k \dot{V}_1(t) \quad (7.8)$$

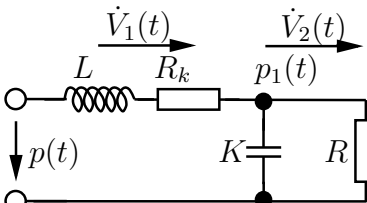
$$\dot{V}_1(t) = K \frac{dp_k(t)}{dt} + \frac{p_k(t)}{R} \quad (7.9)$$

wird aber, wie in [63, 113] mit dem Euler-Vorwärts Differenzenquotienten [110] für die Zeitableitung des Drucks zur inkrementellen expliziten Berechnung mit dem Zeitschritt $\Delta t = t_i - t_{i-1}$ wie folgt ausgedrückt.

$$p(t_i) = p_k(t_i) + R_k \dot{V}_1(t_i) \quad (7.10)$$

$$p_k(t_i) = p_k(t_{i-1}) + \frac{\Delta t}{K(p_k(t_{i-1}))} \left[\dot{V}_1(t_{i-1}) - \frac{p_k(t_{i-1})}{R} \right] \quad (7.11)$$

Das nachfolgend dargestellte, von Berger [28, 145] vorgeschlagene 4-Element Modell beinhaltet eine zusätzliche Induktivität, die im strömungsmechanischen Analog der Trägheit des fließenden Fluids entspricht.



$$p(t) - p_1(t) = R_k \dot{V}_1(t) + L \frac{d\dot{V}_1(t)}{dt} \quad (7.12)$$

$$K \frac{dp_1}{dt} = \dot{V}_1(t) - \dot{V}_2(t) \quad (7.13)$$

$$p_1 - 0 = R \dot{V}_2(t) \quad (7.14)$$

Der Gleichungssatz (7.12)-(7.14) lässt sich durch Eliminierung von p_1 und \dot{V}_2 auf

$$K \frac{dp}{dt} + \frac{p}{R} = KL \frac{d^2 \dot{V}_1}{dt^2} + (KR_k + L/R) \frac{d\dot{V}_1}{dt} + (1 + R_k/R) \dot{V}_1 \quad (7.15)$$

zusammenfassen. Die Anwendung einer expliziten Zeitdiskretisierung (analog zum 3-Element Modell) führt zu folgender Darstellung des Modells im Diskreten.

$$p(t_i) = \frac{\text{r.S.} - p(t_{i-1})/R + K/(2\Delta t) \cdot p(t_{i-1})}{K/(2\Delta t)} \quad (7.16)$$

$$\begin{aligned} \text{r.S.} = & KL \frac{\dot{V}_1(t_i) - 2\dot{V}_1(t_{i-1}) + \dot{V}_1(t_{i-2})}{\Delta t^2} + (KR_k + \frac{L}{R}) \frac{\dot{V}_1(t_i) - \dot{V}_1(t_{i-2})}{2\Delta t} \\ & + (1 + \frac{R_k}{R}) \dot{V}_1(t_{i-1}) \end{aligned} \quad (7.17)$$

Alle beschriebenen Modelle werden in ihrer diskreten Form implementiert. Die Anpassung der Parameter R , R_k , K , L und p_0 bzw. p_{t_0} und p_{t_1} an den Referenzdruckverlauf des oben beschriebenen, validierten Kreislaufmodells [160] wurde mit einem nicht linearen Suchalgorithmus in MATLAB[®] durchgeführt, der auf der Nelder-Mead Simplex Methode (direkte Suche) basiert [124]. Dabei wurde der mittlere quadratische Fehler

$$mse = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (p(i) - p_{ref}(i))^2, \quad (7.18)$$

der als Zielgröße der Optimierung definiert wurde, für das jeweilige Modell auf die in Tabelle 7.2 aufgelisteten Werte minimiert.

		2-Element Modell Gleichung (7.7)	3-Element Modell Gleichung (7.10)	4-Element Modell Gleichung (7.16)
K	[Pa ⁻¹ ml]	0,005123145	0,00531794	0,01029665
R	[Pa ml ⁻¹ s]	255,6252006	250,709096	253,106813
R_k	[Pa ml ⁻¹ s]	—	4,71803766	2,3279563
L	[Pa ml ⁻¹ s ²]	—	—	0,02630449
$p(t_0)$	[Pa]	13683,2757	13467,1946	13471,9988
$p(t_1)$	[Pa]	—	—	13471,9988
\sqrt{mse}	[Pa]	364,2	88,8	75,5

Tabelle 7.2: Numerisch bestimmte Parameter für verschiedene Kreislaufmodelle

Die Parametersuche wurde sowohl über einen, zwei und acht Zyklen durchgeführt und führte auch bei variierenden Initialisierungswerten zu weitestgehend gleichen Ergebnissen. Dadurch verkleinert sich die Möglichkeit, dass es sich lediglich um ein lokales Minimum der Zielfunktion (7.18) handelt. Das Ergebnis der Parameteranpassung für alle Modelle ist in Abbildung 7.8 gezeigt. Es zeigt sich, dass das 2-Element-Modell nicht in der Lage ist, die Referenzkurve in befriedigender Weise abzubilden, da die Trägheit des Fluids vernachlässigt wird, was sich im dargestellten Phasenversatz äußert. Die zusätzliche Impedanz im 3-Element Modell und die weiterhin im 4-Element Modell ergänzte Induktivität tragen diesem Effekt Rechnung, sodass mit den genannten Modellen eine gute Abbildung des Referenzdrucks möglich ist. Aufgrund der größeren numerischen Stabilität des 3-Element Modells fällt die Wahl zur Implementierung in das Strömungsmodell des Herzens auf Gleichung (7.10). Der somit in jedem Zeitschritt in Abhängigkeit vom jeweiligen Volumenstrom ermittelte Druck wird in Form einer statischen Druckrandbedingung am Aortenauslass des Modells vorgegeben.

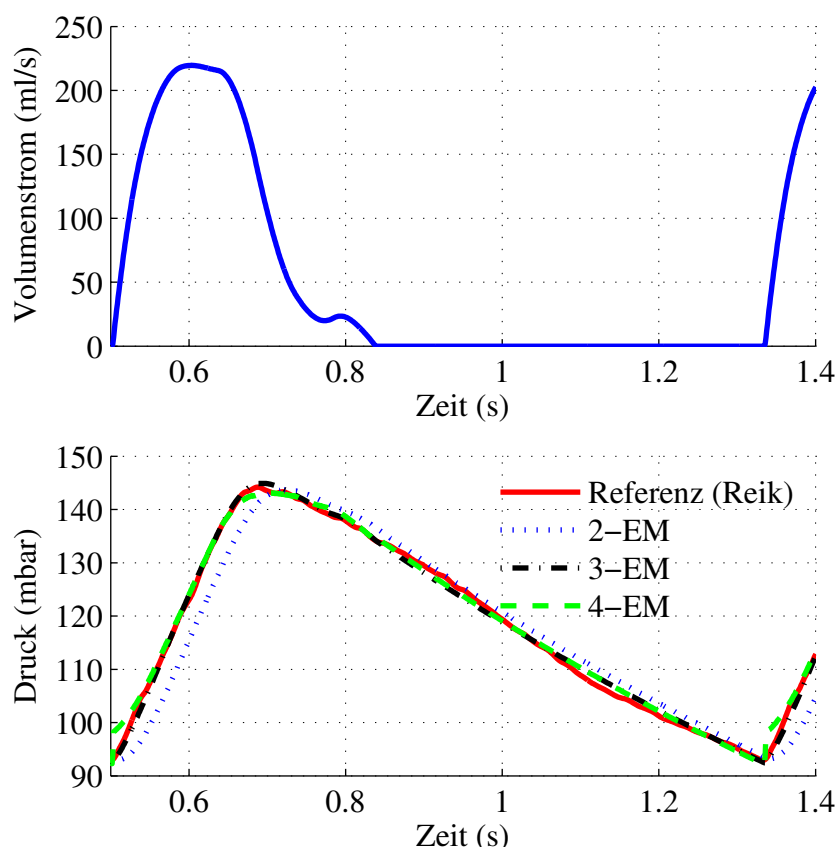


Abbildung 7.8: *Oben:* Zeitlicher Volumenstromverlauf als Eingangssignal. *Unten:* Vergleich des Referenzdruckverlaufs [160] mit dem Ausgangssignal des 2-, 3- und 4-Element Modells.

7.1.5 Simulationsparameter

Parameter	Einstellung
Δt	$T_0/(17 \cdot 50) = 0,00098$ s
Zeitdiskretisierung	1. Ordnung implizit
Raumdiskretisierung Geschwindigkeit.	2. Ordnung Upwind
Raumdiskretisierung Druck.	2. Ordnung
Druck-Geschwindigkeits-Kopplung	SIMPLE
Fluidichte ρ_F	1008 kg/m^3
effektive Viskosität μ_{eff}	Carreau Modell nach Gl. (2.2)

Tabelle 7.3: Simulationsparameter für die Herzsimulationen

Tabelle 7.3 fasst die vorgenommenen Solvereinstellungen zusammen. Insbesondere der Zeitschritt Δt wurde so gewählt, dass die mittlere Courantzahl Werte von 0,3 während der Simulation nicht übersteigt [110]. Zwar gelänge man wegen des verwendeten impliziten Zeitschrittverfahrens auch bei größeren Werten zu einer konvergierenden Lösung, jedoch würde dann ein Teil der interessierenden Wirbelstrukturen zeitlich herausgefiltert.

Streng genommen gilt der den Grundgleichungen (3.19) zugrunde liegende Stokesche Reibungsansatz nur für Newtonsche Fluide. Das Nicht-Newtonsche Verhalten des auf makroskopischer Ebene als homogene Suspension betrachteten Blutes wird in dieser Arbeit mit

dem als DEFINE_PROPERTY UDF implementierten Carreau Modell zur Berechnung einer *effektiven Viskosität* abgebildet (Gl. (2.2)).

7.1.6 Nachrechnung des F003 pre Datensatzes in FLUENT

Zum Nachweis vergleichbarer Ergebnisse wird zunächst eine Nachrechnung des komplett tetraedervernetzten F003 pre Datensatzes mit den beschriebenen Methoden in FLUENT[®] durchgeführt. Die Ergebnisse sind als projizierte Stromlinien in Abbildung 7.10 den Referenzergebnissen [160] gegenübergestellt. Der Vergleich zeigt zum einen, dass die Strömungsstrukturen der unterschiedlichen Lösungen gut miteinander übereinstimmen, zum anderen werden durch die Verwendung eines feineren Netzes (ca. 500000 Zellen) gegenüber dem groben (ca. 100000 Zellen) keine relevanten Änderungen der globalen Strukturen hervorgerufen. Daher wird in den weiteren Simulationen dieser Arbeit auf die gröbere Vernetzung zurückgegriffen. Die charakteristischen Herzparameter in Tabelle 7.4 beziehen sich somit auf die Lösung des 100.000 Zellen-Netzes.

Der Vergleich der PV-Diagramme in Abbildung 7.9 zeigt des weiteren, dass das implementierte adaptive Kreislaufmodell (siehe Abschnitt 7.1.4) besonders in der interessanten Phase der Systole vergleichbare Ergebnisse liefert.

Auf Basis der erfolgreichen Nachrechnung des Referenzfalles wird das neue Ventrikelmodell mit seinen Methoden weiterverwendet und im Folgenden sowohl um anatomische Bestandteile als auch um den Anschluss an ein VAD erweitert.

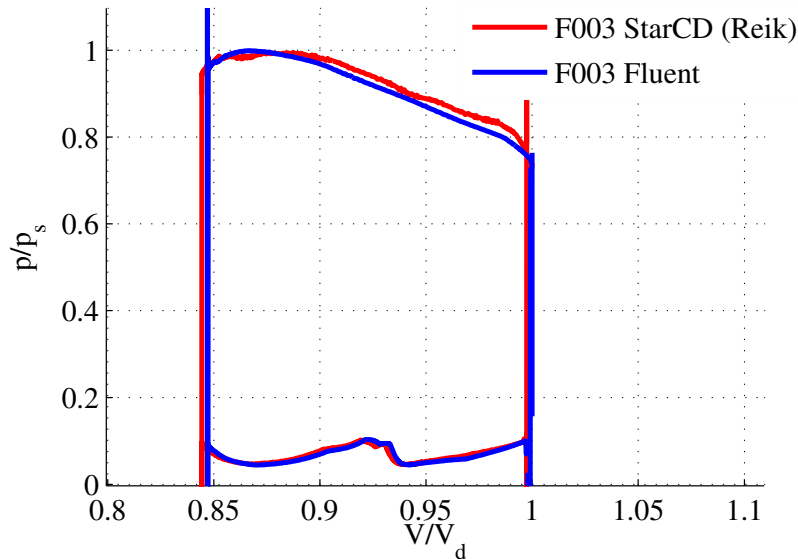


Abbildung 7.9: Vergleich der normierten Druck-Volumen Kurven des F003 Datensatzes

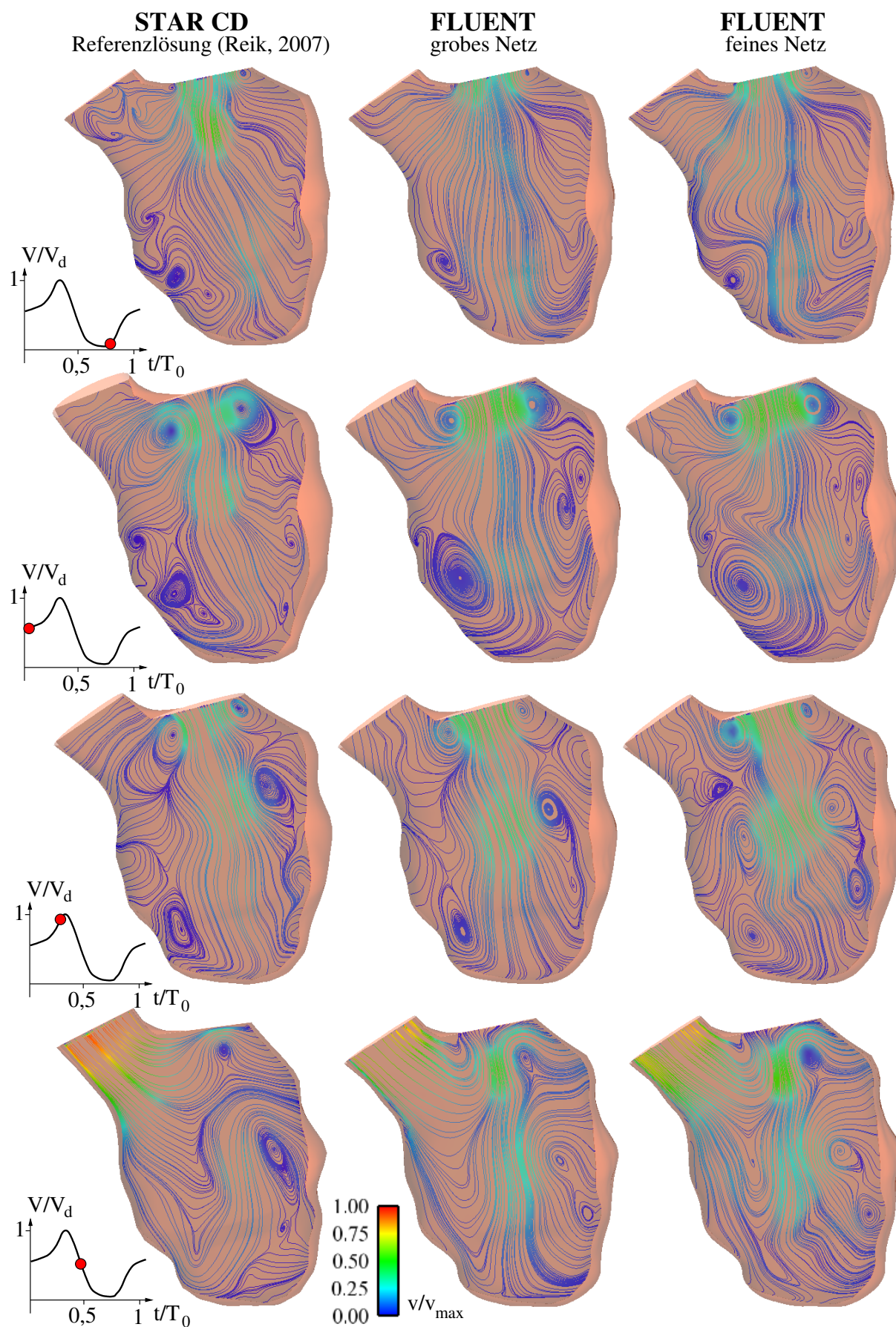


Abbildung 7.10: F003 pre: Vergleich der 2D projizierten Stromlinien eingefärbt mit dem normierten Geschwindigkeitsbetrag auf verschiedenen Netzen

Modellparameter	Kürzel	Einheit	StarCD	Fluent
Ergebnisse Volumenverlauf				
Endsystolisches Volumen	ESV_{sim}	m^3	0,000214	0,000215
Enddiastolisches Volumen	EDV_{sim}	m^3	0,000253	0,000253
Schlagvolumen	$V_{S,sim}$	m^3	0,000039	0,000039
Zykluszeit	T_0	s	0,833	0,833
Systolische Zeit	t_{sys}	s	0,332	0,331
Diastolische Zeit	t_{dia}	s	0,501	0,502
Angaben zu den Klappen				
Mitralklappendurchmesser	D_{mit}	m	0,024	0,024
Mitralklappenfläche	A_{mit}	m^2	0,000475	0,000475
Aortenklappendurchmesser	D_{aor}	m	0,0218	0,0218
Aortenklappenfläche	A_{aor}	m^2	0,000372	0,000372
gemittelte Strömungsgrößen				
mittlerer Aortendruck	\bar{p}_{aor}	$mbar$	89	89
mittlere Geschwindigkeit (Systole)	\bar{v}_{sys}	m/s	0,32	0,31
mittlere Geschwindigkeit (Diastole)	\bar{v}_{dia}	m/s	0,16	0,16
mittlere Viskosität	$\bar{\mu}_{eff}$	kg/ms	0,00732	0,00706
Dichte	ρ_F	kg/ms	1008	1008
Energieauswertung				
pV-Arbeit	E_{pV}	J	0,47	0,46
Leistung	P	W	0,56	0,55
Dimensionslose Kennzahlen				
Reynoldszahl(Systole)	$Re_{D, Sys}$	-	944	978
Womersleyzahl(Systole)	Wo_{sys}	-	22	22
Ejektionsfraktion	EF_{sim}	%	15	15
Verweilzeit	$t_{b,20}$	s	9,13	7.89

Tabelle 7.4: Vergleich des F003 pre Datensatzes

7.1.7 Gesamtmodell mit VAD-Integration

Dieser Abschnitt beschreibt Erweiterungen des KaHMo F003 Modells hin zu einem Referenzmodell zur Beurteilung des instationären und dreidimensionalen strömungsmechanischen Einflusses eines integrierten VAD auf die intraventrikuläre und intraaortale Strömung. Die Erweiterungen beinhalten

1. die Implementierung einer generischen Aorta mit anatomisch realistischen Geometrieeigenschaften,
2. die Implementierung eines Schlauchanschlusses an der bewegten Ventrikelspitze und an die ascendierende Aorta sowie eines zwischengeschalteten Platzhalters für ein generisches VAD und Abbildung von dessen Pumpenkennfeld.

Zur Realisierung von **1.** werden die Informationen aus zwei Datensätzen gesunder Probanden kombiniert. Dazu wird ein gesunder Ventrikel, in dessen Aufnahmen die aufsteigende Aorta enthalten ist, hinsichtlich Ventrikelachse und Klappenausrichtung an der Geometrie

des F003 orientiert. Der Verlauf des Aortenbogens und des absteigenden Teils entstammen einem zweiten Datensatz, welcher ebenfalls entsprechend orientiert wird (s. Splines in Abb. 7.11). Auf diese Weise wird ein realistischer Aortenverlauf mit bewegter Aortenwurzel für den F003 rekonstruiert. Die Aortenabgänge werden mittels der Geometrieinformationen aus [206] ergänzt.

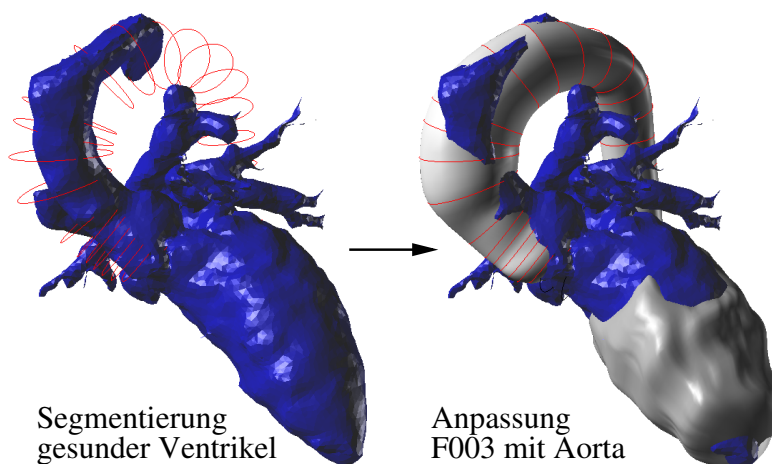


Abbildung 7.11: Segmentierung des gesunden LV [182] (links) und Anpassung an den F003 (rechts)

Punkt **2.** wird unter den folgenden Voraussetzungen und Annahmen konstruktiv umgesetzt:

Zur erwünschten intrathorakalen Platzierung des VAD sollte dieses so klein wie möglich sein (vergl. 2.5.2.2). Als Größenbeschränkung wird in Anlehnung an die Durchmesser von modernen Axialpumpen und unter Einbeziehung physiologischer Fluidgeschwindigkeiten in der Aorta von ca. 1,5 m/s ein Referenzdurchmesser des VAD Fluidraumes inklusive der typbedingten Einbauten von 3 cm festgelegt. Weiterhin wird das Einlasskonduit in Orientierung an die Aorta mit 2 cm Durchmesser bemessen, das Auslasskonduit wird wegen seiner End-zu-Seit Vernäherung an der aufsteigenden Aorta lediglich mit 1,5 cm Durchmesser festgelegt. Die herznahe Position des VAD wird platztechnisch durch die räumliche Erstreckung des rechten Ventrikels restriktiert, wie dies in Abb. 7.12 deutlich wird. Weitere Anforderungen an die Schlauchgestaltung sind möglichst geringe Krümmungen zur Reduzierung von Sekundärströmungseffekten, ein tangentialer Zu- und Abstrom zum - bzw. vom VAD sowie ein tangentialer Einstrom in den gekrümmten aufsteigenden Teil der Aorta. Die letzte Forderung trägt dem Ziel Rechnung, möglichst keine Ablösegebiete in der Aortenströmung durch den Schlauchanschluss zu verursachen.

Die aus diesen Anforderungen resultierende VAD-Positionierung und Schlauchführung ist in Abbildung 7.12 in verschiedenen Ansichten verdeutlicht. Die gezeigte Konfiguration bildet somit das geometrische Referenzmodell zur numerischen Untersuchung der Strömungsmechanik in einem VAD unterstützten Ventrikel.

Die Bewegung des Einlasskonduits mit der Ventrikelspitze wird mittels einer Einwegkoppelung über MpCCI[®] mit dem Struktursolver ABAQUS[®] realisiert. Das Kopplungsschema ist analog dem in Abb. 7.3, indem nun der isl-Code durch ABAQUS[®] ersetzt wird. Die gemittelte Herzspitzenbewegung dient als Verschiebungsrandbedingung in ABAQUS[®]. Das detaillierte Vorgehen ist in [173] dargestellt.

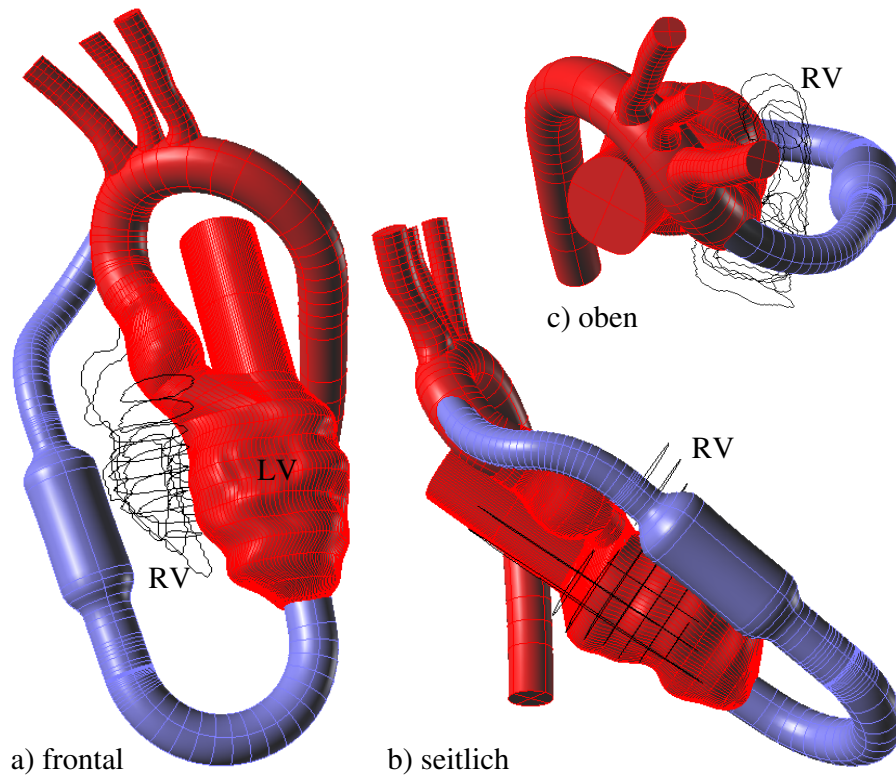


Abbildung 7.12: Verschiedene Ansichten des Integrationsmodells mit Splines des segmentierten rechten Ventrikels RV

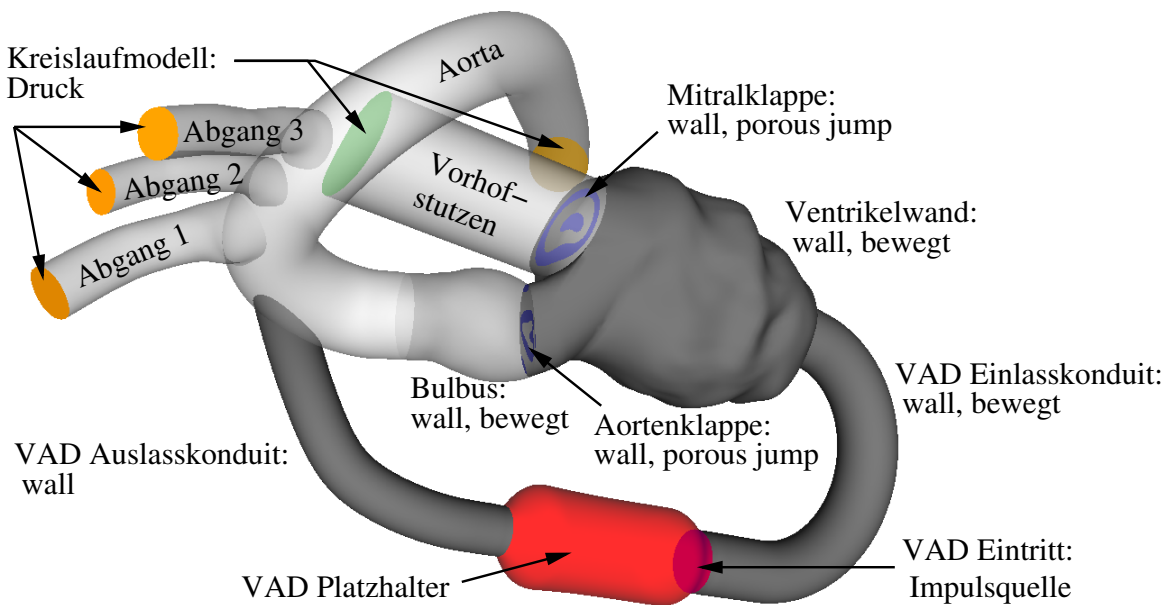


Abbildung 7.13: Gesamtmodell mit Integration eines generischen VAD

Zusätzliche Randbedingungen

Das Gesamtmodell mit seinen Randbedingungen ist zur Übersicht in Abb. 7.13 dargestellt. Die Pumpenkennlinie wird in einem ersten Ansatz über eine so genannte FAN Randbedingung [62] vorgegeben, kann aber durch eine beliebig definierte Impulsquelle ersetzt werden. Die als Referenz dienende Kennlinie des Druckaufbaus Δp über die normale Durchströmungsgeschwindigkeit v_n folgt der Gleichung

$$\Delta p = -37561[\text{Pa} \cdot \text{s}/\text{m}] \cdot v_n + 30000[\text{Pa}], \quad (7.19)$$

die beim gegebenen Querschnitt dem linearen Verlauf zwischen den Punkten (0 l/min, 0,3 bar) und (15 l/min, 0 bar) entspricht. Der Betriebspunkt der Pumpe wird sich also in Wechselwirkung mit dem in 7.1.4 beschriebenen Kreislaufmodell einstellen, sodass hierdurch das System Ventrikel-Pumpe-Aorta sowohl im Zeitbereich als auch im Pump- und 3D-Strömungsverhalten realistisch abgebildet werden kann. Die Randbedingung ist im ersten Schritt während der Herzdiastole aktiv und wird während der Systole auf Null geschaltet (Abschalten der Pumpe), sodass ein pulsatil betriebenes System vorliegt.

Druckrandbedingungen werden für jeden der Aortenabgänge separat nach dem Vorgehen in 7.1.4 an ein 3-Element Modell angepasst. Die sich ergebenden Werte der Parameterbestimmung finden sich in Tabelle 7.5.

	R [Pa ml ⁻¹ s]	R_k [Pa ml ⁻¹ s]	K [Pa ⁻¹ ml] · 10 ⁻³	$p(t_0)$ [Pa]
Aortenausgang	363,20	3,208	2,98	13466
Abgang 1	1625,0	23,33	0,645	13466
Abgang 2	3079,4	35,99	0,487	13466
Abgang 3	3852,6	41,65	0,425	13466

Tabelle 7.5: Numerisch bestimmte Parameter für das 3-Element Modell

7.2 Modell der Wellenpumpe

Im Folgenden wird die Modellierungs- und Entwicklungsmethodik der in 5.3 eingeführten Wellenpumpe in Schlauchform behandelt. Ziele sind

- ein Erkenntnisgewinn und eine Parameteridentifikation des gekoppelten Systems,
- der numerische Funktionsnachweis,
- die Entwicklung eines „numerischen“ Schlauchwellenprototyps, der die Anforderungen an den Anwendungsfall einer implantierbaren Blutpumpe erfüllt.

7.2.1 Modellannahmen

Die grundlegenden Modellannahmen, die Element- und Vernetzungsart, Randbedingungen und die Simulationseinstellungen entsprechen denen des Validierungsfalles in 6 mit Ausnahme der Materialmodellierung auf Fluid- und Strukturseite. Das Fluid wird mit den Eigenschaften von Blut nach Tabelle 7.3 simuliert [5] und der Wandoffset auf 0,01 mm reduziert (vergl. Tabelle 6.2). In numerischen Voruntersuchungen und analytischen Betrachtungen wird deutlich, dass bei den notwendigen Auslenkungen der Membran in radiale Richtung bei isotropen Materialien sehr hohe Umfangsspannungen entstehen, die

das Fluid-Struktur-gekoppelte System dominieren und die gewünschte Ausbreitung einer transversalen Welle verhindern. Dieser Sachverhalt wird ersichtlich, wenn man die geschätzten Trägheitskräfte der Struktur den Radialkräften volumenbezogen gegenüberstellt¹.

$$\frac{F_T}{F_R} \approx \frac{\rho_S \cdot \pi^2 f^2 \cdot d^2 \cdot \left(1 + \frac{\rho_E}{\rho_S} \cdot \frac{d}{s} \cdot \text{NAVMI}\right)}{E} \quad (7.20)$$

Es hat sich gezeigt, dass sich bei konstantem Kräfteverhältnis nach Gl. (7.20) ähnliche Formen bzgl. Auslenkung und Wellenlänge im gekoppelten Fall ausbilden, sodass entweder weiche Materialien oder hohe Frequenzen notwendig sind. Mit mittleren Schlauchdurchmessern $d = 0,02 \text{ m}$ ergeben sich mit Materialparametern aus dem Validierungsfall die im Folgenden tabellierten Kräfteverhältnisse für das NAVMI-Intervall von 0 bis 1.

NAVMI	0	0,5	1
$\frac{F_T}{F_R}$ bei $E = 17 \text{ MPa}$	0,0055	0,052	0,098

Aus diesem Grund wird für die Entwicklung der Schlauchwellenpumpe ein um etwa zwei Größenordnungen weiches Materialverhalten in Umfangsrichtung als in axialer Richtung angestrebt. In der Realität kann dies beispielsweise durch Faltungen, Faserverbundwerkstoffe o.ä. erreicht werden. Im Modell wird dieser Effekt durch die Verwendung von orthotropen Materialien abgebildet. Hierzu bietet das verwendete Softwarepaket ADINA[®] ein auf der Arbeit von Holzapfel et al. [87] basierendes nichtlineares Kontinuumsmaterialmodell mit anisotropen Eigenschaften. Im Rahmen des zu erzielenden systematischen Erkenntnisgewinns auf Basis von Parametervariationen wird jedoch vereinfachend auf das linear orthotrope Materialmodell zurückgegriffen [6], welches geometrisch nichtlinear formuliert ist und damit die Annahme großer Auslenkungen erlaubt (vergl. 3.3.4). Bzgl. der Materialdehnungen, die den Gültigkeitsbereich von 2% für lineare Materialmodelle in Umfangsrichtung weit übersteigt, werden Modellierungsfehler in dieser Richtung für die weitere Methodik in Kauf genommen, da das Gesamtsystem eine bedeutendere Sensitivität gegenüber der Steifigkeit in Längsrichtung aufweist (vergl. Abb. 9.9) und damit eine grundlegende Beeinträchtigung des prinzipiellen Systemerkenntnisgewinns nicht zu erwarten ist. Bei Konkretisierung der Materialparameter kann jederzeit auf das nichtlineare Modell umgesprungen werden.

Aus diesem Grund und zur Einschränkung der Anzahl der Einflussparameter wird weiterhin angenommen, dass die auf Druck belastete Membran keine Knickung erfährt. Dieser dreidimensionale Effekt ist in der Realität zu erwarten und soll in dieser Arbeit ebenfalls aus Gründen der Erlangung des prinzipiellen Systemverständnisses außer Acht gelassen werden. Zur Realisierung einer axialen Spannung T (vergl. Abb. 5.1) wird weiterhin struktureseitig der axiale Translationsfreiheitsgrad an beiden Enden der Membran gesperrt.

7.2.2 Parametrisierung und automatisierte Modellerstellung

Die geometrische Parametrisierung der Schlauchwellenpumpe wird nach Abb. 7.14 vorgenommen und in ein MATLAB[®]-Tool zur vollautomatischen Geometrie- und Modellgenerierung umgesetzt. Zusätzlich bereitzustellende Parameter sind die Anregungsfrequenz und -amplitude, sowie die struktureseitigen Materialparameter. Der konzeptionelle Hintergrund des entwickelten Tool ist in Abbildung 7.15 dargestellt: MATLAB[®] als zentrales

¹Die Herleitung des Kräfteverhältnisses ist in C.3 gezeigt

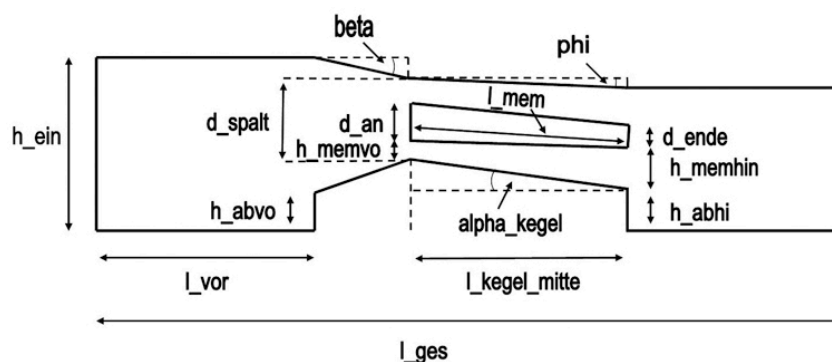


Abbildung 7.14: Parametrisierung der Schlauchwellenpumpe

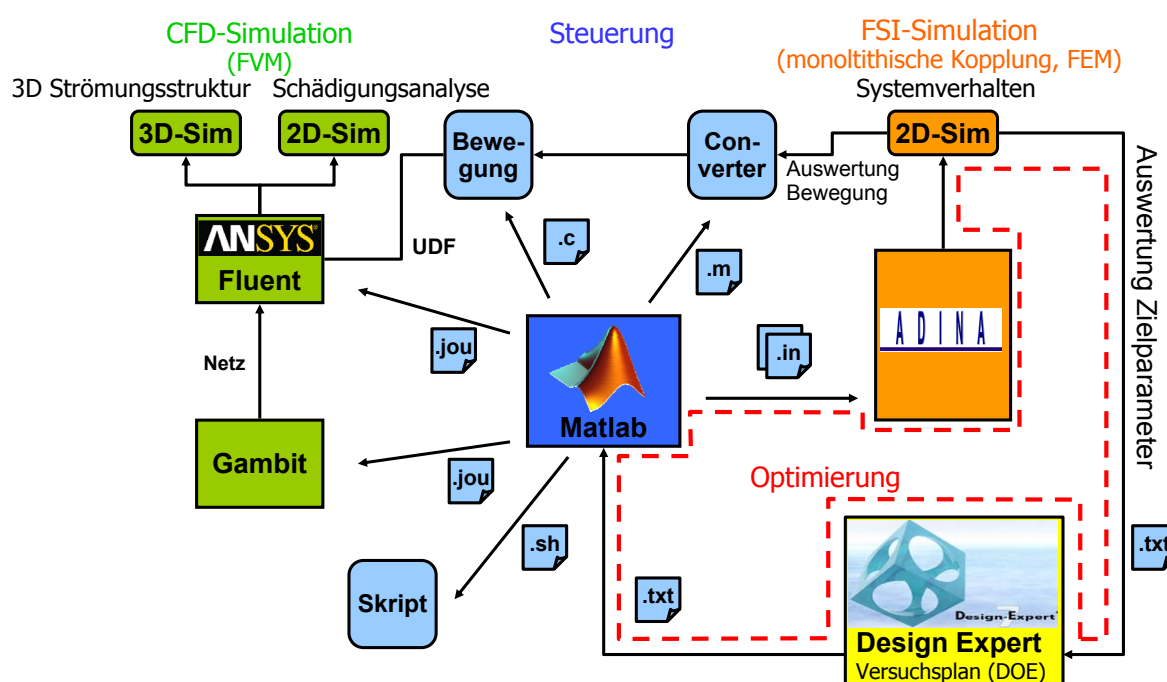


Abbildung 7.15: Konzept der Werkzeugentwicklung. Automatische Modellerstellung Schlauchwellenpumpe

Steuerelement liest die vorgegebenen Parametersets ein und erzeugt daraus zum einen das Modell zur 2D rotationssymmetrischen FSI-Simulation in ADINA[®], zum anderen werden Skripte zur automatischen Auswertung der Zielparame-ter der Pumpe und der errechneten Membranbewegung bereitgestellt. Auf diese Weise kann einem parallel erstellten FLUENT[®]Modell die aus der FSI-Simulation stammende Membranbewegung vorgegeben werden und entweder eine 2D-rotationssymmetrische CFD Simulation oder eine aufrotierte 3D CFD Simulation angeschlossen werden (ausführlich dokumentiert in [111]). Diese Aufspaltung dient der gesonderten Untersuchung von

- FSI- Systemverhalten (ADINA[®])
- Blutschädigungsanalyse mit Methoden aus 7.3 (FLUENT[®]2D + 3D)
- 3D Strömungseffekten, die beispielsweise durch die in Abb. 7.12 gezeigten Konduitkrümmungen verursacht werden (FLUENT[®]3D)

Das in Abb. 7.15 dargestellte Paket Design Expert[®] zur Erzeugung von Versuchsplänen (s. 7.2.3) dient zur Erlangung eines ersten prinzipiellen Systemerkenntnisgewinns. Es kann durch einen beliebigen Optimierungsalgorithmus ersetzt werden, sodass mit dem Tool ebenfalls eine vollautomatische Optimierung gemäß der rot gestrichelten Schleife möglich ist.

7.2.3 Parameterreduktion und statistische Versuchsplanung (DOE)

Um relevante Einflussparameter zu identifizieren, die das komplexe System der Schlauchwellenpumpe charakterisieren, kommen die Methoden der statistischen Versuchsplanung oder DOE (**D**esign **O**f **E**xperiments) zur Anwendung. Die Methodik ermöglicht durch Verwendung statistisch optimierter Versuchspläne, mit vertretbarem Versuchs- bzw. Simulationsaufwand einen großen Gewinn an Systemkenntnis zu erlangen. Beispielsweise wären zur systematischen vollfaktoriellen Variation von 9 Parametern auf 3 Stufen $3^9 = 19683$ Versuche notwendig; durch Anwendung eines D-optimalen Versuchsplans [131] sinkt diese Zahl auf 230. Zur Erstellung der Versuchspläne und nachgeschalteter Auswertung wird die kommerzielle Software Design Expert[®] (Stat-Ease, Inc., Minneapolis, USA) verwendet (vergl. Abb. 7.15). Die zugrunde liegenden Methoden und Definitionen im Folgenden verwendeter Begriffe sind in [131, 136] nachzulesen.

Geht man von nicht linearen Effekten der k Einflussparameter x_i auf eine Zielgröße y aus, so muss diese durch eine Regressionsgleichung zweiter

$$y = \beta_0 + \sum_{i=1}^k \beta_i x_i + \sum_{i=1}^k \beta_{ii} x_i^2 + \sum_{i < j} \beta_{ij} x_i x_j + \epsilon \quad (7.21)$$

oder höherer Ordnung beschrieben werden. β sind dabei die *Regressionskoeffizienten*, die durch das Verfahren der *kleinsten Quadrate* des Fehlers ϵ bestimmt werden. Die bestimmten Regressionskoeffizienten stellen die direkten Wirkungen einer Einflussgröße (β_i), quadratische Wirkungen (β_{ii}) und Wechselwirkungen (β_{ij}) auf die Zielgröße dar. Die Regressionsgüte des Modells wird durch R^2 und das angepasste R_{adj}^2 beschrieben, die optimalerweise bei 1 liegen und sich untereinander nicht unterscheiden. Für die Plan- sowie Modellerstellung kommen weitere relevante Kennzahlen zum Einsatz, die hier jedoch nicht behandelt werden.

Als **Zielparame**ter y gemäß Gl. (7.21) werden der von der Pumpe geleistete Volumenstrom \dot{V} gegen eine Druckverlustrandbedingung $\Delta p = kv^2 \rho_F / 2$ mit $k = 1000$, der hydraulische Wirkungsgrad η_{hyd} sowie die mittlere Scherbelastung $\bar{\tau}$ nach (7.22) festgelegt.

$$\eta_{hyd} = \frac{\sum_{i=0}^{n=T_0/\Delta t} \Delta p_i \cdot \dot{V}_i \cdot \Delta t_i}{\sum_{j=1}^{n=T_0/\Delta t} v_{s,i} \cdot F_{s,i} \cdot \Delta t_i}, \quad \bar{\tau} = \frac{\sum_{j=1}^{n=T_0/\Delta t} \left(\left(\sum_{i=1}^N \tau_i \right) \Delta t_j \right) \cdot f}{N} \quad (7.22)$$

Als **Einflussparameter** werden gemäß Gl. (7.21) und Abbildung 7.14

- x_1 : Membranlänge l_{mem}
- x_2 : Membrandicke am Anfang d_{an}
- x_3 : Membrandicke am Ende d_{ende}

- x_4 : Kanalspaltweite d_spalt
- x_5 : Kegelradius h_abhi
- x_6 : Kanalwinkel $\alpha = phi = -alpha_kegel$
- x_7 : Anregungsfrequenz f
- x_8 : E-Modul Längsrichtung E_L
- x_9 : E-Modul Umfangsrichtung E_R

festgelegt. Tabelle 7.6 zeigt eine Auswahl an durchgeführten Plänen. In Plan I und II sind

Plan		I	II	III	IV	V
Anzahl Parameter	k	9	6	5	4	4
Typ des Plans		D-Opt	D-Opt	CCD	CCD	CCD
Anzahl Versuche		230	95	50	25	25
Modell	\dot{V}	quadr.	quadr.	lin.	quadr.	quadr.
Modell	η_{hyd}	quadr.	quadr.	quadr.	quadr.	quadr.
Transformation	\dot{V}	$\ln(y)$	–	\sqrt{y}	$y^{2,49}$	$y^{-0,3}$
Transformation	η_{hyd}	–	\sqrt{y}	\sqrt{y}	$1/\sqrt{y}$	$\ln(y)$
R^2/R_{adj}^2	\dot{V}	0,80/0,78	0,84/0,81	0,97/0,96	0,98/0,97	0,99/0,99
R^2/R_{adj}^2	η_{hyd}	0,64/0,61	0,78/0,74	0,98/0,97	0,99/0,99	0,96/0,95

Tabelle 7.6: Auszug aus durchgeführten DOE-Versuchsplänen

die Parametergrenzen sehr weit gesteckt gewählt, um einen großen Bereich abzudecken. Hierdurch werden *Constraints* notwendig, durch die unrealistische Pumpenkonfigurationen (z.B. mit Selbstdurchschneidung) verhindert werden. Es zeigt sich, dass mit den hierfür gewählten Plänen und Modellen kein gutes Regressionsmaß erreicht wird und somit das Verhalten des Systems nicht zufriedenstellend beschrieben werden kann. Mit Hilfe der zugrunde liegenden Datenbasis und analytischen Vorüberlegungen können jedoch die für die Zielsetzung besten Parameterbereiche ausfindig gemacht werden und Parameter mit den kleinsten Einflüssen im Weiteren ausgeschlossen werden. Die somit erreichte Parameterreduktion auf vier bis fünf Einflussparameter und die einhergehende Verkleinerung der Parameterintervalle erlauben die Anwendung von *drehbaren zentral zusammengesetzten Plänen (CCD)*, die besonders zur Anpassung von quadratischen Modellen geeignet sind [131]. Wie aus Tabelle 7.6 ersichtlich, wird für die Pläne III - V eine wesentliche Verbesserung der Korrelationsmaße erreicht. Es zeigt sich weiterhin, dass die so gefundenen Regressionsmodelle eine gute Generalisierungs- bzw. Vorhersagefähigkeit besitzen [109]. Plan IV und V unterscheiden sich lediglich im Parameterintervall der Membranlänge l_mem , da das Modell den Übertritt zwischen zwei Wellenformen über eine Eigenform hinweg nicht abbilden kann und damit für Fälle mit Wellenzahlen kleiner 0,5 Modell IV und mit Wellenzahlen darüber Modell V das Geschehen besser abbilden.

Für die Pläne IV und V werden die auf das skalierte Parameterintervall $[-1,1]$ bezogenen Korrelationskoeffizienten nach Tabelle 7.7 gefunden.

Die aus Modell IV und V vorausgesagten Optima bzgl. Volumenstrom und Wirkungsgrad werden jeweils durch eine Nachrechnung der entsprechenden Parameterkombinationen bestätigt. Für Modell IV mit kurzen Membranen ergeben sich tendenziell höhere Volumenströme und auch Wirkungsgrade, jedoch auf Kosten einer höheren Scherbelastung. Je ein Fall wird in Kap. 9.1 in seinem Strömungsverhalten diskutiert. Aufbauend auf den durch die DOE-Methodik erlangten Erkenntnissen wird nach weiterer anforderungsbasierter Mo-

Modell IV									
Koeffizient $\dot{V}^{2,49}$	β_0	β_8/β_0	β_2/β_0	β_1/β_0	β_6/β_0	β_{18}/β_0	β_{12}/β_0	β_{11}/β_0	
	752,9	0,087	-0,066	0,046	-0,038	0,075	-0,017	-0,190	
Koeffizient $1/\sqrt{\eta_{hyd}}$	β_0	β_8/β_0	β_2/β_0	β_1/β_0	β_6/β_0	β_{18}/β_0	β_{16}/β_0	β_{11}/β_0	β_{66}/β_0
	1,63	0,020	-0,006	-0,13	-0,019	-0,01	0,01	0,036	0,0067
Modell V									
Koeffizient $\dot{V}^{-0,3}$	β_0	β_8/β_0	β_2/β_0	β_1/β_0	β_6/β_0	β_{18}/β_0	β_{16}/β_0	β_{11}/β_0	β_{66}/β_0
	0,5	-6E-4	0,0086	-0,062	-0,018	-0,010	0,018	0,017	0,0040
Koeffizient $\ln(\eta_{hyd})$	β_0	β_8/β_0	β_1/β_0	β_6/β_0	β_{16}/β_0				
	-1,39	0,022	-0,137	-0,122	0,086				

Tabelle 7.7: Auf β_0 normierte Regressionskoeffizienten für die Zielgrößen \dot{V} und η_{hyd} difikation ein Referenzfall festgelegt, der in Kapitel 9 im Detail auf sein Systemverhalten hin untersucht wird.

7.3 Modellierung der Blutschädigung

Eine Abschätzung der Bluttraumatisierung auf makroskopischer Ebene ist ohne experimentelle Validierung am entsprechenden Anwendungsfall lediglich hypothetisch, qualitativ und vergleichend möglich (vergl. auch Abschn. 2.4). Das Ziel einer Abschätzung mit derartigen Einschränkungen ist jedoch eine phänomenologisch sinnvolle Abbildung von Tendenzen auf Basis einer Kombination aus empirischen und theoretischen Überlegungen. Nach den Ausführungen in Abschnitt 2.4 lässt sich zusammenfassend festhalten, dass der lokale Spannungszustand und die Verweildauer der Blutbestandteile in einem Scherfeld bzw. die Belastungszeit eine allgemeine Akzeptanz als relevante Einflüsse sowohl auf die Hämolyse als auch auf die Plättchenaktivierung finden.

Zur Auswertung des makroskopischen Schädigungsgeschehens aus dem instationären Scherfeld kommen

- die **Lagrange Betrachtungsweise**: Verfolgung von Partikeln durch Integration der Partikelbewegungsgleichung im mitbewegten Bezugssystem und Auswertung der Belastungshistorie entlang einzelner Partikeltrajektorien. Das in FLUENT[®] verwendete *Discrete Phase Model* verwendet hierzu eine eigene zeitliche und räumliche Diskretisierung [62].
- die **Eulersche Betrachtungsweise**: Ortsfeste (zellbasierte) Auswertung von selbst definierten Feldgrößen (USER DEFINED MEMORY) [62].
- der **skalare Transport**: Ortsfeste Auswertung von *transportierten* Feldgrößen. FLUENT[®] bietet hier die Möglichkeit, zusätzliche Transportgleichungen für beliebig definierte Skalare (USER DEFINED SCALAR) mitzuberechnen [62].

als separate Analysemethoden oder in Kombination in Frage. Das Analysepotential der Methoden bzgl. der interessierenden Blutschädigung ist in Abb. 7.16 zusammengestellt.

Als skalares Vergleichsspannungsmaß σ_v wird im Folgenden die Definition nach Gleichung (2.5) verwendet und für τ in den entsprechenden Formeln aus 2.4 eingesetzt.

Die Hämolyse und Plättchenaktivierung werden mittels Partikelverfolgung kumulativ nach Gleichung (2.9) ausgewertet. Zwar bietet sich die Möglichkeit, stattdessen auch die

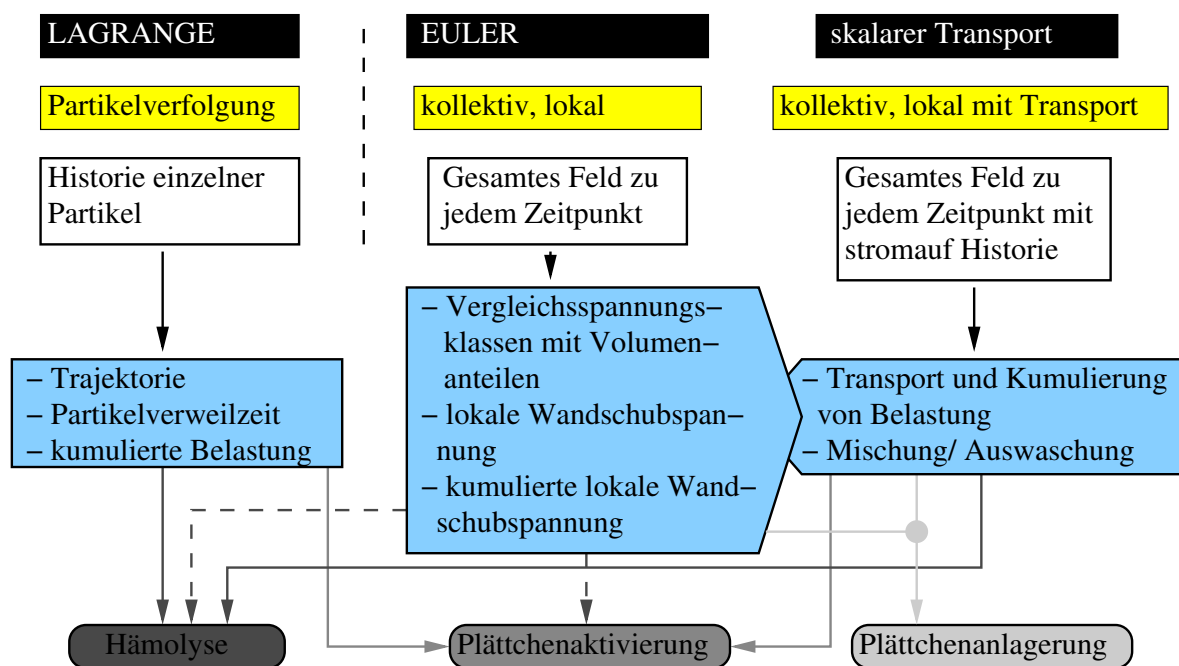


Abbildung 7.16: Analyseoptionen des instationären Scherfeldes hinsichtlich Blutschädigung

empirischen Zusammenhänge der Gleichungen (2.6), (2.7) bzw. (2.8) zur realistischeren Abbildung des kombinierten Einflusses von Belastung und Belastungszeit zu benutzen, jedoch wurden diese Korrelationen für konstante Kombination der beiden Parameter experimentell ermittelt, sodass sie für die in dieser Arbeit behandelten instationären Strömungsfelder keine hohe Aussagekraft mehr besitzen (vergl. 2.4). Das neuere Modell von Nobili [138] mit Berücksichtigung von Instationaritäten kommt hingegen aufgrund seines Gültigkeitsbereiches für kleine Belastungen nicht in Frage. Diese Arbeit beschränkt sich daher, wie [31, 32, 202], auf das folgende Vorgehen mit der Anmerkung der Austauschbarkeit, sobald geeignetere Korrelationen bereitstehen.

Die Methodik der Lagrange Partikelverfolgung gibt Auskunft über die Belastungshistorie einzelner Partikel und eignet sich daher besonders bei stationär durchströmten Geometrien zur Aussage über das kollektive Geschehen bei Verwendung einer repräsentativen Anzahl von Partikeln. Auf das hierbei anzustrebende Optimum zwischen Genauigkeit und Rechen-/Speicherbedarf weist Arvand [17] in seiner Arbeit hin. Aus diesem Grund ist für die instationären Fälle dieser Arbeit die Partikelverfolgung nur für eine stichprobenartige Darstellung von typischen Partikeltrajektorien geeignet; Aussagen über das Kollektiv der Blutteilchen und ihrer Schädigungshistorie werden daher durch Implementierung von Gl. (2.9) mittels einer `DEFINE_AT_END` UDF [62] umgesetzt, in der das Feld des definierten Skalars mittels skalarer Transportgleichung berechnet und am Ende jeden Zeitschritts das Produkt aus Belastung und Zeitschrittweite des aktuellen Feldes addiert wird.

Des Weiteren wird eine Methode zur Abschätzung des Anlagerungsgeschehens implementiert, die auf den in 2.4 beschriebenen Tendenzen basiert und im Schema 7.17 gezeigt ist. Dabei wird in jedem Zeitschritt überprüft, ob die durch das Feld transportierte und kumulierte Belastung von Blutpartikeln `UDS_1` einen Grenzwert überschreitet, diese somit als aktiviert gelten würden und sich gleichzeitig in Wandregionen aufhalten, in denen Wandschubspannungen `UDM_0` unterhalb eines in [74] genannten Grenzwertes herrschen,

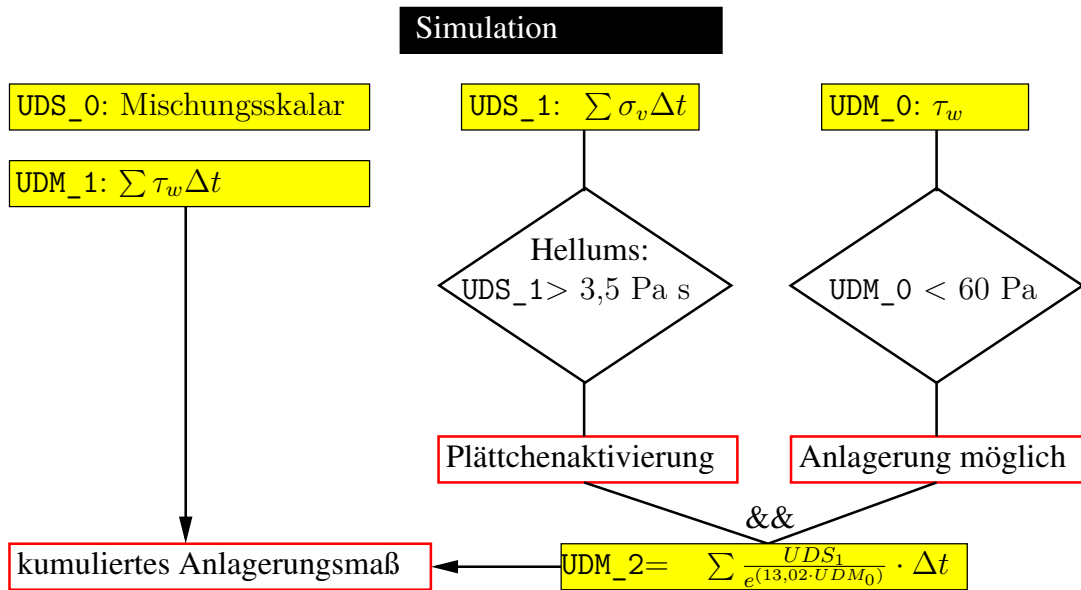


Abbildung 7.17: Schema zur Abschätzung der Plättchenablagerung

die mechanisch ein Anlagern erlauben würden. Kombination und Kumulation dieser Werte an der Wand stellt also ein vergleichendes Anlagerungsmaß und damit ein Mittel zur Lokalisierung gefährdeter Wandbereiche unter Einbeziehung der instationären Strömungshistorie dar. Das Schema wurde an einem 2D-rotationssymmetrischen Fall eines Rohres

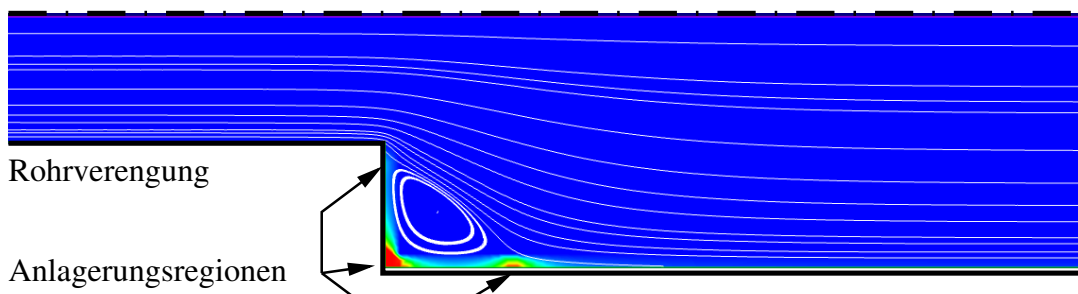


Abbildung 7.18: Rohr mit plötzlicher Verengung/Aufweitung mit Vorhersage von anlagerungsgefährdeten Wandbereichen. Konturen von UDM₂ und Stromlinien (weiß)

mit plötzlicher Verengung getestet (Modelldetails s. [135, 162]), welches sich in den räumlichen Skalen von einem ähnlichen Fall in [74] stark unterscheidet, um den in dieser Arbeit betrachteten Fällen gerecht zu werden, bzgl. der Anlagerungsstellen aber zu ähnlichen Ergebnissen kommt. Weiterhin hat sich gezeigt, dass bei erhöhter Durchströmungsgeschwindigkeit zwar das Aktivierungsmaß UDS₁ im Feld zunimmt, eine Anlagerung aufgrund des Transports von UDS₁ aber nicht primär im Zentrum des Wiederanlegepunktes stattfindet, sondern der Grenzwert erst etwas stromab und stromauf an der Wand erlangt wird. Die Auswertung von UDM₁ würde hingegen das Staupunktzentrum als Bereich mit langzeitig kleiner Schubspannung ausweisen, in dem ggf. auch eine Ablagerung nicht aktivierten Blutes stattfinden könnte. Die kombinierte Auswertung trennt damit Effekte und lässt in der Interpretation Rückschlüsse auf Ursachen und ihre Behebungsmöglichkeiten zu.

Teil III

Simulationen und Ergebnisse

8 Simulation des präoperativen LV mit VAD Unterstützung

Anhand der in 7.1 erarbeiteten Methoden werden nun die Simulationsergebnisse von drei Fällen des pathologischen, präoperativen und um die generische Aorta erweiterten F003 Datensatzes diskutiert:

- I Fall **ohne VAD** Unterstützung
- II Fall **mit VAD** Unterstützung (Ventrikelwandbewegung **wie I**)
- III Fall **mit VAD** Unterstützung (Ventrikelwandbewegung **reduziert**)

Die Differenzierung der Fälle II und III wird vorgenommen, da, wie in Abbildung 2.11 erläutert, der reduzierten Ventrikeldehnung und -auspressung Rechnung zu tragen ist. Hierfür werden die Stützstellennetze von großen und kleinen Volumen nicht berücksichtigt, sodass durch entsprechende Erhöhung der Approximationsstellen bei gleicher Zykluszeit das EDV von 253 ml auf 236 ml gesenkt, sowie das ESV von 214 ml auf 221 ml erhöht wird.

8.1 Einfluss auf die Strömungsstruktur

Das dreidimensionale Strömungsgeschehen wird anhand von projizierten Stromlinien auf Schnittebenen durch Ventrikel, Konduits und die Aorta visualisiert. Die Darstellung erfolgt zu sechs über den Herzzyklus verteilten Zeitpunkten und ist in den Abbildungen 8.1 bis 8.3 für die Fälle I bis III gezeigt.

Fall I:

Das Strömungsfeld im Ventrikel ist im Wesentlichen vergleichbar zum nachgerechneten Fall ohne Aorta (7.1.6). Die Diastole beginnt mit dem Öffnen der Mitralklappe (a). Es gibt nur wenig dominante, aus dem vorhergehenden Zyklus stammende Dynamik, sodass sich das Strömungsfeld schnell gemäß der Einstromrichtung ausrichtet. Der erste Teil der Diastole (b, c) ist durch einen geraden Einstromjet unter Ausbildung eines symmetrischen Ringwirbels gekennzeichnet. Hieraus resultiert ein Staupunkt in der Ventrikelspitze, welcher die Bildung eines Thrombus in dieser Region begünstigt. Der zweite Teil der Diastole zeichnet sich durch einen erneuten Anstieg der Einstömgeschwindigkeit aus (Kontraktion des Vorhofs), sodass ein weiterer symmetrischer Ringwirbel entsteht (d). Es folgt die Systole (e) und (f) mit Kontraktion des Ventrikels und Ausströmen in die Aorta. Sowohl durch verringerte Füllung als auch verringerte Ejektion kommt es im Vergleich zum gesunden Herzen (vergl. [160, 182]) zu einer schlechten Auswaschung alten Blutes (vergl. Abb. 8.5). In der Aorta kommt es in der Diastole zu einer leichten Durchströmung (g, h), welche durch den Ventilebenenmechanismus (vergl. 2.1) bedingt ist. Während

der Systole zeigt sich eine weitestgehend ablösefreie Aortenströmung. Von Ablösung und Sekundärströmung betroffen sind vor allem der zweite und dritte Aortenabgang ①.

Fall II:

Bedingt durch die Aktion des VAD während der Diastole (Ⓐ - Ⓓ) ist die Strömung in Fall II durch stärkere und langlebigere konvektive Anteile charakterisiert. Verglichen mit Fall I bilden sich Einströmjet und Ringwirbel mit höherer Geschwindigkeit und größerer räumlicher Erstreckung aus. Außerdem wandert der erste Ringwirbel weiter in die Ventrikelspitze ab, sodass es prinzipiell zu einer besseren Auswaschung des Ventrikels kommt. Die in Fall I bestehende apikale Staupunktströmung wird durch das VAD Einlasskonduit direkt abgesaugt. Das Einlasskonduit erzeugt durch seine Krümmung einen sogenannten Dean-Wirbel, also eine durch Zentrifugalkräfte der Umlenkung bedingte Sekundärströmung [141]. Die Hauptdurchströmung der Aorta erfolgt somit während der Diastole und ist durch die tangentielle Anbringung des VAD-Auslasskonduits weitestgehend ablösefrei, jedoch verglichen mit Fall I stärker von Sekundärströmungen geprägt, welche durch das angeschlossene Konduit induziert werden. Aufgrund des veränderten Hauptströmungswinkels in der Aorta kommt es zudem zu deutlicheren Ablösungen im zweiten und dritten Aortenabgang. Der Bulbus, welcher in der Diastole undurchspült bleibt, wird in der folgenden Systole ausgewaschen. Die Systolenströmung teilt sich dabei auf Bulbus und VAD auf ①.

Fall III:

Trotz reduzierter Bewegung der Ventrikelwand kommt es durch die Pumpaktion des VAD verglichen mit Fall I zu einer deutlich verbesserten Durchströmung des Ventrikels, wenn auch nicht ganz so ausgeprägt wie im unrealistischeren Fall II, in dem der Ventrikel durch die vorgegebene Bewegung einen ausgeprägten Saugeneffekt hervorruft. Mit der Verringerung des letzteren geht auch eine Verkleinerung der am VAD anliegenden Druckdifferenz Δp einher, sodass dieses gemäß seiner Kennlinie mehr Volumenstrom fördert, sichtbar in der erhöhten Geschwindigkeit im Auslasskonduit. Die diastolische Aortenströmung ist vergleichbar mit der von Fall II. Durch den verringerten systolischen Auswurf des Ventrikels kommt es im Fall III lediglich zu einer schwächer ausgeprägten Durchspülung des Bulbus, während das VAD mit seinen Konduits aufgrund des höheren Gesamtwiderstandes nur wenig durchströmt wird.

Zur Verdeutlichung der dreidimensionalen intraventrikulären Strömungsstruktur des VAD-unterstützten Ventrikels sind in Abbildung 8.4 zusätzlich die λ_2 Isoflächen [90] zur Visualisierung von Wirbelstrukturen für die Zeitpunkte Ⓐ, Ⓒ, Ⓓ und ① dargestellt. Diese lassen deutlich erkennen, dass der Hauptringwirbel während der Diastole gerade in Richtung Herzspitze wandert und in der Systole dort verweilt bzw. wieder etwas in die entgegengesetzte Richtung zurückwandert. Dabei kommt es zu dessen Verkippen und Verzerren. In der nachfolgenden neuen Diastole reißt der alte Ringwirbel auf und übrig bleiben mehrere Wirbelwalzen, die in der Wandströmung dissipieren oder durch das Konduit ausgespült werden.

Der Effekt der Herzunterstützung stellt sich also durch eine gerade Ventrikeldurchströmung (bedingt durch nahezu gegenüberliegenden Ein- und Auslass) dar, die zwar nicht die Strömungsmuster des gesunden Herzen [160, 182] aufweist, aber verglichen mit dem nicht unterstützten, pathologischen Fall eine deutliche Verbesserung hinsichtlich der Ventrikelauswaschung erzeugt (vergl. Abb. 8.5, rechts). Negativ sind die Strömungsablösungen und die ausgeprägtere Sekundärströmung in Aorta und Aortenabgängen zu werten, auf die 8.4 näher eingeht.

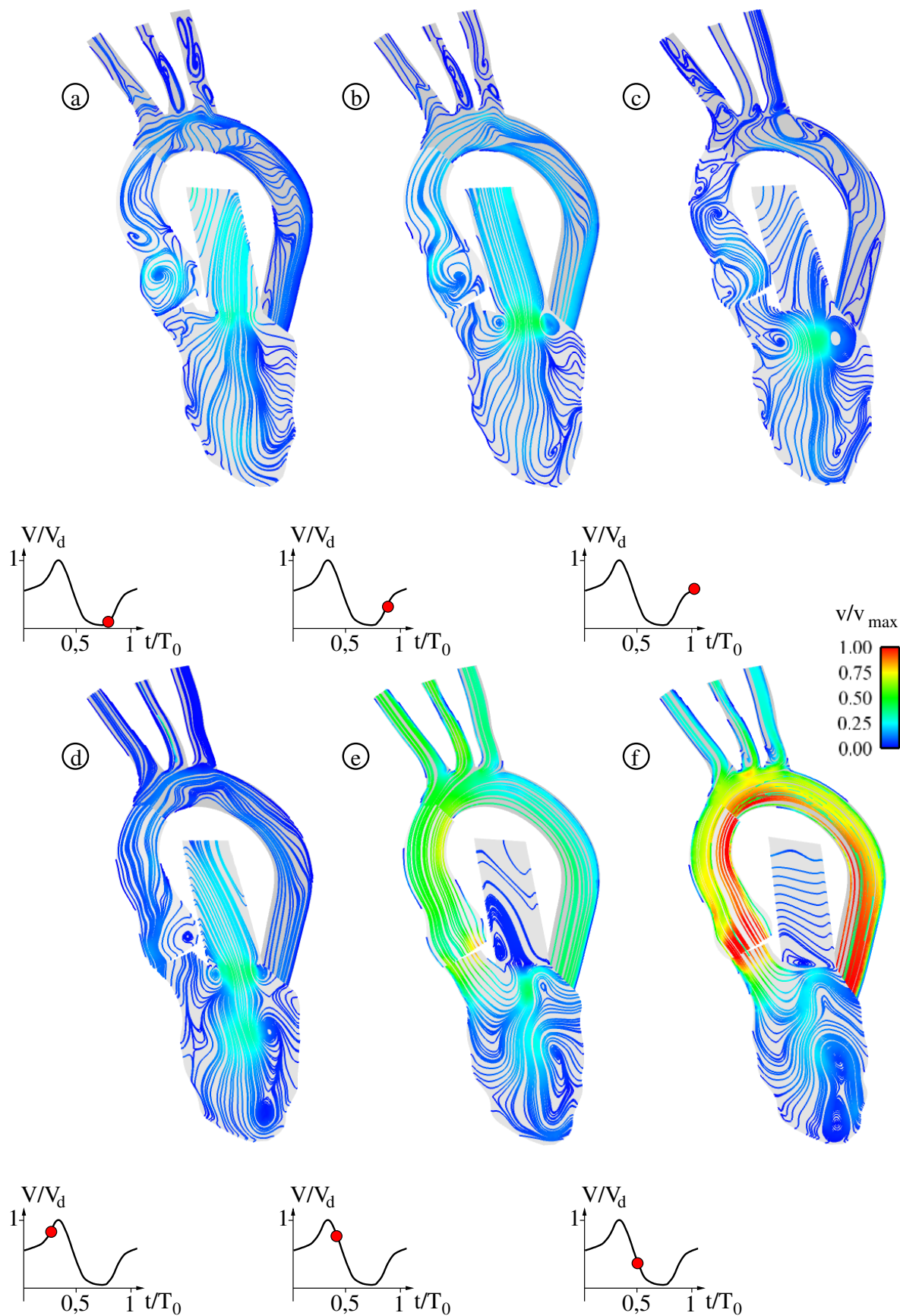


Abbildung 8.1: **Fall I:** Mit dem normierten Geschwindigkeitsbetrag eingefärbte, projizierte Stromlinien für sechs Zeitpunkte eines Herzzyklus

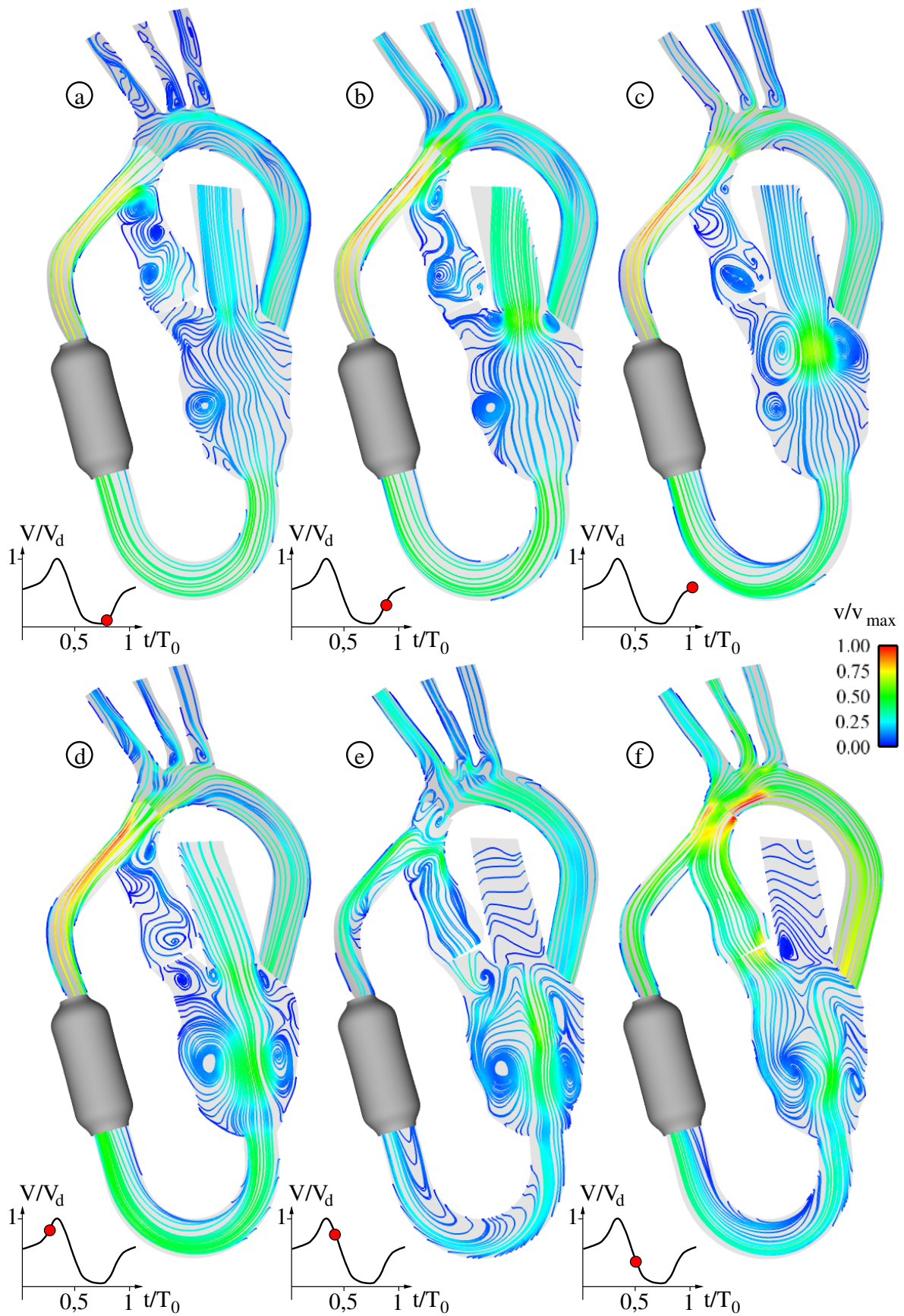


Abbildung 8.2: **Fall II:** Mit dem normierten Geschwindigkeitsbetrag eingefärbte, projizierte Stromlinien für sechs Zeitpunkte eines Herzzyklus

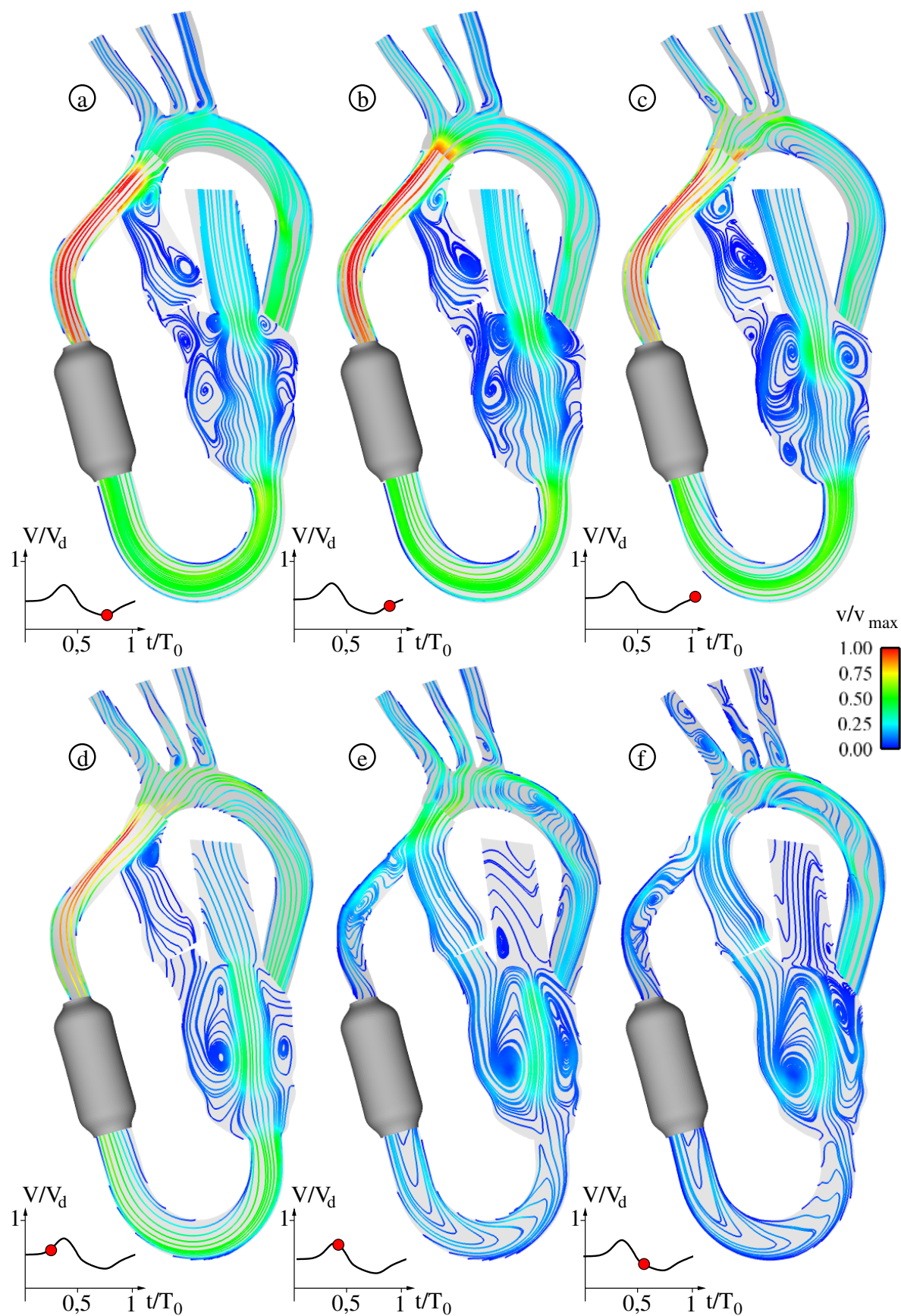


Abbildung 8.3: **Fall III:** Mit dem normierten Geschwindigkeitsbetrag eingefärbte, projizierte Stromlinien für sechs Zeitpunkte eines Herzzyklus

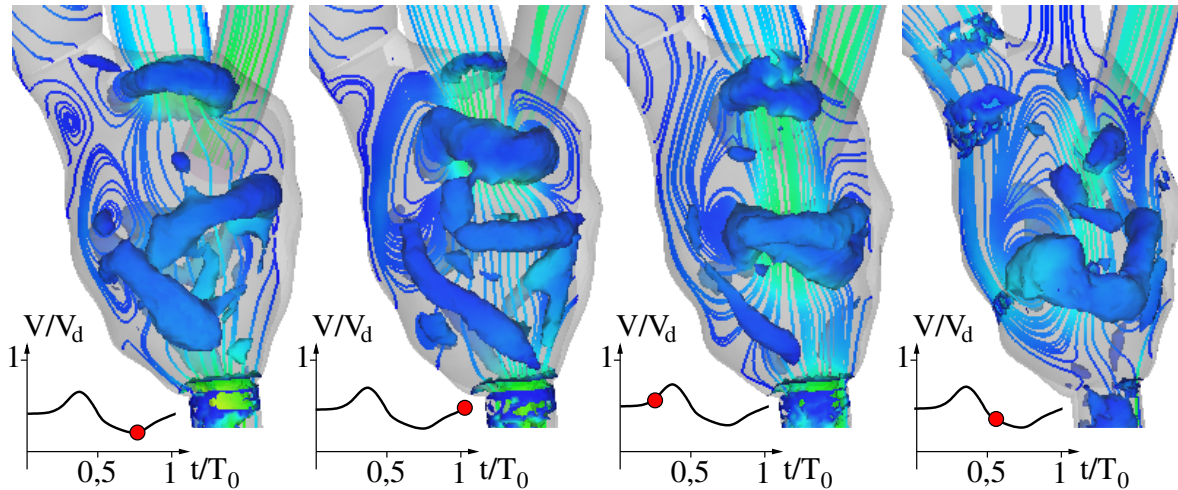


Abbildung 8.4: **Fall III**: $\lambda_2 = -50$ Isoflächen und projizierte Stromlinien

8.2 Systemverhalten

Nachdem der vorangegangene Abschnitt auf die instationäre Struktur der dreidimensionalen Strömung einging, wird nun das Verhalten der normierten integralen Systemgrößen Volumenstrom, Ventrikelvolumen und Druck für die drei behandelten Fälle beschrieben.

In Abbildung 8.5 sind links die Druck-Volumen Diagramme (vergl. Abb. 2.2 und Abb. 2.11) gegenübergestellt. Gegenüber Fall I ohne Unterstützung wird in Fall III der Kreislauf wieder mit einem höheren Druck versorgt, während das Schlagvolumen und insbesondere das enddiastolische Volumen verkleinert sind. Die vom Ventrikel geleistete Arbeit (Fläche in der jeweiligen Kurve) ist bei Unterstützung kleiner, sodass es trotz erhöhter Nachlast zu einer Entlastung des Myokards über den Zyklus kommt.

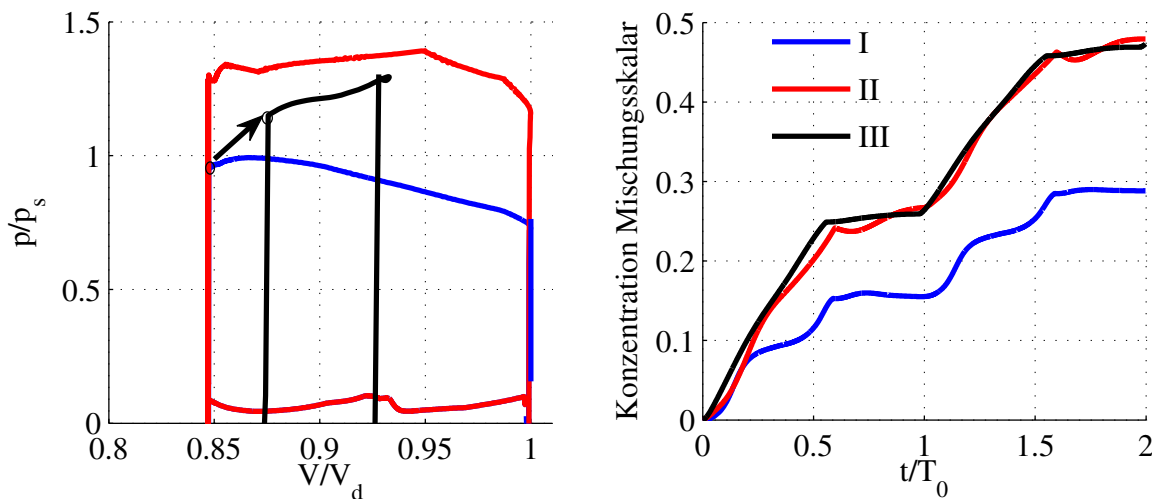


Abbildung 8.5: Vergleich der normierten Druck-Volumen Kurven (links) und der ventrikulären Vermischung (rechts) des F003 Datensatzes

Abbildung 8.6 zeigt das dynamische Verhalten des Ventrikel-VAD-Kreislauf gekoppelten Systems im Zeitbereich. Für Fall I ergeben sich die erwarteten Druckverläufe für Aorta

und Ventrikel in Übereinstimmung mit der Literatur (vergl. Abb. 2.2). Im Fall II erhöht sich durch die Pumpaktion des VAD lediglich das Druckniveau und es findet nicht mehr der charakteristische Abfall des Aortendrucks in der Diastole statt. Für Fall III erkennt man den erwarteten Druckverlauf in Aorta und Ventrikel. Nachdem in der Diastole der Aortendruck durch die Pumpaktion des VAD ansteigt, findet das charakteristische Abklingen nun für Aorten- und Ventrikeldruck in der Systole statt, da der Ventrikel keine für die Kreislaufversorgung relevante Pumpaktion mehr durchführt. Diese Umkehrung der Druckverhältnisse ist charakteristisch für die mechanische Kreislaufunterstützung bei dem hier verwendeten synchronen Betrieb mit Gegenpulsation (2.5.2.3) und zeigt sich auch in 1-D Untersuchungen von [176].

Diese Umkehrung macht sich auch im aortalen Volumenstrom bemerkbar. In Fall I und II leistet noch der Ventrikel während der Systole den entscheidenden Beitrag zum Volumenstrom, während dies in Fall III das VAD in der Diastole tut. Die in Fall I und II zu beobachtende Volumenstromschwungung während der Diastole ist auf den Ventilebenenmechanismus zurückzuführen, der im Modell stärker ins Gewicht fällt, als im Realfall, in dem die bewegte Aorta ihren Anteil überlagert.

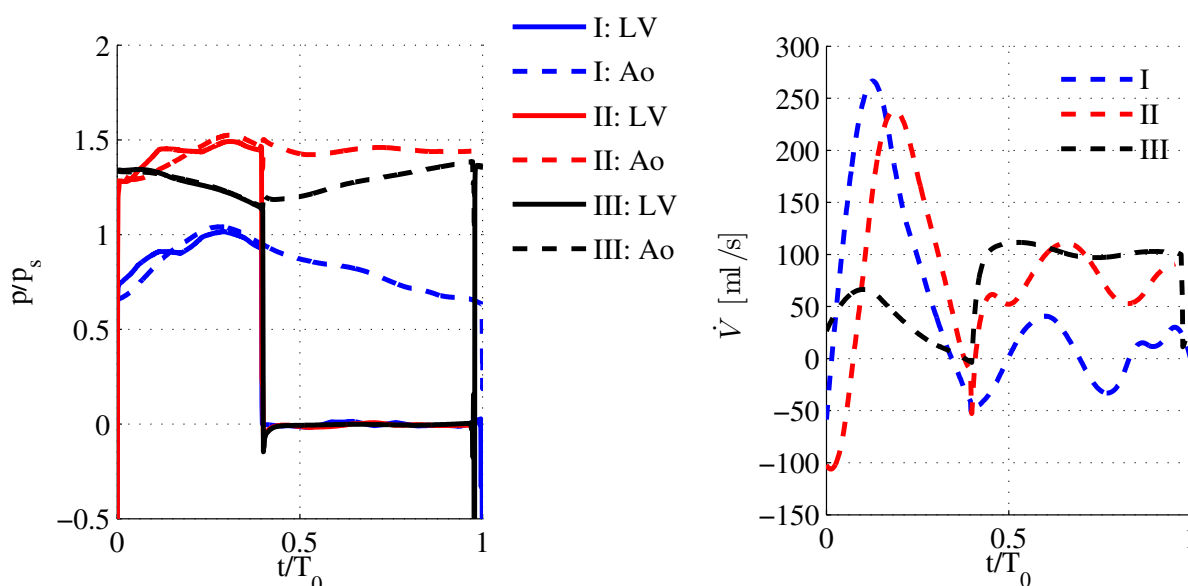


Abbildung 8.6: Vergleich der normierten Druck- und Volumenstromkurven für die Fälle I bis III. Ao: Aorta, LV: Ventrikel

8.3 Unterstützungseffekt und Krankheitszustand

Um den Effekt der mechanischen Unterstützung vergleichend in den Kontext bereits untersuchter kranker und gesunder Ventrikelfälle einzuordnen, werden diese mit den in dieser Arbeit behandelten Fällen eines unterstützten Ventrikels hinsichtlich der herrschenden Reynoldszahl und der für den Kreislauf erbrachten Arbeit gegenübergestellt. In Abbildung 8.7 sind somit die mit pV bezeichnete erbrachte Arbeit des Gesamtsystems

$$pV = \int_0^{T_0} p_{Ao}(t) \cdot \dot{V}_{Ao}(t) dt \quad (8.1)$$

bezogen auf den gewichteten [182] gesunden Zustand pV_{ref} aufgetragen über die mit dem Aortendurchmesser D_{Ao} gebildete Reynoldszahl Re_D

$$Re_D = \frac{\rho_F \bar{v}_s D_{Ao}}{\mu_{eff}} \quad (8.2)$$

$$\text{mit } \bar{v}_s = \frac{1}{T_s A_{Ao}} \int_0^{T_0} \dot{V}_{Ao}(t) dt. \quad (8.3)$$

Dabei sind $p_{Ao}(t)$ der räumlich gemittelte Aortendruck, $\dot{V}_{Ao}(t)$ die Summe der Volumenströme aus den drei Abgängen und dem Aortenauslass, μ_{eff} die räumlich und zeitlich gemittelte Viskosität nach Gl. (2.2), T_0 die Zykluszeit und T_s die Systolendauer. Auf diese Weise ist ein Vergleich von unterstützten und nicht unterstützten Herzen möglich, da herkömmliche Kennzahlen wie beispielsweise die Ejektionsfraktion aus versorgungstechnischen Gesichtspunkten im unterstützten Herzen keine Relevanz mehr besitzen. Die Definition über die aortalen Volumenströme besitzt jedoch für beide Fälle Gültigkeit.

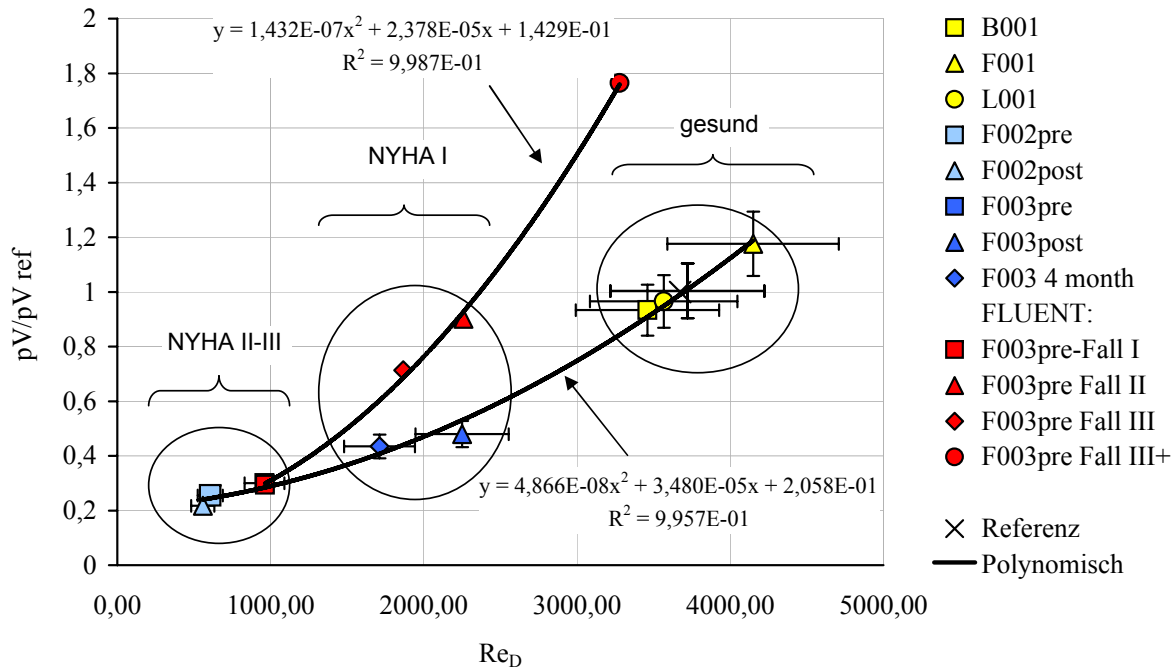


Abbildung 8.7: Vergleichende Darstellung gesunder, kranker, operierter und im Modell unterstützter Herzen

Die Trendlinien in Abbildung 8.7 stellen somit den Kreislaufeigenschaften (Widerstand, Kapazität etc.) entsprechende Kennlinien dar. Das Diagramm lässt eine Klassifizierung von schwer kranken (NYHA II-III), leicht kranken (NYHA I) und gesunden Herzen zu. Der Unterstützungserfolg ist gemäß dieser Klassifizierung als eine Verbesserung von NYHA II-III auf NYHA I zu bewerten. Der Verlauf der Unterstützungsfälle entlang der steileren Kurve ist auf die fehlende Anpassung des Kreislaufes bei Unterstützung zurückzuführen. Der periphere Kreislaufwiderstand beim erkrankten Herz ist durch Vasokonstriktion höher als beim Gesunden. Nimmt man dessen Verringerung durch das zentrale Nervensystem bei Unterstützung (und damit Volumenstrom- und Druckangebot) an, so gelänge man mit den rot dargestellten Punkten in Regionen kleineren Drucks bei erhöhtem Volumenstrom; im Diagramm also bei etwa konstanter Arbeit zu höheren Reynoldszahlen und damit in den Bereich der gesunden Herzen.

8.4 Konduitdesign

Da in den Ergebnissen in 8.1 vor allem in den VAD unterstützten Fällen II und III eine verstärkte Ablösung in den Aortenabgängen sowie Sekundärströmungen in der Aorta festgestellt wurden, liegt die Vermutung nahe, dass diese maßgeblich durch die Gestaltung des VAD Auslasskonduits und dessen Anschluss an die Aorta verursacht sind und somit durch deren Modifikation beeinflusst werden können. Zur visuellen, qualitativen Beurteilung hinsichtlich der angesprochenen Sekundärströmungen kommt die *Helicity*

$$H = \vec{v} \cdot (\nabla \times \vec{v}) \quad (8.4)$$

zum Einsatz, die als Skalarprodukt aus Geschwindigkeitsvektor \vec{v} und Wirbelstärkevektor $\vec{\Omega} = \nabla \times \vec{v}$ definiert ist und damit die Komponenten der Geschwindigkeit in Richtung der Wirbelstärke beschreibt.

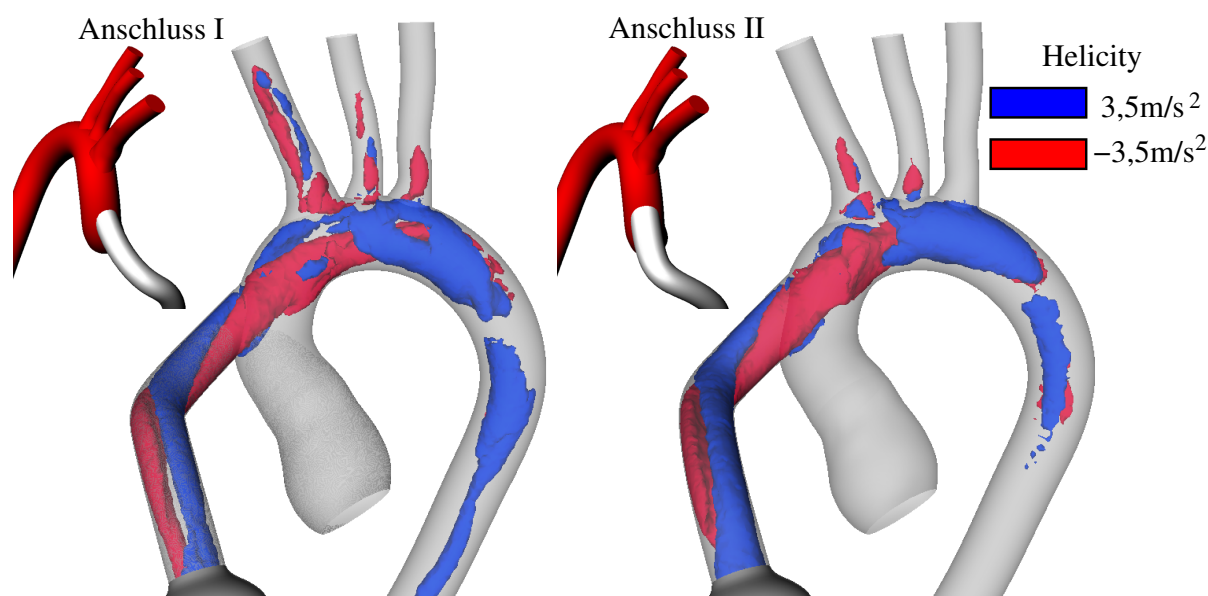


Abbildung 8.8: Helicity Isoflächen zur Beurteilung zweier Konduitdesigns

Abbildung 8.8 zeigt auf der linken Seite das oben behandelte Startdesign eines Anschlussschlauches an die Aorta. Die positiven und negativen Verwindungen der Strömungen in Hauptströmungsrichtung sind als blaue bzw. rote Isoflächen für einen ausgewählten Diastolenzeitpunkt dargestellt und zeigen eine weite räumliche Erstreckung in die Aortenabgänge und die absteigende Aorta. Daraufhin wird ein weiterer Schlauch untersucht, bei dem sowohl der Einströmwinkel als auch der Durchmesser an der Anschlussstelle verändert wurde. Ziel der Modifikation ist, den Einströmjet durch ein leichtes Diffusorverhalten des Schlauches zu reduzieren und den Aufprall auf die Aortenwand und damit provozierte spiralförmige Umlenkungen zu verringern (vergl. Wandstromlinien für Anschluss I in Abb. 8.9). Rechts ist der Effekt des modifizierten Anschlussschlauches mit der resultierenden verkleinerten Erstreckung der Sekundärwirbelstärke sowohl in den Abgängen als auch in der absteigenden Aorta gezeigt. Prinzipiell ist also das Design der Anschlussstelle ein relevanter Faktor bei der Implantation eines VAD, da durch diesen die Aortendurchströmung maßgeblich beeinflusst wird. Weitere relevante Zielgrößen sind zu definieren und können mit dem vorgestellten Rahmenmodell ermittelt und im Detail untersucht werden.

8.5 Anlagerung

Untersuchungen der Ventrikel- und Konduitströmung haben ergeben, dass hier geringe für die Aktivierung von Blutplättchen relevante Spannungsbelastungen im Fluid auftreten. Um daher prinzipielles VAD-verursachtes Anlagerungsgeschehen im Auslasskonduit, der Aorta und ihren Abgängen beurteilen zu können, wird in diesem Abschnitt angenommen, dass das den Pumpenplatzhalter verlassende Blut in der Pumpe komplett aktiviert wurde. Es wird also der „worst case“ betrachtet, um ein Maximum an anlagerungsgefährdeten Orten ausfindig zu machen. Hierzu wird im Pumpenplatzhalter dem Skalar UDS_1 der Wert 1,5 zugewiesen und die Sensitivität des Modells nach Abb. 7.17 durch Setzen der Grenzwerte $UDS_1 > 1,3 \text{ Pa s}$ und $UDM_0 < 0,5 \text{ Pa}$ erhöht, damit bereits nach drei berechneten Herzzyklen ein Effekt sichtbar wird, der anderenfalls mehr physikalische Zeit und damit mehr Simulationszeit in Anspruch nehmen würde.

Dadurch ist zu erwarten, dass eine Anreicherung des die Anlagerung beschreibenden Skalars UDM_2 in Gebieten langfristig reduzierter Wandschubspannung geschieht, zu denen das im Pumpenplatzhalter aktivierte Fluid transportiert wird. Bei Vorversuchen hat sich gezeigt, dass das Modell auf diese Weise während der Ventrikelsystole, also bei reduzierter Konduitsdurchströmung und damit kleinen Wandschubspannungen, einen hohen Anstieg des Anlagerungswertes UDM_2 voraussagt. Um instationäre Effekte durch die Pulsatilität mit zu berücksichtigen, wurde das Schema in Abb. 7.17 um die Abfrage einer kritischen Wandschubspannung ergänzt, ab der UDM_2 wieder reduziert wird (Fortschwemmen nicht aggregierter Plättchen). Die so erzeugten Modellergebnisse sind in Abbildung 8.9 gezeigt.

Als risikoreich werden die leeseitigen Wurzeln der Aortenabgänge und von dort ausgehend große Teile der Abgangsflächen angezeigt. Im zweiten und dritten Abgang ist dabei die größte Fläche betroffen. Weitere Bereiche sind stromab des Aortenbogens zu erkennen. Die spiralig ausgebildeten Bereiche im Auslasskonduit und der Aorta entsprechen der durch die jeweils doppelte Krümmung verursachten Sekundärströmung mit bevorzugten Linien dauerhaft kleiner Wandschubspannung.

Das Modell leistet lediglich einen ersten Beitrag zur Abbildung des makroskopischen Geschehens von Belastung, Transport und Ablagerung, bietet jedoch Aufschluss über Modifikationsmaßnahmen in der Geometriegestaltung (vergl. 9.5).

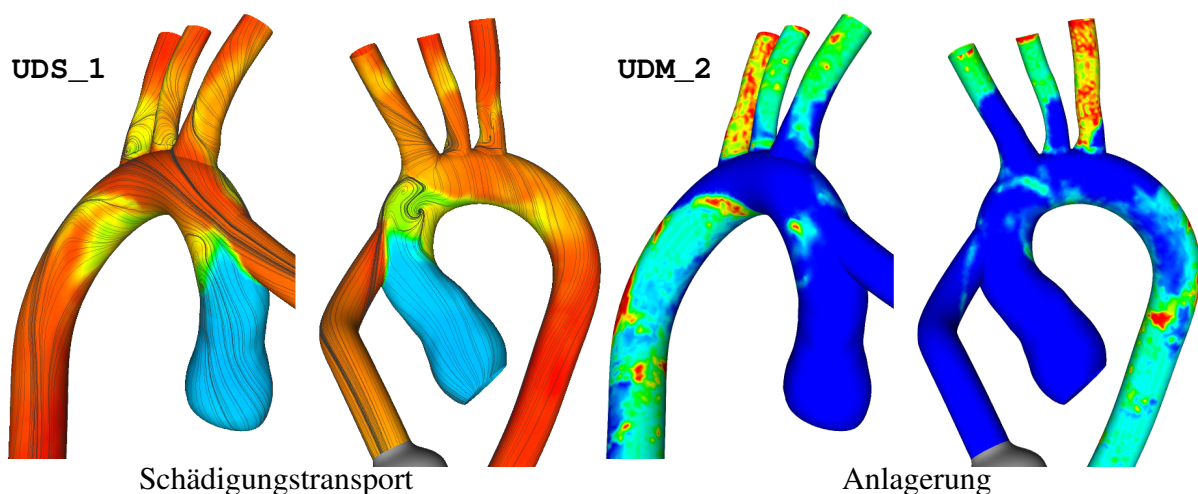


Abbildung 8.9: Wandstromlinien und Transport von UDS_1 (links) und vorhergesagte Regionen bevorzugter Anlagerung UDM_2 (rechts)

9 Die Schlauchwellenpumpe

Nachdem in Kap. 8 die Interaktion eines VAD-Platzhalters mit der Ventrikel- und Aortenströmung untersucht wurde, wird nun auf die Wirkweise der Wellenpumpe als konkrete VAD-Anwendung (vergl. Kap. 5 und [140]) eingegangen. Auf Basis der in Kapitel 6 und Anhang A validierten Berechnungsmethoden werden in diesem Kapitel in 9.1 zunächst die Ergebnisse des DOE aus Abschnitt 7.2.3 dargestellt, um daraus für weitere Untersuchungen einen Referenzfall zu bestimmen, welcher in 9.2 und 9.3 hinsichtlich seines Strömungs- und Systemverhaltens analysiert wird. In 9.4 erfolgen schließlich erste strömungsmechanische Optimierungsschritte sowie in 9.5 eine Beurteilung von 3D-Effekten und des geschätzten Blutschädigungsrisikos.

9.1 Lösungen des DOE und Referenzfall

Aus den Versuchsreihen in 7.2.3 zeichnet sich ab, dass die Beschreibung des Systemverhaltens mit der quadratischen Regressionsgleichung (7.21) über einen großen Parameterraum hinweg schwerfällt. Weiterhin zeigt sich, dass sich bei einer Aufteilung des Parameterintervalls für die Membranlänge l_{mem} in kurze und lange Membranen eine gute Abbildbarkeit erreichen lässt. Die aus der Methodik in 7.2.3 hinsichtlich maximalen Volumenstroms ausgewählten Konfigurationen für die kurze (Fall K) bzw. die lange Membran (Fall L) sind in Tabelle 9.1 zusammen mit dem späteren Referenzfall gegenübergestellt.

Eingang x	f [Hz]	E_R [kPa]	E_L [MPa]	d_{spalt} [mm]	h_{abhi} [mm]	d_{an} [mm]	d_{ende} [mm]	l_{mem} [mm]	α [°]
Fall K	100	2,00	17,5	6,5	5	1,25	1	13,5	4,23
Fall L	100	2,00	17,5	6,5	5	1,75	1	24,75	2,31
Referenz	123	2,88	15	6	6	1	0,6	25	4,00
Ziel y				\dot{V} [l/min]	Δp [bar]	η_{hyd} [-]	$\bar{\tau}$ [Pa]		
Fall K				15,414	0,163	0,43	35,15		
Fall L				12,484	0,104	0,28	26,25		
Referenz				10,75	0,17	0,47	32,15		

Tabelle 9.1: Übersicht über Eingangs- und Zielparameter ausgesuchter Pumpenfälle

Das aus diesen Parameterkombinationen resultierende Strömungsfeld ist durch Stromlinien für 10 äquidistant über einen Schwingungszyklus verteilte Zeitpunkte in Abbildung 9.1 visualisiert und wird im Folgenden diskutiert.

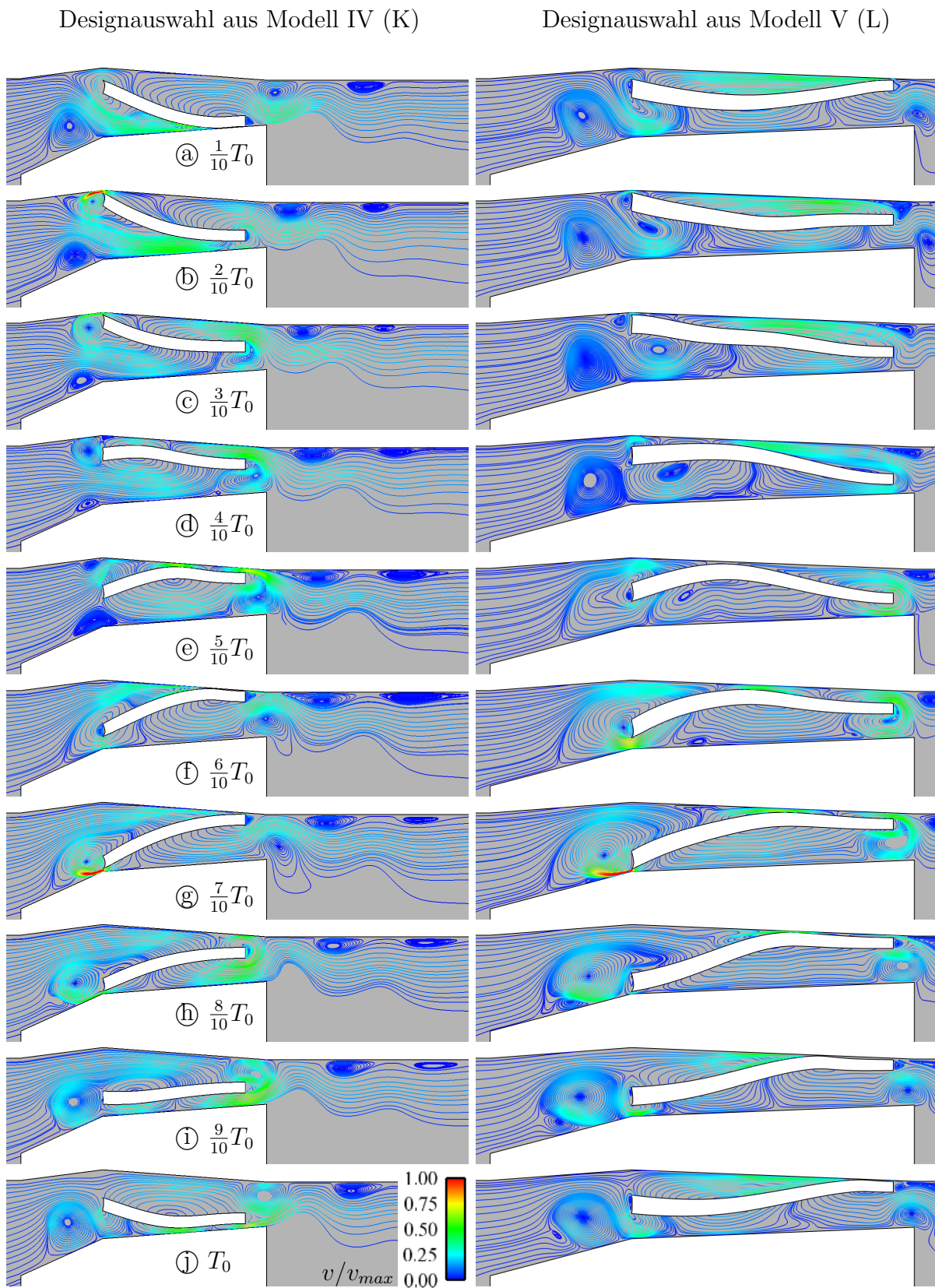


Abbildung 9.1: Mit dem Geschwindigkeitsbetrag eingefärbte Stromlinien der Wellenpumpenströmung für zwei Optimumskonfigurationen des DOE in 7.2.3 über einen Zyklus

Die grundlegende strömungstopologische Beschreibung des gekoppelten Membran-Fluid Systems wurde in den Abschnitten 5.2 und 6.3 erläutert, sodass hier direkt zu den weiterführenden Aspekten unterschiedlicher Designvarianten übergegangen wird.

Der Hauptunterschied im Strömungs-Struktur-gekoppelten Geschehen des K und L Falles besteht in der Wellenzahl der jeweils mit 100 Hz angeregten Membran, welche bei K ca. $\frac{1}{4}$ und bei L ca. $\frac{1}{2}$ bis $\frac{3}{4}$ Wellen beträgt (ähnlich zum Validierungsfall in Tellerform in Kapitel 6). Aufgrund der großen Anfangskanalweite d_{spalt} und der nur kleinen Kanalverjüngung stromab sind beide Varianten in der Lage, hohe Volumenströme zu fördern; dies jedoch bei begrenztem Druckaufbau, da es, wie in der Darstellung zu sehen, zeitweise zu großen Spalten zwischen Membran und Kanalwand und damit zu Leckagen kommt.

Die K Variante fördert bei gleicher Frequenz und gleicher Kanaleintrittsgeometrie mehr Volumenstrom als L. Dies begründet sich einerseits durch die etwas kleinere Membrandicke, wodurch mehr Strömungsquerschnitt freigegeben wird. Andererseits tritt im Fall L ein Dichtungseffekt zum Zeitpunkt des Auswerfens auf der Außenseite auf (a). Der direkte Vergleich zeigt zudem, dass die K Membran zu Zeitpunkten schlechter geometrischer Dichtung (c, d, h, i) durch die Dynamik des neu nachströmenden Fluids eine fluidmechanisch bessere Dichtwirkung erzielt, als die L Membran zu deren entsprechenden Zeitpunkten (a, b, c, d), zu denen die Innenseite ohne nennenswerten Förderbeitrag weitestgehend geöffnet ist.

In beiden Fällen entsteht innenseitig ein nachteiliger Wirbel am Einlass, welcher durch einen Jet als Konsequenz der Fluidverdrängung zwischen Membran und Gehäuseinnenseite erzeugt und durch das von stromauf nachströmende Medium aufgesteilt und angetrieben wird (g). Er entsteht vornehmlich auf der Innenseite der Pumpe, da hier bei gleichen Membrangeschwindigkeiten Fluid auf kleineren Querschnitten beschleunigt wird als auf dem größeren Radius der Außenwand (vergl. h und g). Seine Auswaschung und Dissipation erfolgt aufgrund des höheren Volumenstromes im Fall K schneller als bei L (d). Er verursacht jedoch seinerseits in jedem Fall eine beträchtliche räumliche Fluidverdrängung und führt zu Strömungsverlusten (nahezu komplette Kanalsperrung in L (d)). Die hinsichtlich des Volumenstroms aus 7.2.3 ausgewählten Fälle K und L stellen nicht notwendigerweise auch das Maximum des Wirkungsgrades dar, welcher in den Versuchsreihen für K bei 0,49 und für L bei 0,35 liegt [109].

Aus der Diskussion wird deutlich, dass der gezeigte K Fall die Anforderungen bereits gut erfüllt und für die Weiterentwicklung als VAD Potential besitzt. Die Strömungsfelder von K und L zeigen jedoch beide ausgeprägte Ausgleichs- und Rückströmungen in den Kanal am Austrittsende der Membran. Da diese eine Mehrfachbelastung für die transportierten Blutzellen bedeuten, ergibt sich die Zielsetzung eines rückströmungsfreien Ausfließens aus dem Membrankanal. Diese ließe sich durch eine kontinuierlich vorwärts gerichtete Wellenbewegung mit optimalerweise keinen geometrischen Undichtigkeiten erreichen, z.B. mit etwa einer Welle auf der Membran, die eine permanente Dichtung innen- und außenseitig ermöglichen würde. Die Dynamik der rückwärts gerichteten Ausgleichsströmung müsste also durch die des nachfließenden Fluids kompensiert werden.

Im Hinblick auf diese Zielsetzung werden die geometrischen Parameter entsprechend angepasst und für eine dünnere Membran (bezogen zur Länge) auf iterative Weise mittels der aus Gleichung (7.20) abgeleiteten Ähnlichkeit $\frac{f_1^2}{E_1} = \frac{f_2^2}{E_2}$ die Steifigkeit für den gewünschten Betriebspunkt ermittelt. Weitere systematische Parametervariationen (vergl. 9.3) geben dabei Aufschluss über das Systemverhalten, durch welches die im Folgenden als *Referenzfall* (Tabelle 9.1) bezeichnete Variante ermittelt wird.

9.2 Strömung des Referenzfalles

Der aus den beschriebenen Vorüberlegungen dieser Arbeit resultierende Referenzfall einer Schlauchwellenpumpe ist als Parameterkombination gemäß des festgelegten DOE-Parameterraumes in Tabelle 9.1 aufgeführt und erfüllt die hydraulischen Leistungsanforderungen aus 5.1.

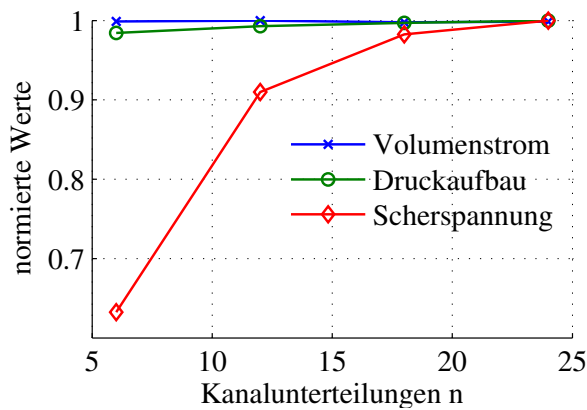


Abbildung 9.2: Netzabhängigkeit integraler und lokaler Größen

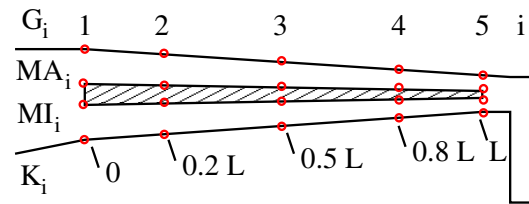


Abbildung 9.3: Auswertepositionen für lokale Scherspannungen

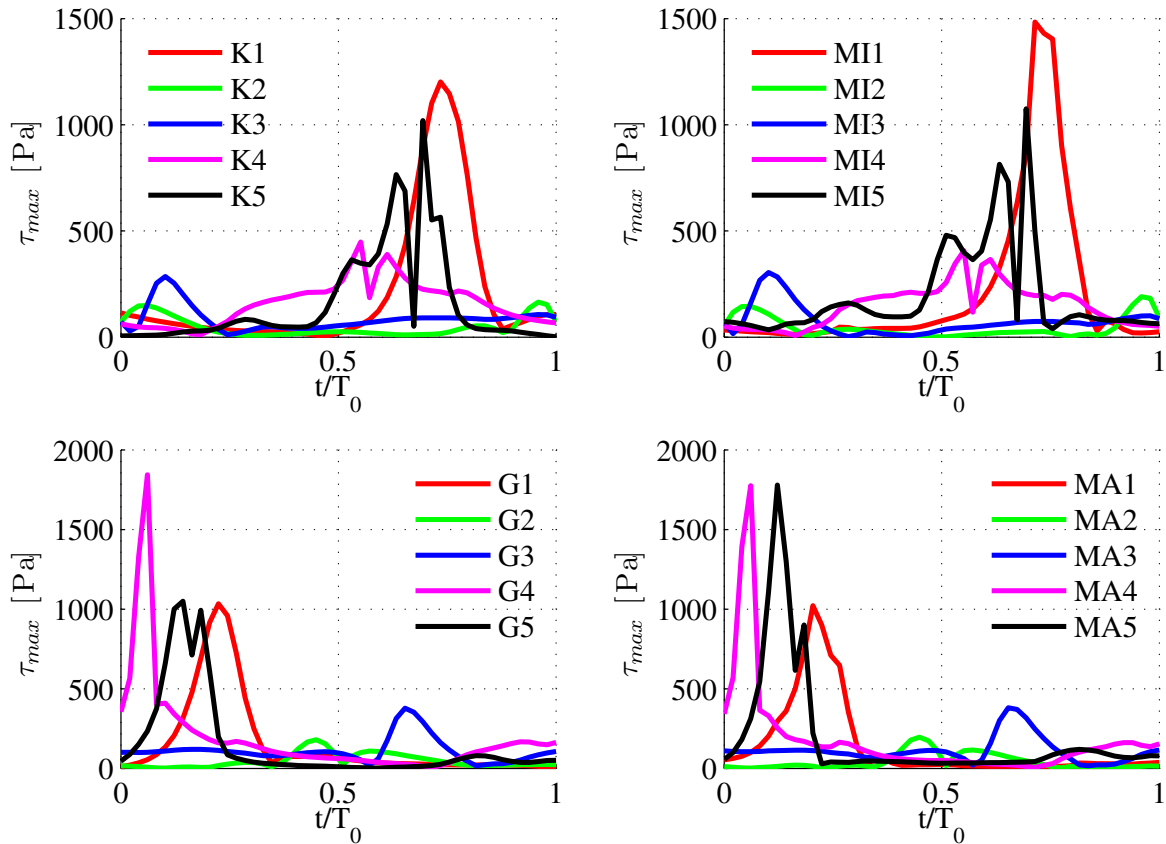


Abbildung 9.4: Zeitliche Verläufe der maximalen Wandschubspannung an unterschiedlichen Auswertepunkten

Hinsichtlich der gesonderten Anforderung an die auftretenden Scherspannungen ist deren Auswertung auf einem verfeinerten Rechennetz notwendig, um Geschwindigkeitsgradienten hinreichend genau abbilden zu können. Wie Abbildung 9.2 deutlich macht, ist die Verwendung eines groben Netzes mit nur 6 Kanalunterteilungen in radialer Richtung zur zeiteffizienten DOE-Durchführung für die Ermittlung integraler Parameter wie \dot{V} und Δp gerechtfertigt, verursacht jedoch Diskretisierungsfehler in der Berechnung der lokalen Scherungen, welche um ca. 35% unterschätzt werden.

Die Wandschubspannungshistorie eines Zyklus an den in Abb. 9.3 gezeigten Monitorpunkten ist daher für die Verwendung eines Netzes mit jeweils 24 radialen Unterteilungen über die Kanäle in Abbildung 9.4 aufgetragen. Aufgrund der Jetströmungen in den durch das FSI Modell bedingten künstlichen Spalten zwischen Membran und Gehäuse werden kurzzeitige Spannungsspitzen von bis zu 1800 Pa erreicht. Da es sich hier jedoch um Wandschubspannungen handelt, kommt es zur jeweiligen Spaltmitte hin zu einem starken Abfall der Fluidspannungen, sodass nur ein geringer Anteil an Blutkörperchen die bedrohlichen Spannungsspitzen erfährt. Quantitative Analysen hierzu werden in 9.3 und 9.5 beschrieben. Weiterhin wäre bei kleinen Spalten um 10 μm der sogenannte Fahraeus-Lindqvist-Effekt [172] mit einer Migration der Blutkörperchen in die Spaltmitte zu erwarten, dessen Eintreten aufgrund der niedrigen Zeitskalen jedoch fragwürdig erscheint.

Die zudem aus der unterschiedlichen radialen Netzfeinheit resultierenden Abweichungen im Strömungsfeld sind in Abbildung 9.5 gegenübergestellt und äußern sich vornehmlich in der Entstehung, Aufsteilung und Dissipation des innen- und außenseitigen Einlasswirbels, vernachlässigbar gering jedoch in der Membranauslenkung und dem Strömungsfeld stromab der Kanaleintritte.

Verglichen mit den oben betrachteten Fällen K und L weist der Referenzfall die deutlichere Ausprägung einer laufenden Welle sowie ein geometrisch besseres Dichtverhalten über den Zyklus hinweg auf; lediglich bei © und ™ entstehen Spalte mit nennenswerten Leckagen. Für die Lokalisierung von Leckageorten eignet sich die Überlagerung aller Bewegungszustände nach Abbildung 9.6, anhand derer Bereiche deutlich werden, die nie von der Membran erreicht werden. Ein solcher „Knoten“ kann zum einen in der Dynamik des gekoppelten Problems begründet liegen. So sind beim Übergang von ™ nach Ⓞ die Trägheitskräfte und die Druckdifferenz über die Membran nicht mehr groß genug, um die Strukturspannungen auszugleichen. Zum anderen kann die Aussparung der Einhüllenden auf die Existenz von Wellenreflexionen des Membranmaterials am Membranende oder an den Anschlagpunkten hinweisen. Je nach dominantem Phänomen ergeben sich unterschiedliche Strategien zur weiteren Optimierung der Membran und des Kanalgehäuses, auf die in 9.4 ein Ausblick gegeben wird.

Eine schnelle Fourier Transformation (FFT [124]) der zeitlichen Auslenkungen liefert neben der Anregungsfrequenz lediglich mit wesentlich kleinerer Amplitude eine höhere harmonische mit 372 Hz und die Frequenzen von ca. 48 Hz, 84 Hz und 168 Hz, welche möglicherweise mit der 2. bis 4. Eigenfrequenz des gekoppelten Systems zusammenhängen (vergl. 9.3). Die Auswertung der lokalen Wellengeschwindigkeiten weist eine Schwankung von 3,2 m/s bis 3,7 m/s und damit bei der Anregungsfrequenz Wellenlängen von 2,6 cm bis 3 cm auf, sodass die Forderung nach knapp einer Welle auf der Membran erfüllt ist.

In ①,Ⓜ und ©,™ oder auch in Abb. 9.6 lässt sich ein relativ frühes Anschlagen der Membran insbesondere an der Kanalaußenseite erkennen, welches zwar einen positiven Dichteffekt hat, jedoch im Sinne eines Abrollens und damit erhöhter mechanischer Belastung der Blutkörperchen sowie nicht optimalem Energietransfers unerwünscht ist.

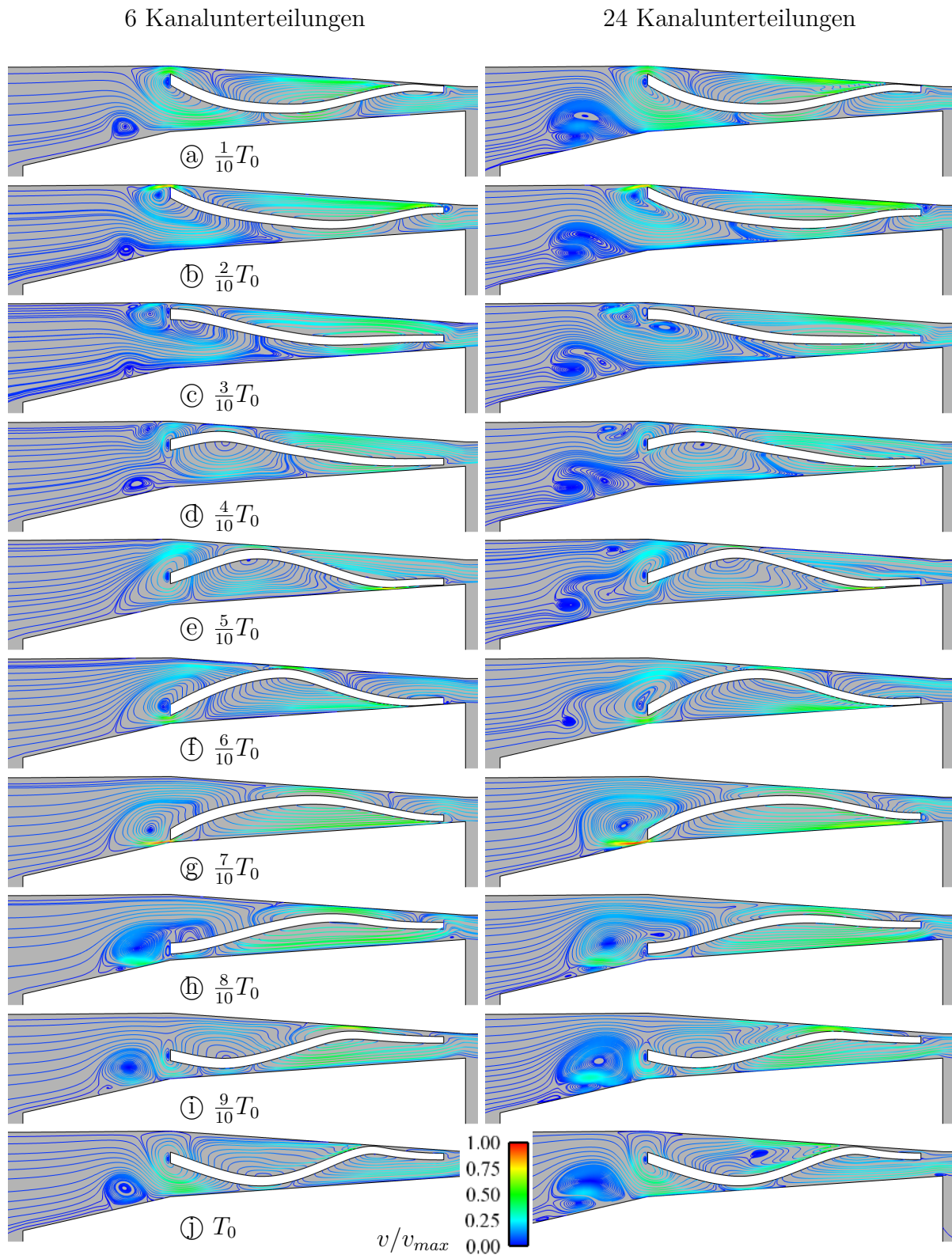


Abbildung 9.5: Mit dem Geschwindigkeitsbetrag eingefärbte Stromlinien der Wellenpumpenströmung bei Berechnung mit 6 Unterteilungen (links) bzw. 24 (rechts) Unterteilungen des Kanals über einen Zyklus

Betrachtet man das stromab liegende Ende der Membran, so ist der Referenzfall im Vergleich zu K und L nahezu frei von Rückströmungen in den Kanal, die aus einem Ausgleich von einer Membranseite auf die andere resultieren. Zusammenfassend lässt der Referenzfall also hinsichtlich seines gekoppelten Struktur- und Strömungsgeschehens die grundsätzlich wünschenswerte fortlaufende Welle mit weitestgehend guten Dichteigenschaften und ablösefreier Kanalströmung erkennen. Bezüglich angesprochener negativer Aspekte herrscht weiterer Optimierungsbedarf, dessen Fokus in 9.4 auf den Einströmwirbel gelegt wird.

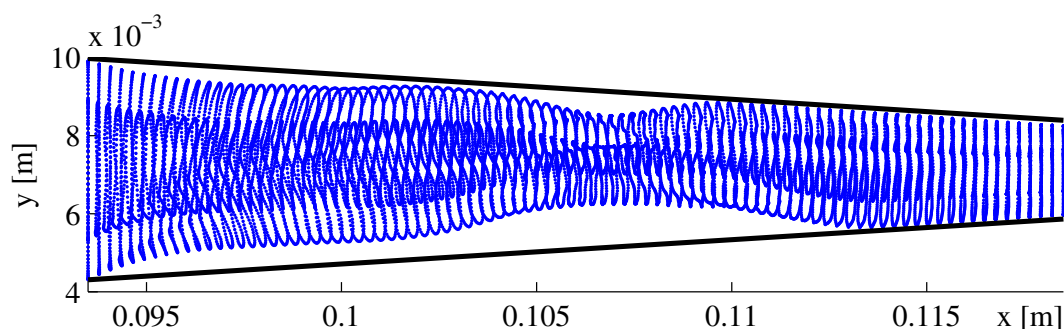


Abbildung 9.6: Einhüllende der Membranbewegung Referenzfall

9.3 Systemverhalten des Referenzfalles

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse einer systematischen Variation von relevanten Parametern um den Referenzfall (vergl. Tab. 9.1) vorgestellt, um das komplexe und mitunter nicht durch die Ergebnisse des DOE (Abschn. 7.2.3) ermittelbare Verhalten der ausgewählten Schlauchwellenpumpe zu erörtern.

Hierfür wird zunächst das für die Verhaltensbeschreibung einer Pumpe gebräuchliche Kennfeld ($\dot{V}, \Delta p, f$) in Abbildung 9.7 diskutiert.

Dargestellt sind die Kennlinien als Schar mit der Frequenz als Scharparameter. Grau gestrichelt sind Linien gleichen Verlustkoeffizientens $k = \frac{\Delta P}{0,5 \rho_F \cdot v_n^2}$ als Maß der Drosselung eingezeichnet. Zu beobachten ist ein zunächst monoton ansteigendes Verhalten von Druck und Volumenstrom bei Erhöhung der Frequenz, bis es ab ca. 140 Hz zu einem Abfall und ab 170 Hz zu einem erneuten Anstieg kommt. Das Verhalten ist der besseren Übersicht halber als 3D-Diagramm in Abbildung 9.10 dargestellt, in dem sich in den projizierten Isobaren deutlich lokale Maxima von \dot{V} in der Nähe der Referenzpunktfrequenz und Minima bei ca. 160 Hz erkennen lassen.

Zur besseren Interpretation des Verlaufes werden die Eigenfrequenzen und Eigenformen innerhalb des Strukturmoduls von ADINA[®] mittels der Verwendung von Potential Flow Based Elementen ermittelt, durch welche die virtuelle zusätzliche Masse auf Basis der Potentialtheorie, also reibungsfrei berechnet wird:

Eigenform	1	2	3	4	5
Eigenfrequenz [Hz]	0,0002	65,5	87,3	199,8	278,8

Das Kennfeld in Abb. 9.7 sowie die Höhenlinien in Abb. 9.10 links lassen eine deutliche Absenkung der Kennlinien im Bereich zwischen 140 Hz und 180 Hz erkennen. Dies ist

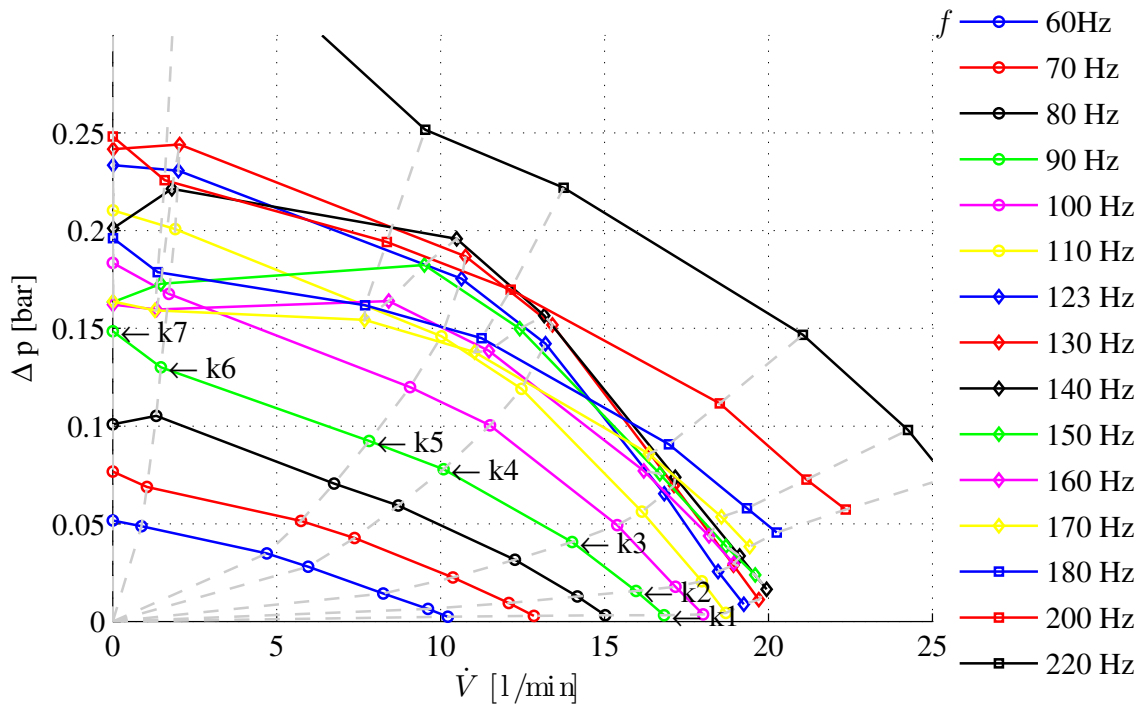


Abbildung 9.7: Pumpenkennfeld der Referenzkonfiguration mit der Anregungsfrequenz als Scharparameter

darauf zurückzuführen, dass die Membran in der Nähe der vierten Systemeigenfrequenz angeregt wird, was zu erhöhter Wellenreflexion und stehenden Wellenanteilen führt, welche die Förderwirkung beeinträchtigen. Die errechnete vierte Eigenfrequenz mit einer Eigenform von 1,5 Wellen liegt mit knapp 200 Hz oberhalb dieses Bereiches, da weder die sich dämpfend auswirkende Viskosität noch die Energieaufnahme durch entstehende Wirbel berücksichtigt werden. Für die Anwendung insbesondere als VAD sind also die Eigenfrequenzen des gekoppelten Systems unter Berücksichtigung viskoser Einflüsse zu bestimmen und der Betriebspunkt außerhalb derer zu wählen.

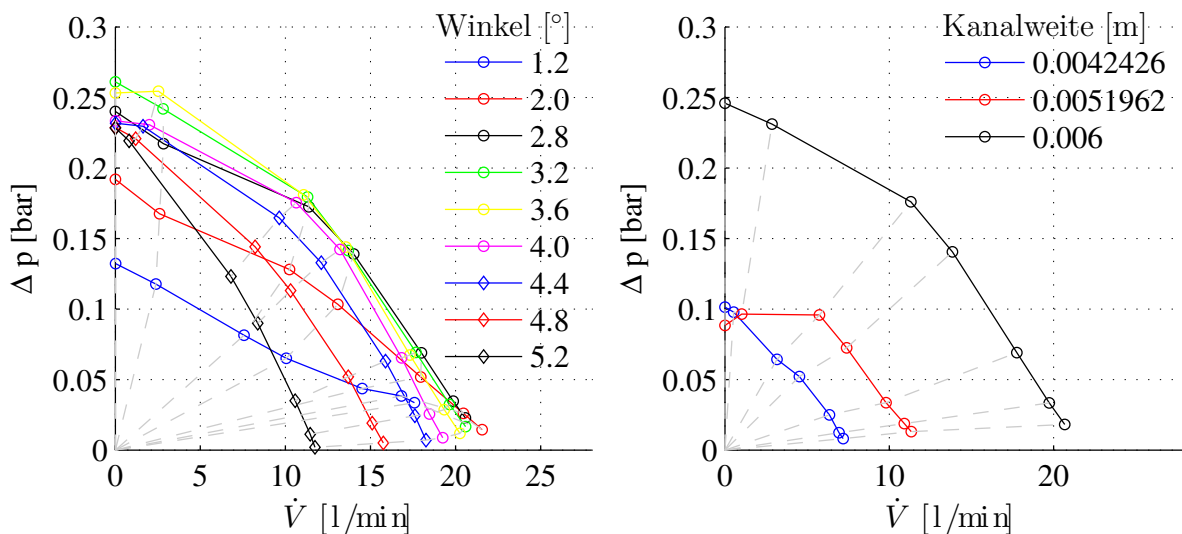


Abbildung 9.8: Einfluss des Kanalwinkels (links) und der Kanalweite (rechts) auf die Kennlinien der Referenzkonfiguration.

Als wichtige Designparameter sind in Abbildung 9.8 die bereits in Abschnitt 6.3 andiskutierte Variationen des Kanalwinkels und der Kanalweite gezeigt.

Während sich eine Vergrößerung der Kanalweite einhergehend mit einer Zunahme der Anregungsamplitude direkt als Effekt einer Baugrößenzunahme darstellt, erweist sich der Kanalwinkel als Designgröße für die Steigung der Kennlinie bei vergleichbarer Baugröße. Mit dem Kanalwinkel kann also gezielt die für den Betrieb relevante Steilheit der Pumpenkennlinie eingestellt werden.

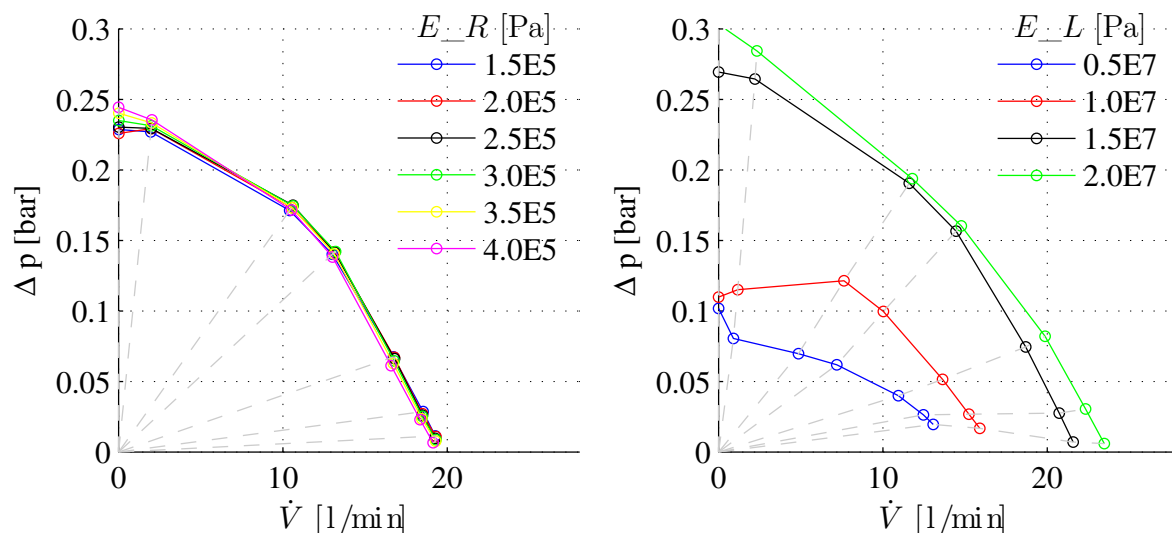


Abbildung 9.9: Einfluss des E-Moduls in Umfangs- (links) und Längsrichtung (rechts) auf die Kennlinien der Referenzkonfiguration.

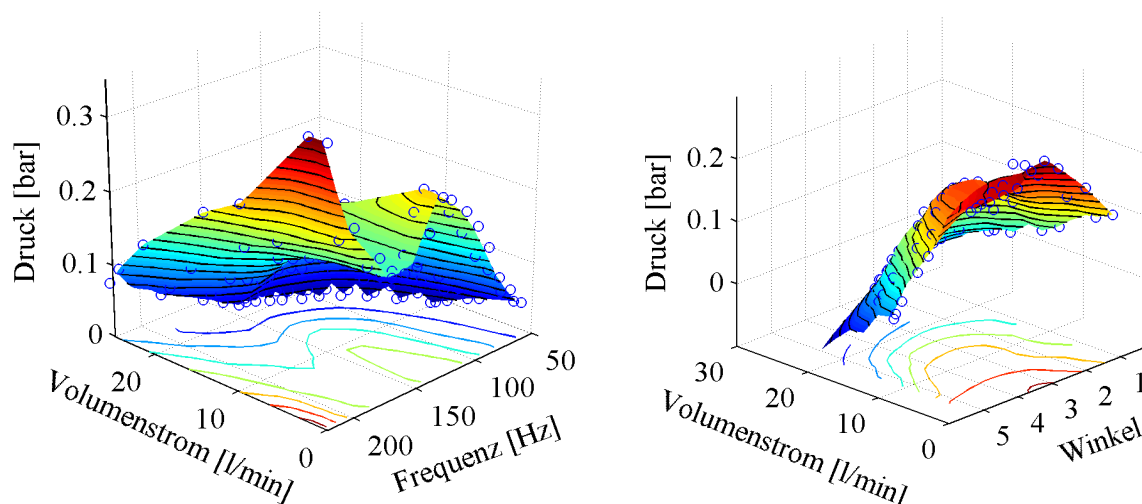


Abbildung 9.10: Dreidimensionales Kennfeld der Referenzkonfiguration gemäß Abb. 9.7 (links) und Winkeleinfluss gemäß Abb. 9.8 (rechts).

Die Einflüsse der Steifigkeiten in der als orthotrop angenommenen Membran in Abbildung 9.9 zeigen die bereits in 7.2.1 diskutierte Notwendigkeit der Verwendung von um ca. zwei Größenordnungen unterschiedlichen Niveaus, um im betrachteten Frequenzbereich die zu erzielende Welle zu ermöglichen. Variationen auf den entsprechenden Niveaus

lassen verglichen zur Steifigkeit in Längsrichtung nur eine kleine Sensitivität der Kennlinien gegenüber der Umfangssteifigkeit erkennen. Der relevante Designparameter ist also die Membransteifigkeit in axialer und radialer Richtung. In Umfangsrichtung müssen lediglich zur Realisierung des Wellenpumpenmechanismus hinreichend kleine Steifigkeiten umgesetzt werden.

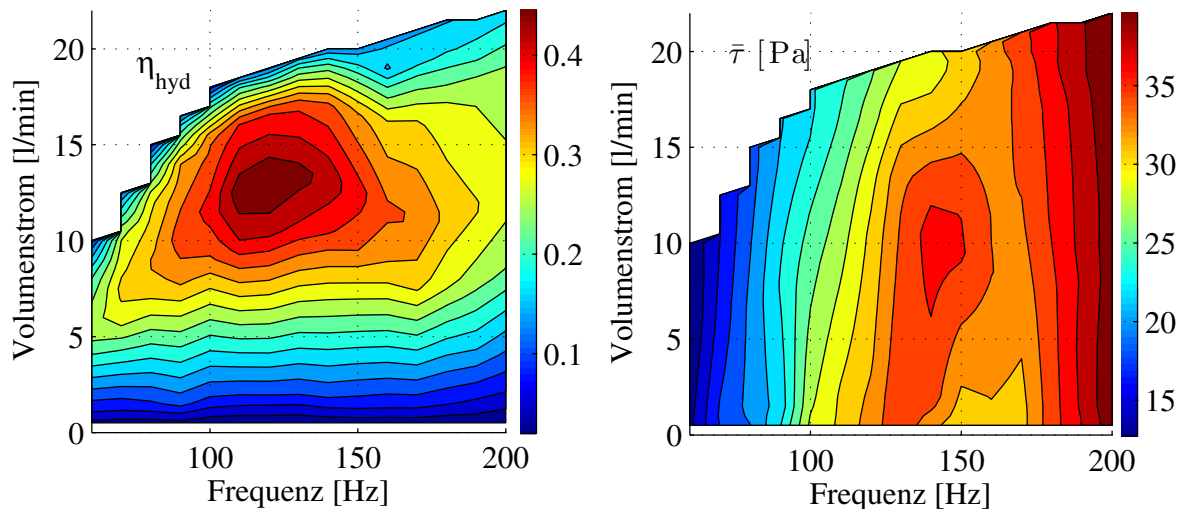


Abbildung 9.11: Einfluss auf den hydraulischen Wirkungsgrad und die mittlere Spannung

Im Folgenden werden die Kennfelder für den in Gleichung (7.22) definierten hydraulischen Wirkungsgrad η_{hyd} und die räumlich und zeitlich gemittelte Scherspannung $\bar{\tau}$ diskutiert. Das f, \dot{V} Feld in Abbildung 9.11 weist ein gut lokalisierbares Wirkungsgradmaximum in der Nähe des Referenzfallbetriebspunktes (vergl. Tab. 9.1) von ca. 0,47 auf. Knapp die Hälfte der zugeführten mechanischen Energie wird also hydraulisch umgesetzt. In diesem Bereich liegt der Referenzfall bereits gut im Vergleich zur in [17] untersuchten Mikrodiagonalpumpe, welche eine ähnliche Baugröße aufweist. Die Wirkungsgrade typischer technischer Pumpen liegen weitaus höher, da in der Konzeption nicht auf den blutschonenden Betrieb Rücksicht genommen werden muss. Im hier betrachteten Fall ist jedoch durch die Reduzierung der in Abschnitt 9.2 aufgezeigten Leckagen und des Einlaufwirbels ein weiteres Optimierungspotential im Wirkungsgrad zu erwarten.

Die gemittelte Scherspannung folgt weitestgehend unabhängig vom Volumenstrom einem relativ monotonen Anstieg mit der Frequenz. Lediglich bei ca. 160 Hz kommt es analog zu Abb. 9.7 zu einem Abfall. Es sei darauf hingewiesen, dass die Größenordnung vom hier dargestellten $\bar{\tau}$ nur der Verdeutlichung des Systemverhaltens dient, aber aufgrund der lokalen Betrachtung nur wenig Rückschluss auf die Schädigung der durch das Feld transportierten Blutteilchen zulässt. Hierauf wird in 9.5 näher eingegangen.

Der nach Gl. (2.11) definierte kardiale Wirkungsgrad wird in [23] mit 0,05-0,2 beziffert, es wird also der Großteil der chemisch zugeführten Energie in Wärme umgesetzt. Diese ist im menschlichen Organismus jedoch anders als in technischen Anwendungen nicht als Verlustenergie zu bewerten, sondern dient der Lebenserhaltung. In einer Bilanzierung von über die Ventrikelwände eingebrachten Energien zu den über die Klappenflächen fließenden Energien am KaHMo^{MRT} hat sich gezeigt, dass der rein hydraulische Wirkungsgrad des gesunden LV bei über 0,9 liegt [154] und damit dem einer effizienten Verdrängerpumpe entspricht. Der kardiale [23] sowie der hydraulische Wirkungsgrad sinken mit kleinerem

Schlagvolumen und höherer Frequenz. Vergleicht man die Baugröße der Schlauchwellenpumpe mit der des nativen Ventrikels (Abb. 5.2), wird deutlich, dass allein aufgrund der höheren Strömungsgeschwindigkeiten im kleineren System die theoretische Obergrenze des Wirkungsgrades unterhalb derer des Ventrikels liegen muss. Bei der Auslegung des Herzunterstützungssystems steht also bei gefordertem Volumenstrom und Druckaufbau eine Gratwanderung zwischen der Optimierung hin zu Baugröße, Scherbelastung und Wirkungsgrad an.

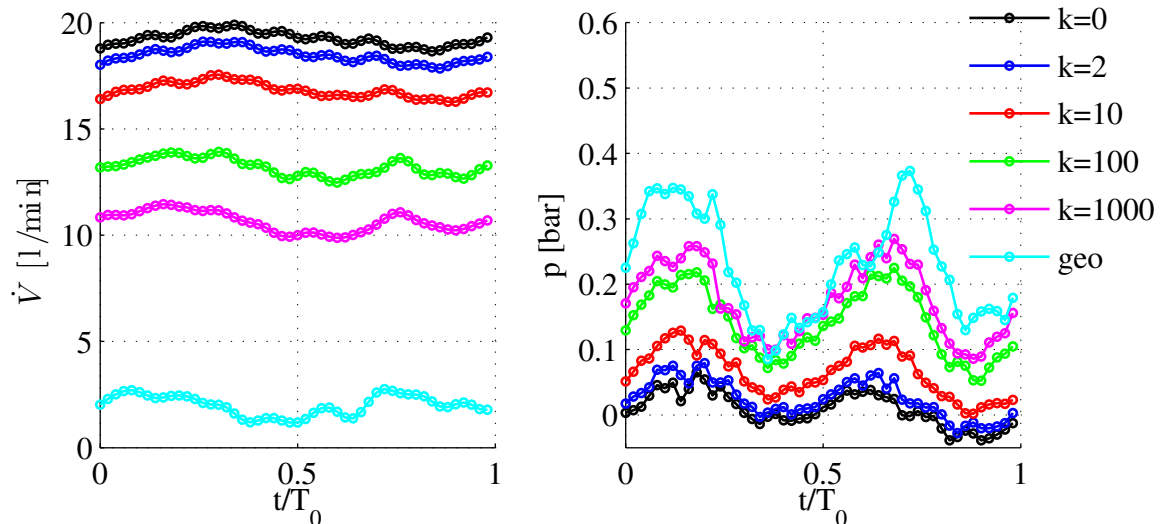


Abbildung 9.12: Zeitlicher Verlauf von Volumenstrom und Druck für verschiedene Drosselzustände k und geometrische Teilversperrung (geo)

Abbildung 9.12 gibt Einblick in das instationäre Verhalten der Pumpe. Während bei kleiner Drosselung die dem, in den Kennfeldern dargestellten, zeitlichen Mittelwert überlagerte Pulsation von sowohl Druck als auch Volumenstrom gering ausfällt, nimmt diese mit der Drosselung stetig zu. Insbesondere im Druck sind deutliche Pulsationen mit der doppelten Anregungsfrequenz erkennbar, die es, sobald möglich, experimentell zu überprüfen und im Hinblick auf die medizinische Anwendung zu reduzieren gilt. Die Volumenströme weisen auslasseseitig eine geringe Pulsation auf, da sich die aus dem inneren und äußeren Wellenkanal stammenden Anteile teilweise ausgleichen.

In den Wellenkanälen selbst herrscht, wie in den Strömungsergebnissen dargestellt, eine beträchtliche Pulsation bis hin zu den genannten kurzzeitig rückwärts gerichteten Leckageströmen. Durch die hierbei periodisch auftretenden Beschleunigungen ist eine Dämpfung des transitionellen Anfachungsprozesses zu erwarten [141]. Eine Abschätzung der mittleren mit dem hydraulischen Durchmesser gebildeten Kanal Reynoldszahl

$$Re_{D_{hyd}} = \frac{\bar{u} \cdot D_{hyd}}{\nu_{eff}} = \frac{\bar{V} \rho_F D_{hyd}}{A \cdot \mu_{eff}} = \frac{\bar{V} \rho_F \cdot 2s}{\pi(2r_a - s)s \cdot \mu_{eff}} \quad (9.1)$$

liefert mit $s = d_{spalt} - d_{an} = 0,005 \text{ m}$, $r_a = 0,01 \text{ m}$, $\bar{V} = 10 \text{ l/min}$, $\mu_{eff} = 0,003 \text{ Pas}$ und $\rho_F = 1008 \text{ kg/m}^3$ einen Wert von 2376. Dabei wurde angenommen, dass der mittlere Volumenstrom den um die Membrandicke reduzierten äußeren Ringkanal passiert. Entsprechend ergibt sich für den inneren Ringkanal (Membran liegt an Außenwand) $Re_{D_{hyd}} = 2742$. Mit $Re_D = 3565$ ($D = 0,02 \text{ m}$) sind die Reynoldszahlen also um eine Größenordnung kleiner als im Validierungsfall in Kap. 6, sodass die Annahme einer laminaren transitionellen Strömung für den Schlauchfall gerechtfertigt erscheint.

9.4 Strömungsmechanische Formoptimierung

Die Betriebseigenschaft einer optimal arbeitenden Membran wäre an jeder Stelle durch einen Umkehrpunkt der Membran kurz vor Berühren der Kanalwände gekennzeichnet. Auf diese Weise wären sowohl ein Anschlagen als auch zu große Spalte und damit Leckageströme verhindert. Wie die Einhüllende des Referenzfalles in Abb. 9.6 zeigt, ist dies derzeit noch nicht gegeben und es liegt nahe, dass die optimale Kontur der Kanalflanken nicht aus Geraden, sondern gekrümmten Kurven besteht. Erste Versuche hierzu wurden mit Bezierkurvenflanken untersucht und lassen ein weiteres Verbesserungspotential durch diese Maßnahme vermuten. In fortführenden Arbeiten könnte daher eine Flankenoptimierung nach den folgenden Gesichtspunkten durchgeführt werden:

- Bei Verdacht auf einen Wellenknoten durch Reflektion \Rightarrow Anpassung der Material-, Geometrie- und Anregungsparameter der Membran.
- Allgemein könnte mit dem bestehenden Werkzeug (Abb. 7.15) eine automatisierte Optimierung erfolgen, indem für jede x-Position die Abstände von Außen- und Innenkanalwand zur Einhüllenden verwendet werden, um die Kanalwand entsprechend anzupassen. Bei Kontakt wird der Kanal an der jeweiligen Stelle geweitet. Jede Änderung der Kontur wird in eine Änderung der Einhüllenden resultieren, sodass ggf. unter Verwendung eines stabilisierenden Relaxationsverfahrens für die Kanalwandmodifikationen ein konvergierendes Optimierungsziel zu erwarten ist, bei dem nach dem beschriebenen Algorithmus im weiteren Verlauf nur noch sehr kleine Modifikationen anfallen.

Der Aspekt der Kanaloptimierung stellt somit mit den bereits gewonnenen Erkenntnissen eine eigenständige Optimierungsaufgabe dar, für die diese Arbeit die Basis legt.

Im Rahmen dieser Arbeit liegt der Fokus daher auf der strömungsmechanischen Optimierung der in 9.1 und 9.2 diskutierten Einlaufwirbel, die unabhängig vom speziellen Fall in allen Wellenpumpenkonfigurationen auftreten. Die Behandlung beschränkt sich aufgrund der in 9.1 erläuterten verstärkten Ausprägung an der Innenseite des Kanals auf diese Region.

Neben prinzipiell denkbaren Maßnahmen wie Absaugungen, Integration von Ventilmechanismen o.ä. ist vor dem Hintergrund der medizintechnischen Anwendung die Zielsetzung, durch eine geeignete Gehäusegestaltung den Wirbel in seiner

1. Entstehung
2. räumlichen Ausbreitung
3. Energiezufuhr und Lebensdauer

zu beeinflussen. Von vier durchgeführten Designstudien ist die erfolgversprechendste als Stromlinienvisualisierung in Abbildung 9.13 dargestellt.

Die gezeigte Gestaltung der Gehäuseinnenflanke stellt im Wesentlichen eine Leitstruktur für die Strömung dar, die in ihrer Funktion den Zielsetzungen 1. bis 3. Rechnung trägt: Die kinetische Energie des zur Entstehung des Wirbels beitragenden Jets in stromauf Richtung wird umgelenkt und so für den Ausgleichsströmungs- und Einströmprozess auf der Membranaußenseite nutzbar gemacht (⊗, ⊙). Durch die gestaltete Einlaufflanke kommt es zusätzlich zu einer Beschleunigung des vom Einlass nachströmenden Fluids. Hierdurch sowie durch die umlenkende Struktur als direktes stromauf gerichtetes Hindernis wird der Wirbel unmittelbar räumlich begrenzt. Hinsichtlich 3. macht der Vergleich mit Abbildung 9.5 deutlich, dass durch die Anordnung zum einen die Energiezufuhr entzogen wird und

zum anderen seine Dissipation beschleunigt wird. Das nachfließende Fluid strömt zum großen Teil nicht mehr über den Wirbel selbst und treibt diesen dadurch an, sondern fließt ablösefrei über die neue Flanke. Durch die Umlenkfläche steht der Wirbel wiederum mit einer auf seine eigene Ausbreitung bezogen größeren Wandfläche in Kontakt, an der er durch Reibung dissipiert.

Zwar wirkt sich die gestaltete Einengung des Zulaufkanals auch nachteilig als Verluste generierende Drossel aus, jedoch ist mit dem geschilderten Vorgehen das prinzipielle strömungsmechanische Optimierungsproblem im Ansatz behandelt. Zudem erweist sich das gezeigte Design insbesondere der Außenkontur auch im Hinblick auf das Anlagerungsrisiko als geeignet, worauf im folgenden Abschnitt Bezug genommen wird (vergl. Abb 9.15).

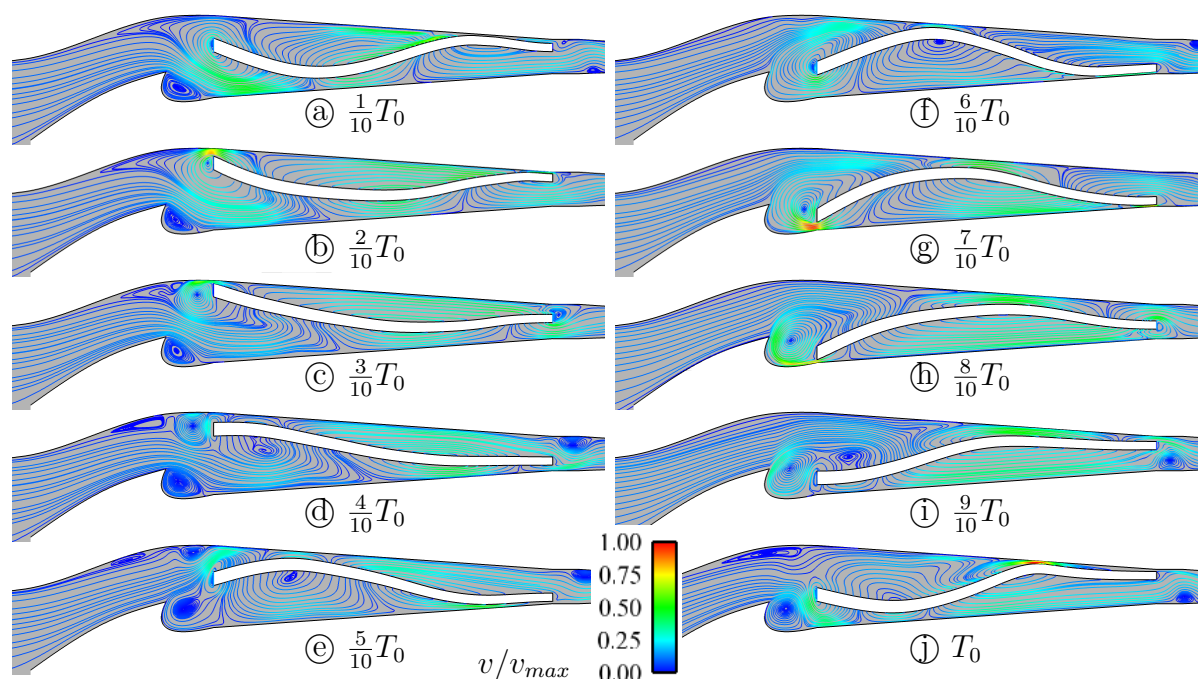


Abbildung 9.13: Mit dem Geschwindigkeitsbetrag eingefärbte Stromlinien der Wellenpumpenströmung mit optimiertem Einlaufgehäuse über einen Zyklus

9.5 Blutschädigung und 3D Einflüsse

Mittels des in Abb. 7.15 beschriebenen Werkzeugs erfolgt eine strömungsmechanische Nachrechnung des Schlauchwellenpumpen- Referenzfalles sowie einiger Designmodifikationen in FLUENT[®] mit dem Ziel der Bestimmung des Blutschädigungsrisikos mit den in 7.3 erklärten Methoden.

Die entsprechenden FLUENT[®] Modelle basieren auf Tetraedernetzen zur effizienten Nutzung der Dynamic Mesh Algorithmen. Dadurch reduziert sich die räumliche Auflösung insbesondere in den enger werdenden Spalten, sodass ein Fehler in der Berechnung der Gradienten erzeugt wird. Hinsichtlich des Netztyps und der Bewegung sind diese Modelle also noch in einem frühen Entwicklungsstadium und lassen daher lediglich vergleichende Auswertungen zu. Sie werden dennoch zur ersten Phänomenbeschreibung herangezogen.

9.5.1 Hämolyse

Zur Beurteilung der durch die Pumpe verursachten Hämolyse werden zu 10 über einen Schwingzyklus verteilten Zeitpunkten 27 über den Radius der Einlasströmung verteilte Partikel mittels der Lagrange Partikelverfolgung berechnet und ihre Vergleichsspannungshistorie nach Gl. (2.5) aufgezeichnet. Deren Integration über die Belastungszeit auf den Partikelpfaden zur Bestimmung der Schadensakkumulation kann dabei mittels der verschiedenen Modellgleichungen in 2.4.1 stattfinden. Hier werden die Ergebnisse der Korrelation (2.6) nach Heuser in akkumulierter Form $D = C \sum \sigma_v^\alpha \cdot \Delta t^\beta$ dargestellt.

Vier der willkürlich aus den 270 herausgegriffenen Partikel der Abbildung 9.14 machen deutlich, dass die jeweilige Trajektorie stark durch Entlassungsort und -zeit beeinflusst ist und damit eine repräsentative Aussage des kollektiven Schädigungsverhalten nur schwer möglich ist. Die Trajektorien zeigen sowohl auf Ober- als auch auf Unterseite der Membran den charakteristischen Leckagerückstrom und die unterschiedliche Ausprägung der Schädigung, je nachdem, ob die Leckage über einen kleinen (obere Trajektorien) oder großen (untere Trajektorien) Spalt erfolgt.

Das Histogramm der Verteilung der akkumulierten Belastungen auf alle betrachteten Partikel zeigt, dass der Großteil der Partikel bei Passage der Pumpe kleine Belastungen erfährt und die Anzahlen hin zu höherer Schädigung schnell fällt. Ein qualitativ ähnliches Ergebnis zeigt sich auch im Fall einer ähnlich untersuchten Zentrifugalpumpe [180]. Die Verteilung der Verweilzeit im Wellenkanal zeigt zudem, dass die Mehrheit der Partikel innerhalb von 0,025 s, also nach ca. drei Schwingzyklen ausgeschwemmt wird. Es sei darauf hingewiesen, dass die Leckagen und damit die Verweilzeiten im aktuellen Modell aufgrund des auf 0,06 mm erhöhten numerischen Wandoffset der Membran überschätzt werden.

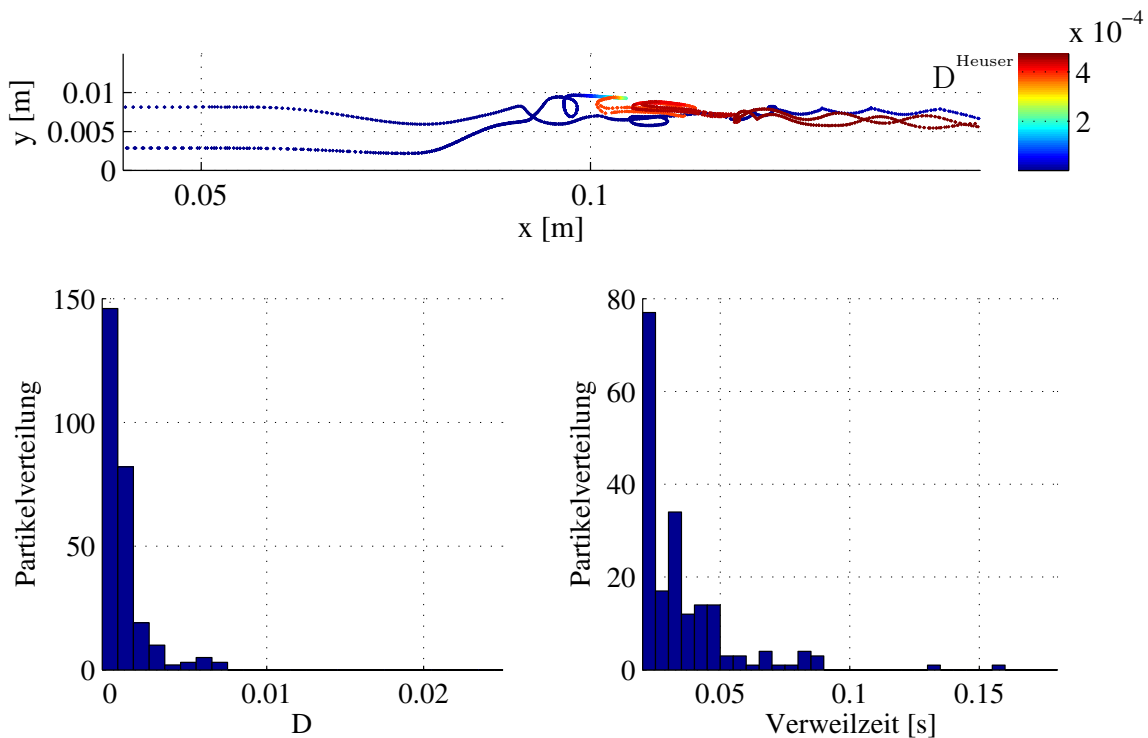


Abbildung 9.14: Ausgewählte Partikelbahnen (oben), Verteilung von insgesamt 270 Partikel bzgl. akkumulierter Belastungshistorie D nach Heuser (links) und Verweilzeit im Wellenkanal (rechts)

9.5.2 Anlagerung

Zur Beurteilung des Risikos der Anlagerung aktivierter Blutplättchen kommt das Schema nach Abb. 7.17 zum Einsatz. Die Grenzen werden hier analog zu 8.5 zu $UDS_1 > 0.8$ Pa s und $UDM_0 < 1$ Pa gesetzt. Abb. 9.15 zeigt alle Bereiche erhöhter Anlagerungsgefahr als nicht blau. Im Referenzfall ist dies die stromauf gelegene äußere und innere Gehäusewand. Die scherspannungsinduzierte Aktivierung findet vor allem an der den Jet produzierenden Eintrittskante der Membran statt (vergl. Abb. 9.5); das hier aktivierte Fluid wird stromauf transportiert, sodass eine potentielle Ablagerung in den gezeigten Bereichen mit großer Häufigkeit kleiner Wandschubspannungen stattfindet. Da es sich bei den FLUENT[®]CFD Nachrechnungen nicht mehr um FS-gekoppelte Fälle handelt, kommt es zu einer von den in 9.2 gezeigten Fällen leicht verschiedenen Strömung mit stärkerem stromauf Transport. Wie die Methode zur Optimierung des Referenzfalles in 9.4 beiträgt, zeigt die rechte Seite der Abbildung, in der in einem Zwischenstadium der Formvariation zwar die geschätzten Anlagerungsregionen am Innengehäuse eliminiert werden konnten, sich aufgrund der Außenkontur jedoch ein nahezu stationärer Wirbel bildet, der die gezeigte Anlagerung begünstigt. Die in Abb. 9.13 vorgeschlagene Kontur weist nach dem beschriebenen Vorgehen keinerlei Anlagerungen stromauf des Wellenkanalaustritts mehr auf.

Abbildung 9.16 zeigt Ergebnisse für das um 360° aufrotierte und um den Krümmer des VAD-Einlasskonduits (vergl. Abb. 7.13) erweiterte Modell zur Untersuchung von 3D-Effekten. Der linke Teil der Abbildung zeigt für die Krümmerströmung typische Tendenz der Wandstromlinien in Richtung des Krümmungsmittelpunktes aufgrund der in 8.1 erläuterten Sekundärströmung. Die Wandstromlinien auf der Außen- und Innenkontur lassen bei Passage des Wellenkanals zwar eine Reduzierung der stromauf deutlich erkennbaren Umfangskomponenten vermuten, stromab sind jedoch noch Vorzugsrichtungen beobachtbar, deren Ursprung im Krümmer begründet liegt. Rechts erkennt man auf der Krümmerinnenseite, auf der Rückseite der Wellenkanalinnenkontur sowie einer abgegrenzten Region stromab bevorzugte Anlagerungsstellen.

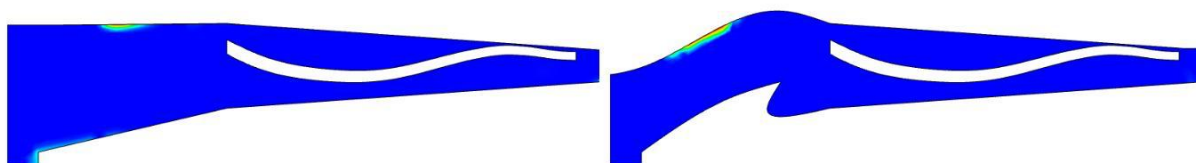


Abbildung 9.15: Anlagerungsorte im Referenzfall (links) und einem Zwischenstadium der Designoptimierung (rechts)

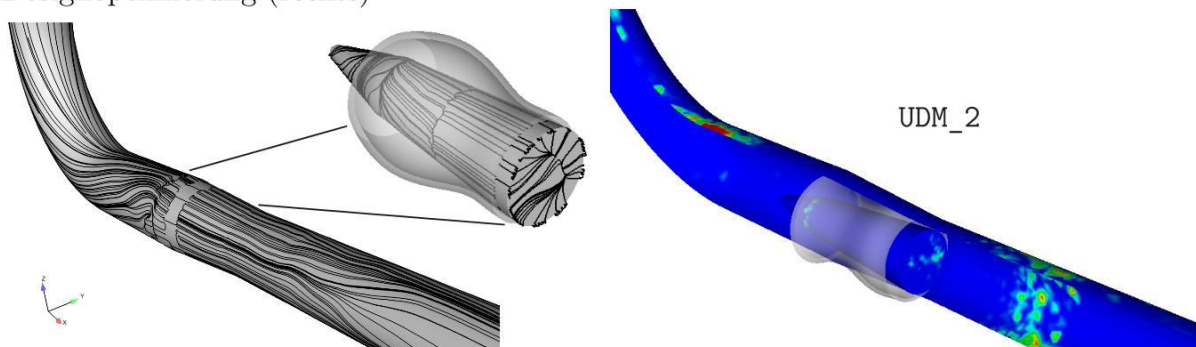


Abbildung 9.16: Dreidimensionale Effekte: Wandstromlinien (links) und Anlagerungsorte (rechts)

10 Zusammenfassung und Ausblick

Das am Institut für Strömungslehre entwickelte Karlsruhe Heart Model (KaHMo) ist ein patientenspezifisches numerisches Modell des menschlichen Herzens. Es verfolgt das übergeordnete Ziel der klinisch anwendbaren Therapieplanung, die sich in derzeit zwei existierenden Modellansätzen widerspiegelt. Mit dem KaHMo^{MRT} lassen sich *status quo* Aussagen zur dreidimensionalen Strömung im Herzen sowie der relevanten medizinischen Kennzahlen treffen. KaHMo^{FSI} ermöglicht *what if* Studien durch Einbeziehung des Herzmuskels und dessen Defekten in ein Strömung-Struktur-gekoppeltes Modell.

Neben den allein den Ventrikel und die benachbarten Gefäße betreffenden chirurgischen Aspekten spielt in der heutigen Therapie die Implantation von mechanischen Herzunterstützungssystemen (VAD) eine immer bedeutendere Rolle. Der in dieser Arbeit entwickelte Ansatz KaHMo^{VAD} trägt dieser Tatsache Rechnung und vervollständigt damit das KaHMo Gesamtkonzept eines ganzheitlichen Werkzeugs zur computerunterstützten kardialen Therapieplanung.

Die in dieser Arbeit entwickelten Methoden ermöglichen den Anschluss geometrisch beliebiger VAD-Konduits an den patientenspezifischen linken Ventrikel (vorwiegend Apex) sowie an die Aorta. Dabei wurde der durch die Ventrikelbewegung verursachten Konduitleitungsbewegung und -verformung durch eine 1-Weg-Strukturkopplung Rechnung getragen. An die Konduits wurde in einem ersten Schritt ein generisches VAD angeschlossen, das beliebige Pumpenkennlinien abbildet. Um eine realistische Interaktion des zeitlichen Druck-Volumenstromverhaltens zwischen Aorta, VAD und Ventrikel zu gewährleisten, wurde eine adaptive Kreislaufbedingung mittels eines 3-Element-Kreislaufmodells implementiert und an bereits validierte patientenspezifische Druckverläufe für die Aorta und die drei Aortenabgänge angepasst. Auf diese Weise ist erstmals der Einblick in die dreidimensionale und instationäre Strömung eines erkrankten, mechanisch unterstützten Ventrikels mitsamt der Konduitleitungsdurchströmung und dem Einströmverhalten in die Aorta möglich. Das Systemverhalten und die Strömungsstruktur des Gesamtsystems wurden in dieser Arbeit visualisiert und bewertet. Zudem wurde an einem Gestaltungsbeispiel der Einfluss des Konduitleitungsdesigns auf die Aortenströmung diskutiert.

Die Methodik wurde zunächst auf das KaHMo^{MRT} angewendet, was die Annahme einer vorgegebenen Reduzierung der Ventrikelwandbewegung notwendig machte. In weiteren Schritten wäre also die Anwendung der Methode auf das KaHMo^{FSI} wünschenswert um zusätzlich die Effekte der mechanischen Unterstützung auf die Wandbewegung und die intramuskuläre Mechanik zu untersuchen. Dies ist aufgrund der Modularität des KaHMo-Gesamtkonzeptes möglich.

Parallel zur Gesamtsystembetrachtung und motiviert durch den Entwicklungsstand derzeitiger Herzunterstützungssysteme bestand die Zielsetzung der Arbeit in der Entwicklung eines konkreten, neuartigen Pumpkonzeptes für die Anwendung der mechanischen

Herzunterstützung. Hierzu wurde das von [51, 52] vorgeschlagene Pumpprinzip einer *Wellenpumpe* aufgegriffen, welches durch oszillatorische Anregung einer elastischen und von Fluid umgebenen Membran Transversalwellen mit Vorzugsrichtung auszubilden in der Lage ist und auf diese Weise einen positiven Volumenstrom und Druckgradienten generiert. Es stellt somit ein nicht nur für die Medizintechnik innovatives Pumpenprinzip dar, das sich weder den Verdränger- noch den Kreiselpumpen eindeutig zuordnen lässt und bereits als Konfiguration mit tellerförmiger Membran in Form technischer Prototypen besteht.

Zur Abbildung der physikalischen Phänomene des Wellenpumpenprinzips wurde dieses in ein implizites, monolithisches Strömung-Struktur-gekoppeltes Simulationsmodell umgesetzt, welches mit Experimenten am Prototyp des Kooperationspartners am R&D [1] erfolgreich validiert wurde.

Aufbauend darauf liefert diese Arbeit den numerischen Funktionsnachweis des noch nicht real existenten Falles einer radial angeregten schlauchförmigen Membran, der aufgrund ihrer kleineren effektiven Wirklänge, der Abwesenheit von Umlenkungen und daraus resultierenden verminderten Baugröße eine größere medizintechnische Relevanz und zugleich ein größeres Innovationspotential zukommen.

Weiterhin wurde das Schlauchpumpenprinzip hinsichtlich der Anwendung als implantierbares VAD dimensioniert, vorausgelegt und in ersten Schritten bezüglich hydraulischer Parameter zu einem numerischen Referenzprototypen weiterentwickelt. Dieser wurde wiederum unter strömungstopologischen Gesichtspunkten optimiert.

Zur Beurteilung des Blutschädigungsverhaltens wurden die Belastungshistorien entlang von Lagrange-verfolgten Partikeln ausgewertet und mittels aus der Literatur stammender Hämolysemodelle analysiert. Des Weiteren wurde zur vergleichenden Bewertung des Aktivierungs- und Anlagerungsrisikos von Blutplättchen ein phänomenologisches Ablagerungsmodell auf makroskopischer Ebene entwickelt, welches u.a. für Optimierungsschritte der Referenzpumpe eingesetzt wurde.

Aus der Kombination der in dieser Arbeit vorgestellten Entwicklungen resultiert damit ein erster, zwar auf vereinfachten Annahmen beruhender, aber dennoch vielversprechender numerischer Prototyp einer schlauchförmigen Wellenpumpe, die es in zukünftigen Anstrengungen in einen technischen Prototyp umzusetzen gilt.

Die hierfür noch offenen und im Rahmen dieser Arbeit nicht behandelten Fragestellungen umfassen u.a. die konkrete konstruktive Lösung von Lagerung und Aktuator. Mögliche Vorschläge hierzu sind genannt worden. Simulationstechnische Herausforderungen bestehen außerdem in der Verwendung nichtlinearer, anisotroper Materialmodelle zur realistischeren Abbildung von konkret verwendeten Materialien sowie der Vorgabe von Anregungskräften anstelle von -auslenkungen. Letztere führen derzeit noch zu unrealistischen Verzerrungen an der Auslenkungsstelle und verändertem Systemverhalten.

Ausblickend sind die Abbildung von evtl. transitionellem Verhalten im FSI-System sowie makroskopische Migrationserscheinungen des nicht Newtonschen Blutes bereits Gegenstand anderer Forschergruppen [35, 39] und besitzen ggf. für die Wellenpumpe Relevanz.

Hinsichtlich einer ganzheitlichen numerischen Behandlung des $\text{KaHMo}^{\text{VAD}}$ und der Wellenpumpe ist deren gemeinsame Simulation innerhalb eines einzigen Strömung-Struktur-gekoppelten Modells zur vollen Abbildung von FSI-Effekten aufgrund der stark unterschiedlichen zeitlichen und räumlichen Skalen mit den für diese Arbeit zur Verfügung stehenden Rechnerressourcen aus Gründen der Rechenzeit unpraktikabel, stellt jedoch vor dem Hintergrund der Modellierungsmöglichkeit des Gesamtsystems ein reizvolles Ziel dar.

Teil IV

Anhang

A Ausgewählte Validierungsfälle

Zur Validierung der Simulationssoftware ADINA[®] wurden drei Fälle ausgesucht, bei denen jeweils ein anderes physikalisches Phänomen dominiert. Allen gemeinsam ist jedoch, dass es sich um Mehrfeldprobleme handelt. Tabelle A.1 gibt hierüber eine Übersicht.

Fall	Dominierender Effekt	relevante Kennzahlen
Pulsierende Rohrströmung	Reibungskräfte	$\frac{E \cdot D}{\mu \cdot \bar{U}}$
Pulswellengeschwindigkeit	Druckkräfte	$\frac{E}{\rho_F \cdot \bar{U}^2}, \bar{U} / \sqrt{\frac{Eh}{\rho_F D}}$
Elastische Struktur im Zylindernachlauf	Trägheitskräfte Struktur	$\frac{\rho_S}{\rho_F} \cdot \frac{h \cdot f^2 \cdot a}{\bar{U}^2}, \text{ Gl. (C.16)}$ $\frac{\rho_S h \cdot f^2 \cdot a}{E}$ (nur Struktur)

Tabelle A.1: Übersicht der Validierungsfälle

A.1 Pulsierende Rohrströmung

Als erstes Beispiel soll die pulsierende Rohrströmung mit elastischer Wand untersucht werden. Dieser Fall hat die richtige Wiedergabe der instationären Geschwindigkeitsprofile in einem Rohr zum Ziel, welche mit der bewegten Wand des Rohres in Interaktion treten.

Die analytische Behandlung der pulsierenden, laminaren Rohrströmung bei starrer Wand ist u.a. in [33] zu finden, wo die Lösung des entsprechenden Randwertproblems in der komplexen Ebene nach der Methode von Uchida durchgeführt wird. Wird diese Herleitung um die elastischen Eigenschaften der Rohrwand erweitert, gelangt man nach dem Vorgehen in [34] zum mathematischen Ausdruck

$$v(r, z, t) = \frac{C}{\eta} \cdot \left[1 + \eta \frac{J_0(Wo \frac{r}{R} i^{3/2})}{J_0(Wo i^{3/2})} \right] \cdot e^{i\omega(t - \frac{z}{c})} \quad (\text{A.1})$$

mit $\eta \sim \frac{\rho_0 \cdot c}{A}$ und $C = C(\eta)$. c ist die Wellengeschwindigkeit und A die bekannte Druckamplitude. J_0 sind hierbei die Besselfunktionen nullter Ordnung. Die relevante Lösung des Geschwindigkeitsprofils erhält man aus dem Realteil der Funktion (A.1) [33, 34]. Für $\eta = -1$ kann gezeigt werden, dass $v(r, z, t) = v(r, t)$ und somit der Lösung der starren Wand entspricht.

Die Skizze des Falles ist in Abbildung A.1 gezeigt und es wurden die in Tabelle A.2 und A.3 dargestellten Parameter verwendet. Für die Fluidströmung und Strukturverformungen wurden folgende Annahmen getroffen:

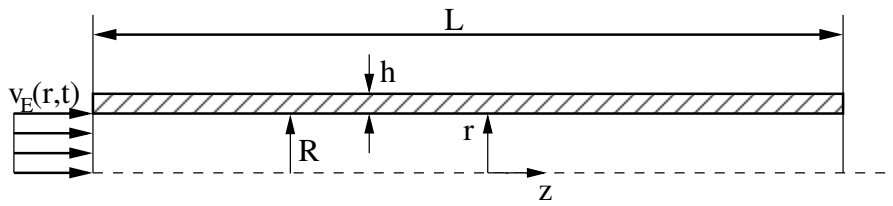


Abbildung A.1: Skizze des Rohrvalidierungsfalles

- **Fluid:**

Es wird eine instationäre, laminare, 2D-achsensymmetrische Strömung eines inkompressiblen Newton'schen Fluids angenommen. Als Einlassrandbedingung wird ein zeitliches Geschwindigkeitsprofil vorgegeben. Als Auslassrandbedingung wird der Umgebungsrelativdruck von Null vorgegeben.

- **Struktur:**

Die Rohrwand wird als kompressibel und linear elastisch angenommen. Die Innenwand des Rohres verfüge lediglich in axialer Richtung über Bewegungsfreiheitsgrade, der Rohrein- und Auslass sei fest eingespannt.

Rohrparameter mit Werten		
Rohrradius	R [m]	0,011
Rohrlänge	L [m]	0,22
Wanddicke	h [m]	0,001
Dichte der Struktur	ρ_S [$\frac{kg}{m^3}$]	1000
Elastizitätsmodul Wand	E [$\frac{N}{m^2}$]	1000
Querkontraktionszahl	ϑ	0,4
Dichte des Fluids	ρ_F [$\frac{kg}{m^3}$]	1000
dynamische Viskosität	μ [$\frac{N \cdot s}{m^2}$]	$5,5 \cdot 10^{-3}$
kinematische Viskosität	ν [$\frac{m^2}{s}$]	$5,5 \cdot 10^{-6}$

Tabelle A.2: Rohrmaße, Material- und Fluidparameter

Das diskretisierte Modell wurde entsprechend der Maße aus Tabelle A.2 aufgesetzt und der Strukturteil mit 1×60 Viereckselementen sowie der Fluidteil mit 20×60 Viereckselementen vernetzt.

Da die zum Erlangen der analytischen Lösung getroffene Modellannahme eines unendlich langen Rohres im Strömung-Struktur-gekoppelten numerischen Modell nicht umsetzbar ist und stattdessen eine endliche Rohrlänge verwendet wird, ist mit einer abweichenden Systemantwort in Form einer zeitlichen Phasenverschiebung der Profile zwischen analytischer und numerischer Lösung zu rechnen, die auf Effekte der reflektierenden Randbedingungen zurückzuführen ist.

Außerdem wurde im numerischen Fall abweichend vom analytischen Modell nicht der zeitliche Verlauf des Einlassdruckes, sondern der der Einlassgeschwindigkeit vorgegeben, um unter anderem Einlaufeffekte zu reduzieren.

Simulationsparameter mit Werten		
Womersley-Zahl	Wo	30
Frequenz	$f \left[\frac{1}{s}\right]$	1,62772
Schwingungsdauer	$T [s]$	0,61436
Reynolds-Zahl	Re	50
Amplitude der Einlassgeschwindigkeit	$a_{sim} \left[\frac{m}{s}\right]$	0,01250
Anzahl der Zeitschritte pro Zyklus	n	64
Zeitschrittweite	$\Delta t = \frac{T}{n} [s]$	0,00959

Tabelle A.3: Simulationparameter

Diese Phasenverschiebung wird zunächst in einer ersten Simulation bei starrer Wand bestimmt. Dabei wird eine reine Fluidrechnung mit einem blockförmigen Geschwindigkeitsprofil am Einlass nach Gleichung (A.2) durchgeführt.

$$v_e(t) = a \cdot \sin(\omega \cdot t) = \frac{Re \cdot \nu}{2 \cdot R} \cdot \sin(\omega \cdot t) \quad (A.2)$$

Die Gesamtphasenverschiebung Φ setzt sich dabei aus der Phasenverschiebung Φ_1 zwischen Druck und Geschwindigkeit am Einlass und der Phasenverschiebung Φ_2 der Geschwindigkeit am Einlass gegenüber der Geschwindigkeit auf Höhe der Auswertelinie bei $z = \frac{L}{2}$ zusammen:

$$\Phi = \Phi_1 + \Phi_2 = 0,1439 \text{ s} + 0,0096 \text{ s} = 0,1535 \text{ s} \quad (A.3)$$

$$v_e(t) = \frac{Re \cdot \mu}{\rho_F 2R} \cdot \sin(2\pi \cdot f \cdot (t - \Phi)) \quad (A.4)$$

Mit dem Blockprofil der Einströmgeschwindigkeit nach (A.4) wird nun die Validierungssimulation durchgeführt, bei der das Fluidfeld mit dem Strukturfeld gekoppelt ist.

Die sich aus der Simulation ergebenden Geschwindigkeitsprofile $v_z(r, t)$ werden normiert mit der Bezugsgeschwindigkeit \bar{v} , welche die Maximalgeschwindigkeit eines entsprechenden stationären Hagen-Poiseuille-Rohrströmungsprofils ist (Gleichung (A.5), [142]). Zur Bestimmung der Bezugsgeschwindigkeit aus den numerischen Ergebnissen wird der Druckunterschied Δp über die Rohrlänge $\Delta z = L$ herangezogen. Weiterhin werden alle Werte mit der Maximalgeschwindigkeit der analytischen Lösung $|v_{max}|$ normiert und über dem normierten Radius r_{norm} (Gleichung (A.7)) aufgetragen.

$$\bar{v} = \frac{R^2}{4\mu} \cdot \left(-\frac{\partial p}{\partial z} \right) \approx \frac{R^2}{4\mu} \cdot \left(-\frac{\Delta p}{\Delta z} \right) \quad (A.5)$$

$$\bar{v} = 0,7174 \quad ; \quad |v_{max}| = 0,0188 \quad ; \quad v^* = \frac{v_z(r, t)}{\bar{v}} \quad (A.6)$$

$$\Rightarrow v_{norm} = \frac{v^*}{|v_{max}|} \quad ; \quad r_{norm} = \frac{r}{R} \quad (A.7)$$

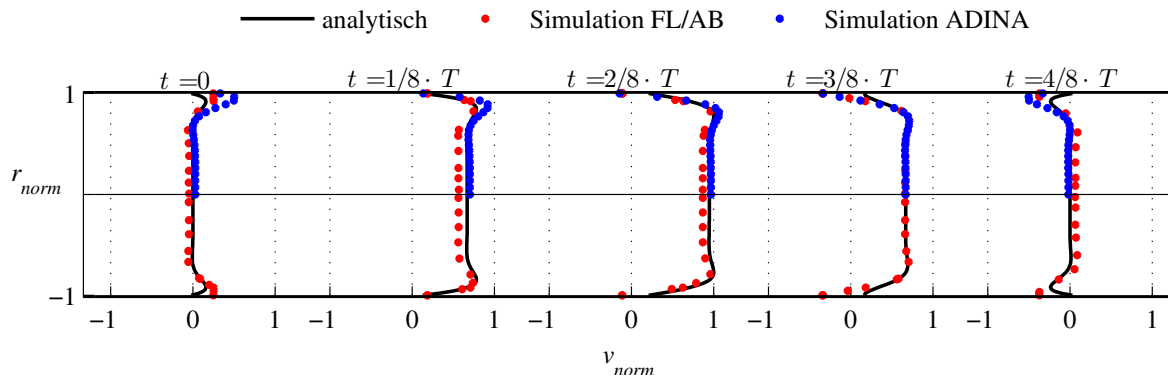


Abbildung A.2: Normierte Geschwindigkeitsprofile der pulsierenden Rohrströmung bei elastischer Wand und $Wo = 30$

Die für den beschriebenen Fall errechneten Geschwindigkeitsprofile sind in Abbildung A.2 der analytischen Lösung gegenübergestellt.

Man kann in Abb. A.2 eine gute Übereinstimmung des berechneten Profils mit der analytischen Lösung im Bereich der Kernströmung erkennen. Im Wandbereich tritt eine Phasenverschiebung auf, die mit der angesprochenen modifizierten Lagerung des numerischen Modells begründet werden kann und in konsistenter Weise auch in der numerischen Lösung eines partitionierten, impliziten Kopplungsverfahrens auftritt [146, 105], welches in der Abbildung zum Vergleich dargestellt ist.

A.2 Pulswellengeschwindigkeit

Im Folgenden wird die Pulswellengeschwindigkeit eines Druckpulses in einem elastischen Rohr untersucht und anhand dessen ein Validierungsfall beschrieben. In Rohren mit starren Wänden würde sich eine Druckstörung im Fluid mit der Schallgeschwindigkeit des Fluides ausbreiten. Diese ist für Fluide definiert durch

$$a = \sqrt{\frac{\partial p}{\partial \rho}} = \sqrt{\frac{\kappa}{\rho}} \quad (\text{A.8})$$

κ ist dabei die Kompressibilität des Fluides. Da für Flüssigkeiten, wie Wasser oder auch Blut, eine Dichteerhöhung nur unter großer Druckerhöhung möglich ist, ergibt sich hier beispielsweise eine Schallgeschwindigkeit von $a = 1483 \frac{m}{s}$. Bei Vorhandensein einer elastischen Rohrwand kann die Energie des Druckpulses jedoch in eine Volumenänderung des Rohres unter Verformung der Rohrwand umgesetzt werden, sodass auch in der Rohrstruktur eine Wellenausbreitung stattfindet. Im untersuchten Fall wird allerdings nur die transversale Strukturwelle untersucht, die sich durch die Kopplung an den angrenzenden Fluidraum zusammen mit der Druckwelle des Fluids parallel zur Rohrachse fortsetzt. Dies geschieht mit einer gemeinsamen Systemschallgeschwindigkeit, die deutlich kleiner ist, als die Schallgeschwindigkeit des Fluids.

In der Literatur existieren unterschiedliche analytische Ansätze und Lösungen, die bestimmte physikalische Phänomene unterschiedlich genau abbilden [103, 107, 132].

Im hier betrachteten Fall wird die Arbeit von Korteweg [103] und dessen analytische Lösung der Pulswellengeschwindigkeit

$$PWV = \frac{a}{\sqrt{1 + \frac{2\kappa R}{hE}}} \quad (\text{A.9})$$

herangezogen und mit den ihr zugrundeliegenden Annahmen in ein numerisches Modell umgesetzt.

Als Orientierung an bereits durchgeführten Validierungssimulationen sei auf [82], [83] und [193] verwiesen, von denen die Arbeit von Vierendeels [193] als Grundlage des Validierungsfalles ausgewählt (siehe hierzu Tabelle A.4 mit Orientierung an Abbildung A.1) und entsprechend der Analytik wie folgt aufgesetzt und berechnet wurde.

Rohrparameter mit Werten		
Rohrradius	$R [m]$	0,0145
Rohrlänge	$L [m]$	0,3
Wanddicke	$h [m]$	0,00085
Dichte der Struktur	$\rho_S [\frac{kg}{m^3}]$	1000
Elastizitätsmodul Wand	$E [\frac{N}{m^2}]$	$4 \cdot 10^6$
Querkontraktionszahl	ν	0,49
Dichte des Fluids	$\rho_F [\frac{kg}{m^3}]$	1050
dynamische Viskosität	$\mu [\frac{N \cdot s}{m^2}]$	$2,678 \cdot 10^{-3}$
Kompressibilität	κ	$2,2 \cdot 10^9$

Tabelle A.4: Rohrmaße, Material- und Fluidparameter

Mit den in Tabelle A.4 angegebenen Werten ergibt sich die Pulswellengeschwindigkeit zu $PWV = 10,83 \frac{m}{s}$. Das diskretisierte Fluidmodell wurde mit 15×100 , das zugehörige Strukturmodell mit 4×100 Viereckselementen vernetzt.

Gemäß den Annahmen, die der analytischen Lösung (A.9) zugrunde liegen, wurden die Bewegungsfreiheitsgrade des Strukturmodells auf die Translation in radialer Richtung beschränkt und die Wände des Fluidmodells als reibungsfrei angenommen. Als Einlassrandbedingung wurde ein stufenförmiger Druckverlauf in der Zeit vorgegeben.

Abbildung A.3 zeigt den zeitlichen Verlauf des Druckes und der Wandauslenkung nahe am Einlass, in der Mitte des Rohres und am Auslass. Aus den Zeitdifferenzen der Peaks wurde die mittlere Pulswellengeschwindigkeit zu $PWV_{sim} = 12,18 \frac{m}{s}$ bestimmt, die von der angegebenen analytischen Lösung abweicht. Der Grund hierfür mag in der fehlenden Berücksichtigung der Querkontraktion des Materials liegen. Diese geht beispielsweise in eine in [83] verwendete Formulierung ein, welche bei den gegebenen Parametern $PWV = 12,12 \frac{m}{s}$ liefert und somit um weniger als 0,5% von der numerisch errechneten Pulswellengeschwindigkeit abweicht.

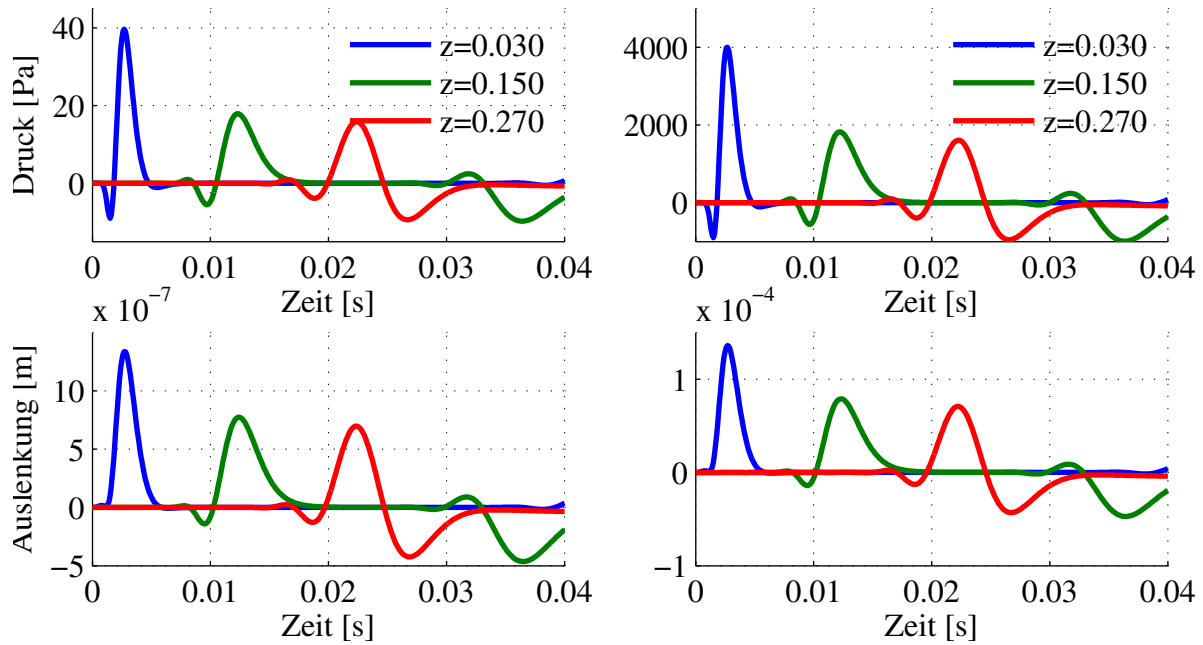


Abbildung A.3: Zeitliche Verläufe des Drucks und der Wandauslenkung an 3 Messstellen für den Fall eines niedrigen (links) und eines hohen (rechts) Druckpulses

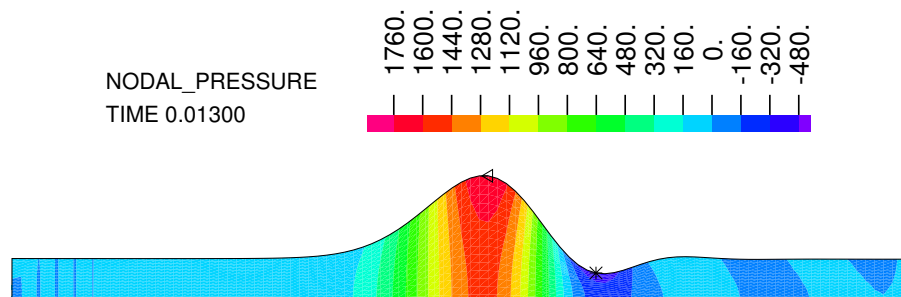


Abbildung A.4: Verstärkte Darstellung der Wandauslenkung und der Druckverteilung im Fluid

A.3 Elastische Struktur im Zylindernachlauf

Als abschließender Validierungsfall wird die Fluid-Struktur-Wechselwirkung einer flexiblen Struktur im instationären Nachlauf eines umströmten Zylinders untersucht. Die Konfiguration des Benchmarks wurde von Turek und Hron [88] vorgeschlagen und ist in Abbildung A.5 dargestellt.

Durch die leicht unsymmetrische Kanalgestaltung wird eine Anfangsstörung hervorgerufen und es bildet sich ab einer kritischen Reynoldszahl eine instationäre Umströmung des Zylinders und der flexiblen Struktur aus, sodass letztere zu periodischen Schwingungen angeregt wird. Während eine laminare Zylinderumströmung ohne die gezeigte Struktur im Nachlauf ab einer mit dem Zylinderdurchmesser D gebildeten Reynoldszahl $Re_D \approx 40$ absolut instabil wird und sich periodisch Wirbel ablösen, zeigt der Benchmarkfall, dass das starre, reine CFD-Problem auch bei $Re_D = 100$ noch stationär ist. Die starre „Splitterplatte“ unterbindet also den Transport und die Anfachung von Störungen. Erst bei *elastischer* Struktur kann diese durch eigene Verformung Teil des Resonanzprozesses werden, sodass es bei $Re_D = 20$, wie erwartet, zu einem stationären Verhalten kommt, jedoch bei $Re_D = 100$ zur im Folgenden beschriebenen Instationarität. Durch die leichte asymmetrische Lage des Zylinders zwischen den beiden Kanalwänden kommt es zu einer beabsichtigt unterschiedlichen Beschleunigung auf Ober- und Unterseite des Gesamtkörpers und damit zu einem leichten Auftrieb. Dieser ist notwendig, um den initialen Bewegungsvorgang der Struktur physikalisch und damit unabhängig von der Numerik zu verursachen. Der zeitlich gemittelte Auftrieb ist damit auch in den Ergebnissen des eingeschwungenen Zustandes nicht Null, die entsprechenden mit der Gesamtlänge des Körpers gebildeten Auftriebsbeiwerte bewegen sich jedoch lediglich im Promillbereich.

Im Gegensatz zu einem ähnlichen in der Fachwelt oft untersuchten Fall [196, 195, 185] wurde diese Konfiguration ausgewählt, weil ein größeres Verhältnis von Länge der elastischen Struktur zu Breite des umströmten Körpers vorliegt und somit dem Strukturverhalten des Wellenpumpenfalles besser Rechnung getragen werden kann. Da dieser FSI-Benchmark relativ neu ist, liegen noch nicht viele Vergleichslösungen von anderen Forschergruppen vor, ihre Zahl mehrt sich jedoch (z.B. [164, 46, 38]).

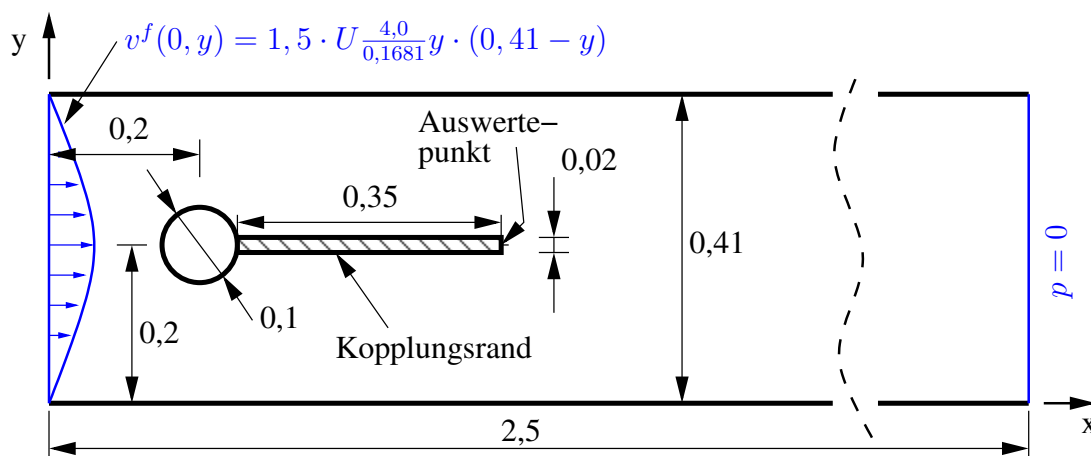


Abbildung A.5: Skizze des FSI-Benchmark nach Turek [88] mit Maßen (in m) und Randbedingungen

Nachdem im Abschnitt A.1 ein reibungsdominiertes und in A.2 ein druckdominiertes FSI-Problem behandelt wurde, wird im dritten Beispiel zusätzlich die Trägheit der Struktur als

relevanter Effekt untersucht. Da die Strukturträgeit im Wellenpumpenproblem aufgrund der starken Wandinteraktion und der Strukturdicke zwar nicht dominant ist (vergl. Gl. (C.16) für $\frac{\rho_F}{\rho_S} \uparrow$, NAVMI \uparrow), aber im gleichen Größenordnungsbereich liegt, kommt dem im Folgenden behandelten Fall ebenfalls eine validierungstechnische Bedeutung zu. Dieser Sachverhalt ist im Größenordnungsvergleich in Tabelle A.5 dargestellt.

Wie in Tabelle A.5 wiedergegeben, befinden sich die spezifischen Trägheitskräfte der Strukturbewegung für den ausgewählten Validierungsfall aus der Arbeit von Turek [88] im gleichen Größenordnungsbereich wie der im Kapitel 6 behandelte experimentelle Validierungsfall eines Wellenpumpenprototyps. Im Vergleich ist die Trägheit der Wandbewegung eines schlagenden Herzens dargestellt, die um zwei Größenordnungen kleiner ist und, ähnlich den in A.1 und A.2 dargestellten Fällen, keinen relevanten Einfluss hat.

Es werden die zwei in Tabelle A.6 dargestellten Fälle mit den entsprechenden Stoffwerten und Randbedingungen untersucht. Die Ergebnisse sind in Tabelle A.7 im Vergleich zu den Referenzwerten angegeben und lassen eine gute Übereinstimmung erkennen. Dargestellt sind die Auslenkungen des Strukturendpunktes in x und y Richtung sowie die auf den Gesamtkörper wirkenden Widerstands- (F_W) und Auftriebskräfte (F_A).

Parameter			FSI 2 Benchmark [88]	Wellenpumpe	Herz
Dichte	ρ_S	$[10^3 \frac{kg}{m^3}]$	10	1	1
Wanddicke	h	$[m]$	0,02	0,003	0,01
Amplitude	a	$[m]$	0,08	0,002	0,01
Frequenz	f	$[\frac{1}{s}]$	2	100	1
Trägheit	$\rho_S h a f^2$	$[\frac{N}{m^2}]$	$6,4 \cdot 10^{-2}$	$6 \cdot 10^{-2}$	$1 \cdot 10^{-4}$

Tabelle A.5: Vergleich der flächenspezifischen Strukturträgeitkräfte bei Bewegungszuständen unterschiedlicher Anwendungsfälle

		FSI1	FSI2
ρ_S	$[10^3 \frac{kg}{m^3}]$	1	10
E_S	$[10^6 \frac{kg}{m \cdot s^2}]$	1,4	1,4
ρ_F	$[10^3 \frac{kg}{m^3}]$	1	1
ν_F	$[10^{-3} \frac{m}{s^2}]$	1	1
U	$[\frac{m}{s^2}]$	0,2	1
Re		20	100

Tabelle A.6: FSI-Parameter

	Δx in $10^{-3}[m]$	Δy in $10^{-3}[m]$	F_W in [N]	F_A in [N]
Ref. FSI1	0,0227	0,8209	14,29	0,7638
Sim. FSI1	0,0226	0,8063	14,37	0,7534
Ref. FSI2	$-14,58 \pm 12,44$	$1,23 \pm 80,60$	$208,83 \pm 73,75$	$0,88 \pm 234,20$
Sim. FSI2	$-13,30 \pm 11,60$	$1,00 \pm 76,60$	$207,33 \pm 64,27$	$-2,43 \pm 218,04$

Tabelle A.7: Ergebnisse der in Tabelle A.6 charakterisierten Fälle im Vergleich zu den Referenzwerten

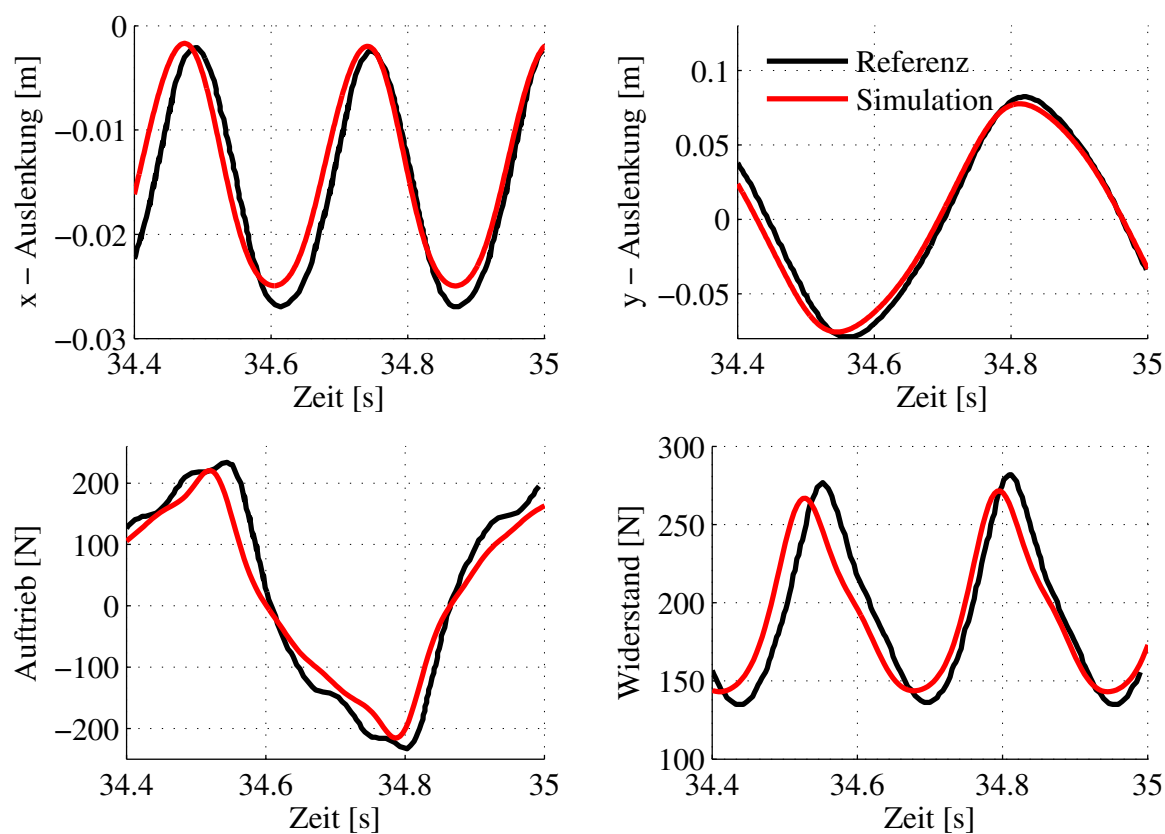


Abbildung A.6: FSI 2, Vergleich der numerischen Simulation mit Referenzwerten aus [88]

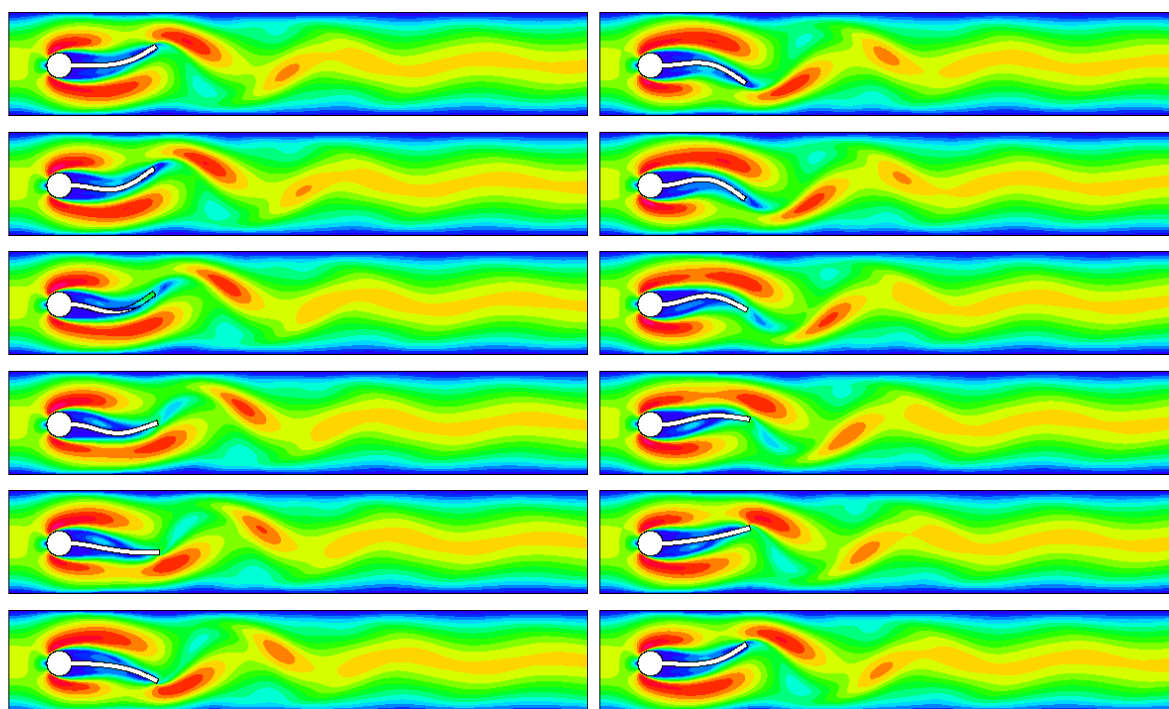


Abbildung A.7: FSI 2, Geschwindigkeitsfeld und Strukturbewegung über einen Schwingungszyklus

Da es sich bei FSI2 um den interessanteren instationären Fall handelt, sind dessen zeitliche Verläufe in Abbildung A.6 aufgetragen. Es ist eine gute Übereinstimmung der die Phänomene charakterisierenden qualitativen Verläufe zu erkennen. Die Abweichungen der Amplituden sind in Tabelle A.7 quantifiziert und resultieren in geringeren Kräften und Auslenkungen. Die Schwingungsfrequenz der Referenzdaten beträgt 1,93 Hz, die der Simulationsergebnisse 1,87 Hz.

Die Ergebnisse sind sensibel gegenüber dem verwendeten Elementtyp auf der Fluidseite [144]. Wie sich in FSI- und CFD-Studien zeigt, weisen mit der verwendeten FCBI-Formulierung Viereckselemente die beste Abbildungsgüte auf.

B Biokompatible Materialien

Zur Auslegung eines Implantats muss besonderes Augenmerk auf die Auswahl der Materialien gelegt werden, da diese in Kontakt mit biologischem Gewebe und insbesondere dem Blut stehen und daher folgenden Anforderungen genügen müssen.

Beim Kontakt von Blut mit einem implantierten Werkstoff kann es zu Interaktionen kommen, die die Biofunktionalität des Werkstoffes bestimmen. So kommt es zunächst zu einer Adsorption von Proteinen aus dem Blut auf der Implantatoberfläche, an die anschließend Blutplättchen adhären können.

Die Anforderungen an einen hämokompatiblen Werkstoff bestehen hauptsächlich darin, die folgenden Mechanismen zu verhindern.

- Blutkoagulation
- Veränderung der Plasmaproteine des Blutes
- Veränderung der Elektrolytenkonzentration

Im Bereich der Herzergänzungssysteme und der Herzklappenprothesen kommen aufgrund ihrer biokompatiblen und mechanischen Eigenschaften vornehmlich die Polyurethane zum Einsatz. Polyurethane (PU oder PUR) sind Polymere, die eine Urethangruppe besitzen. Aufgrund ihrer Hydrolyseunempfindlichkeit sind zu Implantatzwecken die Polyether-Urethane den Polyester-Urethanen vorzuziehen.

In Untersuchungen wurde festgestellt, dass die Adsorption und Thrombogenität im Zusammenhang mit der Oberflächenenergie von Polyurethanen steht, welche durch Modifikation der Polymeroberflächen beeinflusst werden kann.

Signifikante Steigerungen der Hämokompatibilität von Polyurethanen konnten durch das Anbinden an oder Beschichten mit Heparin erreicht werden [198].

Die folgende Tabelle B.1 zeigt Typen, die als Langzeitimplantate in der Medizintechnik Anwendung gefunden haben.

Eine Aufstellung technischer Daten der TECOFLEX CLEAR Produktreihe findet sich in Tabelle B.2. Es handelt sich hier um „Medical Grade“ aliphatische, thermoplastische Polyurethane (TPU), also auf Biokompatibilität getestete Werkstoffe.

Polyurethan	Beschreibung	Einsatzgebiet
Angioflex (Abiomed, USA)	segmentiertes Urethan-Silikon Copolymer auf Basis von Polyether	künstl. Herzklappen, Diaphragma f. künstl. Herzpumpen
Cardiothane (Kontron Inc., USA)	vernetztes, aromatisches Urethan-Silikon Copolymer auf Basis von Polyether	Ballonkatheter
Tecoflex HR (Thermedics, USA)	lineares, segmentiertes aliphatisches Polymer auf Basis von Polyether	Diaphragma f. künstl. Herzpumpen, Katheter, künstl. Hautersatz

Tabelle B.1: Kommerziell in der Medizin eingesetzte Polyurethane [198]

Bezeichnung: EG-	80	85A	93A	100A	60D	65D	68D	72D
Shore Härte	72A	77A	87A	94A	51D	60D	63D	67D
Dichte [g/cm ³]	1,04	1,05	1,08	1,09	1,09	1,1	1,1	1,11
Biegemodul[Mpa]	6,89	15,86	22,06	68,95	89,63	255,11	317,16	634,32
Reissspannung -[Mpa]	39,99	42,75	53,09	56,54	57,23	57,23	57,23	55,85
Reissdehnung [%]	660	550	390	370	360	360	350	310
Spannung [Mpa] bei Dehnung:								
100 %	2,07	4,14	6,89	11,03	12,41	15,17	17,93	23,44
200 %	3,45	6,21	13,10	20,68	19,99	20,68	25,51	33,09
300 %	5,52	9,65	29,65	38,61	38,61	41,37	43,44	48,95

Tabelle B.2: Auszug aus technischem Datenblatt TECOFLEX ©CLEAR

C Umformungen und Abschätzungen

C.1 Substantielle Ableitung und Reynolds Transporttheorem

Zeitableitungen physikalischer Größen f bei fixierten materiellen Koordinaten heißen materielle oder substantielle Ableitungen und können anhand der Anwendung der Kettenregel auf die Bewegungsabbildung Φ formuliert werden.

$$\frac{df(\vec{x}, t)}{dt} = \frac{\partial f}{\partial t} \Big|_{\vec{x}} + \sum_i \frac{\partial f(\vec{x}, t)}{\partial x_i} \frac{\partial \Phi_i(\vec{X}, t)}{\partial t} \quad (\text{C.1})$$

$$\underbrace{\frac{df(\vec{x}, t)}{dt}}_{\text{Lagrange}} = \underbrace{\frac{\partial f}{\partial t} \Big|_{\vec{x}}}_{\text{Euler}} + \underbrace{(\text{grad } f) \cdot \vec{v}}_{\text{Konvektivterm}} \quad (\text{C.2})$$

Da die kontinuumsmechanischen Erhaltungsgleichungen als Volumenintegrale mit zeitlich veränderlichen Grenzen formuliert werden, wird als wichtiges Werkzeug zu deren Herleitung das *Reynolds Transporttheorem* aus Gleichung (C.2) und den in Gleichung (3.4) dargestellten Identitäten abgeleitet.

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \int_{\Omega_t} f dv &= \frac{d}{dt} \int_{\Omega_0} f J dV = \int_{\Omega_0} \frac{d}{dt} (f J) dV = \int_{\Omega_0} \frac{df}{dt} J + f J \text{div } \vec{v} dV \\ &= \int_{\Omega_t} \frac{df}{dt} + f \text{div } \vec{v} dv = \int_{\Omega_t} \left(\frac{\partial f}{\partial t} + (\text{grad } f) \cdot \vec{v} + f \text{div } \vec{v} \right) dv \\ &= \int_{\Omega_t} \frac{\partial f}{\partial t} + \text{div} (f \vec{v}) dv = \int_{\Omega_t} \frac{\partial f}{\partial t} dv + \int_{\partial \Omega_t} (f \vec{v}) \cdot \vec{n} da \end{aligned} \quad (\text{C.3})$$

Das Reynolds Transporttheorem (C.3) stellt somit an sich eine Erhaltungsgleichung dar und besagt anschaulich, dass die totale zeitliche Änderung einer über das Gebiet integrierten Größe f gleich ist der lokalen zeitlichen Änderung dieser Größe im Gebiet Ω_t und der über die Gebietsgrenzen $\partial \Omega_t$ tretenden Flüsse. \vec{n} ist dabei der nach außen weisende Normaleneinheitsvektor des Flächenelementes da . $f(\vec{x}, t)$ kann hierbei eine skalar-, vektor- oder tensorwertige Feldgröße sein [77].

C.2 ALE Betrachtungsweise

Zur Ableitung der ALE Formulierung wird eine Transformation vom (x, t) in das (ξ, τ) Koordinatensystem vorgenommen, welches einer Konfiguration Ω_τ mit beliebiger Relativbewegung zur Momentankonfiguration mit der Geschwindigkeit \vec{v}_g entspricht.:

$$\vec{x} = \vec{\xi} + \vec{d}(\xi, \tau) \equiv \vec{x}(\xi, \tau) \quad (\text{C.4})$$

$$t = \tau \quad (\text{C.5})$$

Für eine beliebige Funktion $f(x, t) = f(\vec{\xi} + \vec{d}(\xi, \tau), \tau)$ mit Geschwindigkeit des Koordinatensystems bzw. des numerischen Gitters $\vec{v}_g = \frac{\partial \vec{d}}{\partial \tau} = \frac{\partial \vec{x}}{\partial \tau}$ schreibt sich die zeitliche Ableitung

$$\frac{\partial f}{\partial \tau} = \frac{\partial f}{\partial t} + \frac{\partial \vec{x}}{\partial \tau} \cdot \frac{\partial f}{\partial \vec{x}} \quad (\text{C.6})$$

$$\Rightarrow \frac{\partial f}{\partial t} = \frac{\partial f}{\partial \tau} - \frac{\partial \vec{x}}{\partial \tau} \cdot \frac{\partial f}{\partial \vec{x}} = \frac{\partial f}{\partial \tau} - \vec{v}_g \cdot \text{div} f \quad (\text{C.7})$$

Eingesetzt in die Gleichung (3.8) ergibt sich

$$\frac{\partial f}{\partial \tau} + \text{div}(\vec{v}f) - \vec{v}_g \cdot \text{div} f + \text{div} \phi - z = 0 \quad (\text{C.8})$$

Die direkte Anwendung von (C.7) liefert damit nach Aufspaltung von $\text{div}(\vec{v}f)$ die ALE Form der nicht konservativen kontinuumsmechanischen Erhaltungsgleichungen, jedoch nicht die ALE Form der konservativen Gleichungen, welche nur in ihrer integralen Form ausgedrückt werden können [5].

Im Hinblick auf die Diskretisierung der Strömungsgleichungen mit der Finite-Volumen Methode (FLUENT[®]) oder der Finite-Element Methode mit FCBI Elementen (ADINA[®]) wird die ALE Formulierung der strömungsmechanischen Grundgleichungen in konservativer und integraler Form benötigt. Hierzu wird das Reynolds Transporttheorem angewendet und nach der partiellen zeitlichen Ableitung umgeformt.

$$\int_{\Omega_\tau} \frac{\partial f}{\partial \tau} dv = \frac{d}{d\tau} \int_{\Omega_\tau} f dv - \int_{\Omega_\tau} \text{div}(f \vec{v}_g) dv \quad (\text{C.9})$$

Setzt man dies in die über ein Kontrollvolumen $\mathcal{V} \subset \Omega_t$ integrierte allgemeine Erhaltungsgleichung (3.8) ein, erhält man

$$\frac{d}{d\tau} \int_{\mathcal{V}} f dv + \int_{\mathcal{V}} [\text{div}(f \vec{v}) - \text{div}(f \vec{v}_g) + \text{div} \phi] dv = \int_{\mathcal{V}} z dv \quad (\text{C.10})$$

$$\frac{d}{d\tau} \int_{\mathcal{V}} f dv + \int_{\partial \mathcal{V}} [f(\vec{v} - \vec{v}_g) + \phi] \cdot \vec{n} da = \int_{\mathcal{V}} z dv \quad (\text{C.11})$$

C.3 Kräfteverhältnis am Schlauchelement

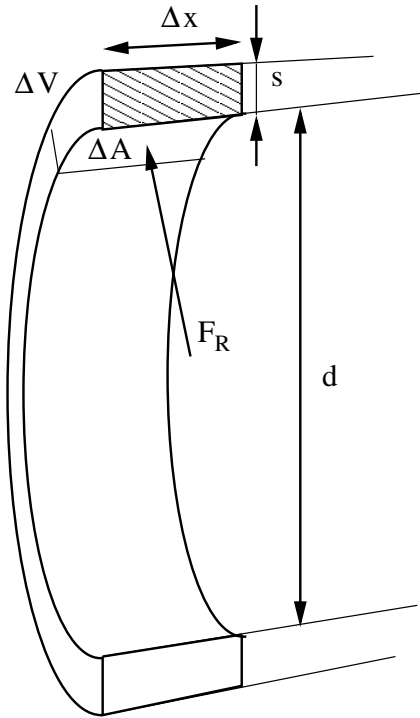
Zu Vorauslegungszwecken der Wellenpumpe bietet sich eine vereinfachte Abschätzung von herrschenden Kräfteverhältnissen bei gegebenen Material- und Bewegungsparametern an. Eine Abschätzung der relevanten Trägheits- und Radialkräfte F_T bzw. F_R wird unter der Annahme linearer isotroper Elastizität für das in Abbildung C.1 dargestellte Schlauchmassenelement volumenbezogen vorgenommen. Die Auslenkung $u(t)$ wird dabei gemäß der Anregung periodisch angenommen.

$$u(t) = A_0 \cdot \sin(\omega t) \quad (\text{C.12})$$

$$\ddot{u}(t) = -A_0 \cdot \omega^2 \cdot \sin(\omega t) \quad (\text{C.13})$$

Volumenspezifische Trägheitskraft:

$$\frac{\Delta F_T}{\Delta V} = \frac{\Delta F_T}{\Delta A \cdot s} = \frac{\Delta m \cdot \ddot{u}(t)}{\Delta A \cdot s} = -\frac{\rho_S \Delta A \cdot s \cdot A_0 \omega^2 \sin(\omega t)}{\Delta A \cdot s} \quad (\text{C.14})$$



Die reinen Beschleunigungskräfte der Strukturbewegung können nun um den Einfluss eines umgebenden Fluids erweitert werden mit der spezifischen zusätzlichen virtuellen Masse, die analog zum Vorgehen in [148] durch

$$\tilde{m} = \rho_F L \cdot \text{NAVMI} \quad (\text{C.15})$$

mit dem *nondimensional added virtual mass incremental factor* (NAVMI) und einer charakteristischen Strukturabmessung $L \equiv d$ ausgedrückt wird. (NAVMI) hängt von der Geometrie und dem Anregungsfall ab. Die größten Trägheitskräfte (mit $\sin(\omega t) = 1$) für das gekoppelte System sind dann

$$\frac{\Delta F_T}{\Delta V} = -\rho_S \cdot A_0 \omega^2 \cdot \left(1 + \frac{\rho_F d}{\rho_S s} \cdot \text{NAVMI} \right). \quad (\text{C.16})$$

Der zweite Term in der Klammer kann als Ähnlichkeitskennzahl für das gekoppelte System aufgefasst werden.

Zur Abschätzung der volumenspezifischen Radialkraft am Schlauch wird als einfachste Betrachtung die *Kesselformel*

Abbildung C.1: Skizze Schlauchelement

$$\sigma_T = \frac{F_T}{\Delta x \cdot s} = \frac{\Delta U}{U} \cdot E = \frac{\Delta d}{d} \cdot E \approx \frac{p \cdot d}{2 \cdot s} \quad (\text{C.17})$$

mit $\Delta d \approx A_0$ angewendet. Daraus ergibt sich für die Radialkräfte

$$\frac{F_R}{\Delta V} = \frac{p \Delta A}{\Delta A \cdot s} = \frac{2 A_0 \cdot s \cdot E}{d^2 \cdot s} \quad (\text{C.18})$$

Als Verhältnis aus (C.16) und (C.18) ergibt sich

$$\left| \frac{\Delta F_T}{\Delta F_R} \right| = \frac{\rho_S \cdot \omega^2 \cdot \left(1 + \frac{\rho_F d}{\rho_S s} \cdot \text{NAVMI} \right) d^2}{2 \cdot E}. \quad (\text{C.19})$$

D Abkürzungen und Nomenklatur

Abkürzungen

Abb.	Abbildung
Abschn.	Abschnitt
BTR	Bridge to Recovery
BTT	Bridge to Transplant
bzgl.	bezüglich
bzw.	beziehungsweise
CAD	Computer Aided Design
CFD	Computational Fluid Dynamics
DT	Destination Therapy
EDV	enddiastolisches Volumen
ESV	endsystolisches Volumen
FDM	Finite Differenzen Methode
FEM	Finite Elemente Methode
FVM	Finite Volumen Methode
FSI	Fluid Structure Interaction
ggf.	gegebenenfalls
HZV	Herzzeitvolumen
Kap.	Kapitel
LV	linker Ventrikel
MRT	Magnet-Resonanz-Tomographie
NAVMI	Non dimensional added virtual mass incremental factor
o.ä.	oder ähnliches
PF	Plättchenfaktor
PWV	Pulse Wave Velocity, Pulswellengeschwindigkeit
QOL	Quality of Life
RV	rechter Ventrikel
s.	siehe
SV	Schlagvolumen
u.a.	unter anderem
UDF	USER Defined Funktion
UDM	User Defined Memory
UDS	USER Defined Scalar
VAD	Ventricular Assist Device

vergl.	vergleiche
vWF	von-Willebrand-Faktor
z.B.	zum Beispiel
DPM	Discrete Phase Model

Skalare Größen

I_D, II_D, III_D	erste, zweite und dritte Invariante eines Tensors \mathbf{D}
$\alpha, C_2, \Delta m$	porous-jump Modellkoeffizienten
β_i	Regressionskoeffizienten
$\dot{\gamma}$	Scherrate
ϵ	Fehler
η_{hyd}	Hydraulischer Wirkungsgrad
η_k	kardialer mechanischer Wirkungsgrad
λ	Wellenlänge
λ_d, λ_T	Unterrelaxationsfaktoren für Last und Verschiebung
μ	dynamische Viskosität
μ_0, μ_∞	dynamische Viskosität in Ruhe bzw. für hohe Scherraten
μ_{eff}	effektive dynamische Viskosität
μ, λ	Lamé Konstanten
ν	kinematische Viskosität, Querkontraktions-/Poissonzahl
ρ	Dichte
σ_v	Vergleichsspannung
τ	eindimensionale Spannung, Belastung
$\bar{\tau}$	mittlere räumliche Scherbelastung
Ω_0, Ω_t	Referenz-, Momentankonfiguration
a	Amplitude, Schallgeschwindigkeit
A, a	Oberfläche in Referenz-, Momentankonfiguration
D	Durchmesser
D	Schädigungszustand
E	Elastizitätsmodul
E_{ges}	mechanische Gesamtarbeit des Herzzyklus
E_{pV}	Druck-Volumen Arbeit
E_{pot}	potentielle Energie des Myokards
f	Frequenz, allgemeine Variable
G	Schubmodul
h	Wanddicke, Strukturdicke
H	Helicity, Helizität
IH	Hämolyseindex
K	Kapazität, Volumendehnbarkeit
L	Induktivität, Trägheit

L	charakteristische Länge
mse	mean square error
n	Anzahl der Zeitschritte, Summationsvariable
N	Anzahl der Zellen, Summationsvariable
p	Druck
Δp	Differenzdruck, Druckaufbau/-abfall
pV	pV-analoge, dem Kreislauf zugeführte Arbeit mit/ohne VAD
PAS	Platelet Activation State
R	Widerstand (hydraulisch), Regressionsmaß
Re	Reynoldszahl
t	Zeit
Δt	numerischer Zeitschritt
t_0, a, b, λ	Parameter für Viskositätsmodelle
t_b	Belastungszeit, Verweilzeit
T_0	Zykluszeit
U	charakteristische Geschwindigkeit
v_n	Geschwindigkeit normal zur durchströmten Fläche
v_{max}	Bezugsgeschwindigkeit: 0,7 [m/s] in Ventrikeldarstellungen 10 [m/s] in Pumpendarstellungen
V, v	Volumen in Referenz-, Momentankonfiguration
\dot{V}	Volumenstrom
VO_2	Sauerstoffverbrauch des Myokards
W	spezifische Verzerrungsenergiedichte
Wo	Womersley-Zahl
u, v, w	Komponenten des Geschwindigkeitsvektors in x, y, z
x_i	Eingangsgröße für Regression
y	Zielgröße für Regression
x, y, z	kartesische Koordinaten

Vektorwertige Größen

\vec{d}	Verschiebungen am Kopplungsrand
\vec{f}_{vol}	Volumenkräfte
\vec{n}	Normaleneinheitsvektor
\vec{t}	Spannungsvektor
\vec{u}	Verschiebung
\vec{v}	Geschwindigkeit
\vec{v}_g	Netzgeschwindigkeit
$\vec{X}, \vec{X}_{F,S}$	materielle Lagrange'sche Koordinaten, Systemlösungsvektor
\vec{x}	räumliche, Eulersche Koordinaten

Tensorwertige Größen

δ	Kronecker Einheitstensor
τ	Reibungsspannungen
$\sigma_{P_1}, \sigma_{P_2}$	erster und zweiter Piola Kirchhoff Spannungstensor
C	Rechts-Cauchy-Green-Tensor
D	Deformationsraten
E	Greensche bzw. Green-Lagrange Verzerrungen
F	Deformationsgradienten
H	Verschiebungsgradienten
L	Geschwindigkeitsgradienten
T_{ij}, T	Cauchy Spannungstensor in Fluid, Struktur
R	Drehtensor
W	Rotationen

Mathematische Operatoren

∇ , grad	Nabla-Operator, Gradient
$\nabla \cdot$, div	Divergenz
\times	Vektorprodukt
Δ	Laplace-Operator
det	Determinante

Indizes

\cdot_F	Fluid
\cdot_S	Struktur
\cdot_s	Systole, systolisch
\cdot_d	Diastole, diastolisch
\cdot_{Ao}	Aorta
\cdot_{aor}	Aortenklappe
\cdot_{mit}	Mitralklappe
\cdot_0	Referenzzustand, Ausgangszustand
\cdot_T	Trägheit
\cdot_R	Radialsteifigkeit
\cdot_{hyd}	hydraulisch
\cdot_n	flächennormal

Abbildungsverzeichnis

2.1	<i>Links:</i> Schema zum Transportweg des Sauerstoffs (schwarze Pfeile). <i>Rechts:</i> Anatomie des menschlichen Herzens und prinzipielle Blutwege. [189]	8
2.2	Physiologische Verläufe des linken Herzens. <i>Links:</i> Druck-Volumen-Diagramm des Herzzyklus. <i>Rechts:</i> Zeitlicher Verlauf der Drücke in Vorhof, Ventrikel und Aorta. Nach [189].	8
2.3	<i>Links:</i> Koronararterien und ihre Äste. <i>Rechts:</i> Koronardurchblutung. [189] .	9
2.4	Elektronenmikroskopische Aufnahme eines Erythrozyten (links), eines Thrombozyten (mittig) und eines Leukozyten (rechts) [55].	12
2.5	Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme von ruhenden (links) und aktivierten (mittig) Thrombozyten [98]. Skizze der primären Hämostase mod. nach [69].	13
2.6	Schematischer Ablauf der Hämostase (vereinfacht nach [172]).	14
2.7	Blutviskosität in Abhängigkeit von der Scherrate [183].	15
2.8	<i>Hämolyse bei konstanter Belastung nach [98]</i>	17
2.9	Grenzscherspannungen für die Schädigung von Erythrozyten und Blutplättchen nach Hellums [84]	18
2.10	<i>PF4 Konzentration bei konstanter Belastung nach [98]</i>	19
2.11	<i>Energetischer Effekt der kardialen Unterstützung. Nach [58]</i>	21
2.12	Algorithmus zur Indikation von VAD und/oder Herztransplantation [174].	22
2.13	a) Schema der LVAD Platzierung am nativen Herzen. b) Ein- und Auslasskonduits, Anschlussgewinde. c) Einlasskonduit [171]	25
2.14	End-zu-End-Anastomose an der Spitze des linken Ventrikels bei VAD-Implantation an einem Kalb: a) geöffneter Thorax und Herz. b)/c) Vernähen von Teflon-Pledgets um die Anschlussstelle. d) Ansetzen des apikalen Anschlussstutzens. e) Perforation des linken Ventrikels mit Skalpell. f) Ausstanzen der Ventrikelspitze mittels Punch. g) Punch, Stanze. h) Fixierung des Anschlussadapters und Anschluss des Einlasskonduits.	26
3.1	Konfigurationen und deren Abbildung	32
3.2	<i>Links:</i> Drei senkrechte im Punkt P schneidende Flächen mit ihren Spannungsvektoren \vec{t} . <i>Mitte:</i> Spannungskomponenten auf jeder der Flächen. <i>Rechts:</i> beliebige Fläche \vec{a}_n , für die der Spannungsvektor \vec{t}_n aus den Komponenten der drei senkrechten Flächen bestimmt werden kann.	34

3.3	Vernetzungsbereiche und Betrachtungsweisen in FSI-Beispiel	41
4.1	Finite Volumen Zelle: hier Hexaeder mit $N = 6$ (aus [110])	46
4.2	Kontrollvolumen M und Auswertung von Funktionen in V_h für Flüsse durch ab ; $0 \leq \xi, \eta \leq 1$ (aus [26])	48
4.3	Übersicht über gebräuchliche Kopplungsschemata	49
5.1	Grundlegendes zweidimensionales Funktionsprinzip (oben) und die daraus abgeleiteten rotationssymmetrischen Bauformen Scheibe (links) und Schlauch (rechts).	57
5.2	<i>Vorschlag eines Herzunterstützungssystems</i>	58
6.1	CAD Geometrie des ams LP4 Prototyps	61
6.2	Experimentaufbau zur Validierung der ams LP4 Pumpe [1]: a)/b) Membranwellenpumpe mit Motor, Anregungsmechanik und Sensoren. c) Unterer Gehäuseteil und Membran. d) Oberer Gehäuseteil als Versionen mit zwei bzw. einem Einlass.	61
6.3	Schema des Experimentaufbaus (Bezeichnungen s. Tabelle 6.1)	62
6.4	Numerisches Netz des LP4 Validierungsfalles mit Randbedingungen.	63
6.5	Vergleich der experimentellen Daten des LP4 Prototyps mit der Simulation. <i>Links:</i> Direkte Gegenüberstellung. <i>Rechts:</i> Gegenüberstellung unter Berücksichtigung systematischer Fehler.	64
6.6	Einflüsse geometrischer Variation von Kanalwandwinkel α und Kanalhöhe h bei geschlossenem Ventil auf die relative Abweichung zum Experiment (links) und auf die Kennlinien (rechts)	67
6.7	Eigenformen für 125,36 Hz (links), 169,98 Hz (Mitte), 269,54 Hz (rechts)	67
6.8	<i>Links:</i> Eigenvektoren nach der Theorie der kritischen Punkte an fester Wand für die 2D-Strömung [141]. <i>Rechts:</i> 2D Strömungsstruktur in Prototypenpumpe bei Aufwärtsbewegung des Membranrahmens; die gestrichelten Linien markieren als Quelle/Senke interpretierbare Bereiche, die hier nicht gemäß der Theorie an fester Wand jedoch hinsichtlich der Topologie als entartete Halbknoten bezeichnet werden.	69
6.9	Stroboskopaufnahme des LP4 Prototyps (links), Kontrast- und Farbverstärkung (mittig) und Reliefdarstellung (rechts)	69
6.10	Simulationsergebnisse des LP4 Prototyps bei 100 Hz, erste Zyklushälfte: Druckfeld (links), Stromlinien mit dem Geschwindigkeitsbetrag eingefärbt (mittig), Stroboskopaufnahme (rechts)	70
6.11	Simulationsergebnisse des LP4 Prototyps bei 100 Hz, zweite Zyklushälfte: Druckfeld (links), Stromlinien mit dem Geschwindigkeitsbetrag eingefärbt (mittig), Stroboskopaufnahme (rechts)	71
7.1	MRT Aufnahme des F003 Herzens. <i>Links:</i> Systole. <i>Rechts:</i> Diastole. [143]	74
7.2	Prinzip beliebiger Oberflächenbewegung auf Basis strukturierter Oberflächennetze	74

7.3	Kopplungsschema zur Bewegung unstrukturierter Oberflächennetze	75
7.4	MpCCI GO-Menü mit implementiertem isl-Code	75
7.5	Bézierkurvenssegmente dritter Ordnung mit C_2 -stetigen Übergängen	76
7.6	Öffnungsvorgang der Mitralklappe von links nach rechts.	77
7.7	2-Element Kreislaufmodell	78
7.8	<i>Oben:</i> Zeitlicher Volumenstromverlauf als Eingangssignal. <i>Unten:</i> Vergleich des Referenzdruckverlaufs [160] mit dem Ausgangssignal des 2-, 3- und 4-Element Modells.	81
7.9	Vergleich der normierten Druck-Volumen Kurven des F003 Datensatzes	82
7.10	F003 pre: Vergleich der 2D projizierten Stromlinien eingefärbt mit dem normierten Geschwindigkeitsbetrag auf verschiedenen Netzen	83
7.11	Segmentierung des gesunden LV [182] (links) und Anpassung an den F003 (rechts)	85
7.12	Verschiedene Ansichten des Integrationsmodells mit Splines des segmentierten rechten Ventrikels RV	86
7.13	Gesamtmodell mit Integration eines generischen VAD	86
7.14	Parametrisierung der Schlauchwellenpumpe	89
7.15	Konzept der Werkzeugentwicklung. Automatische Modellerstellung Schlauchwellenpumpe	89
7.16	Analyseoptionen des instationären Scherfeldes hinsichtlich Blutschädigung	93
7.17	Schema zur Abschätzung der Plättchenablagerung	94
7.18	Rohr mit plötzlicher Verengung/Aufweitung mit Vorhersage von anlageungsgefährdeten Wandbereichen. Konturen von UDM_2 und Stromlinien (weiß)	94
8.1	Fall I: Mit dem normierten Geschwindigkeitsbetrag eingefärbte, projizierte Stromlinien für sechs Zeitpunkte eines Herzzyklus	99
8.2	Fall II: Mit dem normierten Geschwindigkeitsbetrag eingefärbte, projizierte Stromlinien für sechs Zeitpunkte eines Herzzyklus	100
8.3	Fall III: Mit dem normierten Geschwindigkeitsbetrag eingefärbte, projizierte Stromlinien für sechs Zeitpunkte eines Herzzyklus	101
8.4	Fall III: $\lambda_2 = -50$ Isoflächen und projizierte Stromlinien	102
8.5	Vergleich der normierten Druck-Volumen Kurven (links) und der ventrikulären Vermischung (rechts) des F003 Datensatzes	102
8.6	Vergleich der normierten Druck- und Volumenstromkurven für die Fälle I bis III. Ao: Aorta, LV: Ventrikel	103
8.7	Vergleichende Darstellung gesunder, kranker, operierter und im Modell unterstützter Herzen	104
8.8	Helicity Isoflächen zur Beurteilung zweier Konduitdesigns	105
8.9	Wandstromlinien und Transport von UDS_1 (links) und vorhergesagte Regionen bevorzugter Anlagerung UDM_2 (rechts)	106

9.1	Mit dem Geschwindigkeitsbetrag eingefärbte Stromlinien der Wellenpumpenströmung für zwei Optimumskonfigurationen des DOE in 7.2.3 über einen Zyklus	108
9.2	Netzabhängigkeit integraler und lokaler Größen	110
9.3	Auswertepositionen für lokale Scherspannungen	110
9.4	Zeitliche Verläufe der maximalen Wandschubspannung an unterschiedlichen Auswertepunkten	110
9.5	Mit dem Geschwindigkeitsbetrag eingefärbte Stromlinien der Wellenpumpenströmung bei Berechnung mit 6 Unterteilungen (links) bzw. 24 (rechts) Unterteilungen des Kanals über einen Zyklus	112
9.6	Einhüllende der Membranbewegung Referenzfall	113
9.7	Pumpenkennfeld der Referenzkonfiguration mit der Anregungsfrequenz als Scharparameter	114
9.8	Einfluss des Kanalwinkels (links) und der Kanalweite (rechts) auf die Kennlinien der Referenzkonfiguration.	114
9.9	Einfluss des E-Moduls in Umfangs- (links) und Längsrichtung (rechts) auf die Kennlinien der Referenzkonfiguration.	115
9.10	Dreidimensionales Kennfeld der Referenzkonfiguration gemäß Abb. 9.7 (links) und Winkeleinfluss gemäß Abb. 9.8 (rechts).	115
9.11	Einfluss auf den hydraulischen Wirkungsgrad und die mittlere Spannung .	116
9.12	Zeitlicher Verlauf von Volumenstrom und Druck für verschiedene Drosselzustände k und geometrische Teilversperrung (geo)	117
9.13	Mit dem Geschwindigkeitsbetrag eingefärbte Stromlinien der Wellenpumpenströmung mit optimiertem Einlaufgehäuse über einen Zyklus	119
9.14	Ausgewählte Partikelbahnen (oben), Verteilung von insgesamt 270 Partikel bzgl. akkumulierter Belastungshistorie D nach Heuser (links) und Verweilzeit im Wellenkanal (rechts)	120
9.15	Anlagerungsorte im Referenzfall (links) und einem Zwischenstadium der Designoptimierung (rechts)	121
9.16	Dreidimensionale Effekte: Wandstromlinien (links) und Anlagerungsorte (rechts)	121
A.1	Skizze des Rohrvalidierungsfalles	128
A.2	Normierte Geschwindigkeitsprofile der pulsierenden Rohrströmung bei elastischer Wand und $Wo = 30$	130
A.3	Zeitliche Verläufe des Drucks und der Wandauslenkung an 3 Messstellen für den Fall eines niedrigen (links) und eines hohen (rechts) Druckpulses .	132
A.4	Verstärkte Darstellung der Wandauslenkung und der Druckverteilung im Fluid	132
A.5	Skizze des FSI-Benchmark nach Turek [88] mit Maßen (in m) und Randbedingungen	133
A.6	FSI 2, Vergleich der numerischen Simulation mit Referenzwerten aus [88] .	135

A.7 FSI 2, Geschwindigkeitsfeld und Strukturbewegung über einen Schwingungszyklus	135
C.1 <i>Skizze Schlauchelement</i>	141

Tabellenverzeichnis

3.1	Erhaltungsgleichungen für Masse und Impuls	34
5.1	Konfigurationsbedingte Unterschiede zwischen Scheiben- und Schlauchtyp .	57
6.1	Experimentkomponenten [2]	62
6.2	Numerische Parameter und Modellannahmen	64
6.3	Stoff- und Modellgrößen	64
7.1	Angepasste porous jump Werte für verschiedene Öffnungszustände der Klappe	77
7.2	Numerisch bestimmte Parameter für verschiedene Kreislaufmodelle	80
7.3	Simulationsparameter für die Herzsimulationen	81
7.4	Vergleich des F003 pre Datensatzes	84
7.5	Numerisch bestimmte Parameter für das 3-Element Modell	87
7.6	Auszug aus durchgeführten DOE-Versuchsplänen	91
7.7	Auf β_0 normierte Regressionskoeffizienten für die Zielgrößen \dot{V} und η_{hyd} . .	92
9.1	Übersicht über Eingangs- und Zielparameter ausgesuchter Pumpenfälle . .	107
A.1	Übersicht der Validierungsfälle	127
A.2	Rohrmaße, Material- und Fluidparameter	128
A.3	Simulationparameter	129
A.4	Rohrmaße, Material- und Fluidparameter	131
A.5	Vergleich der flächenspezifischen Strukturträgheitskräfte bei Bewegungszu- ständen unterschiedlicher Anwendungsfälle	134
A.6	FSI-Parameter	134
A.7	Ergebnisse der in Tabelle A.6 charakterisierten Fälle im Vergleich zu den Referenzwerten	134
B.1	Kommerziell in der Medizin eingesetzte Polyurethane [198]	138
B.2	Auszug aus technischem Datenblatt TECOFLEX ©CLEAR	138

Literaturverzeichnis

- [1] ams[®]R&D, Parc technologique des rives de l'Oise, Rue les rives de l'Oise, BP 50149, 60280 Venette, Frankreich.
- [2] Herstellerdatenblätter bereitgestellt durch ams[®]R&D [1].
- [3] *Note de calcul: Post traitement d'essais sur élastomère*. Note de calcul n2007-10-R85-RG, Méca (Analyse, Calcul & Expertises en Mécanique), www.calcul-meca.fr, 2007.
- [4] *Traction équibiaxiale de membranes en polyuréthane*. Rapport d'étude AT n°CET0019905/6D1/4a, Cetim, www.cetim.fr, 2007.
- [5] ADINA R & D, Inc. *Theory and Modeling Guide. Volume III: ADINA CFD & FSI*, 2005. Report ARD 05-9.
- [6] ADINA R & D, Inc. *Theory and Modeling Guide. Volume I: ADINA*, 2008. Report ARD 08-7.
- [7] AFFELD, K., GOUBERGRITS, L., KERTZSCHER, U., GADISCHKE, J. und REINIGER, A.: *Mathematical model of platelet deposition under flow conditions*. The International Journal of Artificial Organs, 27(8):699–708, 2004.
- [8] AFFELD, K. und HERTEL, H.: *Pumpen zur Förderung von Flüssigkeiten mittels schwingender Flächen*. Deutsches Patentamt, Offenlegungsschrift 1 703 2094, 1973.
- [9] AFFELD, K., REINIGER, A., GADISCHKE, J., GRUNERT, K., SCHMIDT, S. und THIELE, F.: *Fluid Mechanics of the Stagnation Point Flow Chamber and Its Platelet Deposition*. Artificial Organs, 19(7):597–602, 1995.
- [10] ALEMU, Y. und BLUESTEIN, D.: *Flow-induced Platelet Activation and Damage Accumulation in a Mechanical Heart Valve: Numerical Studies*. Artificial Organs, 31(9):677–688, 2007.
- [11] ALLEN, L. A. und FELKER, G. M.: *Advances in the surgical treatment of heart failure*. Current Opinion in Cardiology, 23:249–253, 2008.
- [12] AMABILI, M. und KWAK, M. K.: *Free Vibrations of Circular Plates Coupled with Liquids: Revising the Lamb Problem*. Journal of Fluids and Structures, 10(7):743–761, 1996.
- [13] ANDERSON, J. D., DEGREGZ, G., DICK, E. und GRUNDMANN, R.: *Computational Fluid Dynamics*. Springer-Verlag, 1991.

- [14] APEL, J., PAUL, R., KLAUS, S., SIESS, T. und REUL, H.: *Assessment of Hemolysis Related Quantities in a Microaxial Blood Pump by Computational Fluid Dynamics*. Artificial Organs, 25(5):341–347, 2001.
- [15] ARNDT, A., NÜSSER, P., GRAICHEN, K., MÜLLER, J. und LAMPE, B.: *Physiological Control of a Rotary Blood Pump With Selectable Therapeutic Options: Control of Pulsatility Gradient*. Artificial Organs, 32(10):761–771, 2008.
- [16] ARORA, D., BEHR, M. und PASUALI, M.: *Hemolysis Estimation in a Centrifugal Blood Pump Using a Tensor-based Measure*. Artificial Organs, 30(7):539–547, 2006.
- [17] ARVAND, A.: *Kenngößenorientierte Beurteilung von Rotationsblutpumpen diagonalen Bauart mittels numerischer Strömungssimulation*. Dissertation, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 2005.
- [18] ARVAND, A., HAHN, N., HORMES, M., AKDIS, M., MARTIN, M. und REUL, H.: *Comparison of Hydraulic and Hemolytic Properties of Different Impeller Designs of an Implantable Rotary Blood Pump by Computational Fluid Dynamics*. Artificial Organs, 28(10):892–898, 2004.
- [19] ARVAND, A., HORMES, M. und REUL, H.: *A Validated Computational Fluid Dynamics Model to Estimate Hemolysis in a Rotary Blood Pump*. Artificial Organs, 29(7):531–540, 2005.
- [20] AUMANN, G. und SPITZMÜLLER, K.: *Computerorientierte Geometrie*, Band 89 von *Reihe Informatik*. BI Wissenschaftsverlag, 1993.
- [21] AVRAHAMI, I., ROSENFELD, M., RAZ, S. und EINAV, S.: *Numerical Model of Flow in Sac-Type Ventricular Assist Device*. Artificial Organs, 30(7):529–538, 2006.
- [22] BANCHS, J., DAWN, B., ABDEL-LATIF, A., QURESHI, A., AGRAWAL, N., BOUVETTE, M. und STODDARD, M.: *Acquired aortic cusp fusion after chronic left ventricular assist device support..* Journal of the American Society of Echocardiography, 19:1401.e1–3, 2006.
- [23] BARSOTTI, A. und DINI, F. L.: *From Left Ventricular Dynamics to the Pathophysiology of the Failing Heart*. In PEDRIZZETTI, G. und PERKTOLD, K., Herausgeber, *Cardiovascular Fluid Mechanics*, Band 446 von *CISM Courses and Lectures*, S. 235–247. Springer, Wien, New York, 2003.
- [24] BATHE, K.-J.: *Finite-Elemente-Methoden*. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 2. Auflage, 2002.
- [25] BATHE, K.-J. und ZHANG, H.: *A flow-condition-based interpolation finite element procedure for incompressible fluid flows*. Computers and Structures, 80:1267–1277, 2002.
- [26] BATHE, K.-J. und ZHANG, H.: *Finite element developments for general fluid flows with structural interactions*. International Journal for Numerical Methods in Engineering, 60(1):213–232, 2004.

- [27] BEAULIEU, M., HEUILLET, P. und ROUMAGNAC, P.: *Caractérisations statiques et dynamiques d'un mélange Élastomère*. Rapport d'étude N°315006, Laboratoire de Recherches et de Contrôle du Caoutchouc et de Plastiques, www.lrcpc.com, 2006.
- [28] BERGER, S. A.: *Flow in Large Blood Vessels*. Contemporary Mathematics, 141:479–518, 1993.
- [29] BLUDSZUWEIT, C.: *Model for a General Mechanical Blood Damage Prediction*. Artificial Organs, 19(7):583–589, 1995.
- [30] BLUDSZUWEIT, C.: *Three-dimensional numerical prediction of stress loading of blood particles in a centrifugal pump..* Artificial Organs, 19(7):590–596, 1995.
- [31] BLUESTEIN, D., LIA, Y. und KRUKENKAMP, I.: *Free emboli formation in the wake of bi-leaflet mechanical heart valves and the effects of implantation techniques*. Journal of Biomechanics, 35:1533–1540, 2002.
- [32] BLUESTEIN, D., RAMBOD, E. und GHARIB, M.: *Vortex Shedding as a Mechanism for Free Emboli Formation in Mechanical Heart Valves*. Journal of Biomechanical Engineering, 122:125–134, 2000.
- [33] BOHNING, R.: *Pulsierende laminare Strömung im Kreisrohr*. Bericht 01/1, Lehrstuhl und Institut für Strömungslehre, Universität Karlsruhe (TH), 2001.
- [34] BOHNING, R.: *Pulsierende laminare Rohrströmung mit elastischer Wand*. Bericht 03/12, Lehrstuhl und Institut für Strömungslehre, Universität Karlsruhe (TH), 2003.
- [35] BORAZJANI, I., GE, L. und SOTIROPOULOS, F.: *Curvilinear immersed boundary method for simulating fluid structure interaction with complex 3D rigid bodies*. Journal of Computational Physics, 227(16):7587–7620, 2008. ISSN 0021-9991.
- [36] BORAZJANI, I., LE, T. und SOTIROPOULOS, F.: *Hemodynamic Effects of the Orientation of a Bi-leaflet Mechanical Heart Valve Implanted in an Anatomic Aorta*. In DÖSSEL, O. und SCHLEGEL, W. C., Herausgeber, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany*, Band 25/IV von *IFMBE Proceedings*, S. 1230–1233. Springer, 2009.
- [37] BOTNAR, R., RAPPITSCH, G., SCHEIDEGGER, M. B., LIEPSCH, D., PERKTOLD, K. und BOESIGER, P.: *Heamodynamics in the carotid artery bifurcation: a comparison between numerical simulations and in vitro MRI measurements*. Journal of Biomechanics, 33:137–144, 2000.
- [38] BRENK, M.: *Algorithmische Aspekte der Fluid-Struktur-Wechselwirkung auf kartesischen Gittern*. Dissertation, Universität Stuttgart, 2007.
- [39] BRESSLOFF, N., MANSOUR, M. und SHEARMAN, C.: *Microvascular Cell Depletion Model*. In DÖSSEL, O. und SCHLEGEL, W. C., Herausgeber, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany*, Band 25/IV von *IFMBE Proceedings*, S. 2095–2098. Springer, 2009.
- [40] CHENG, Y., OERTEL, H. und SCHENKEL, T.: *Fluid-Structure Coupled CFD Simulation of the Left Ventricular Flow during Filling Phase*. Annals of Biomedical Engineering, 33:567–776, 2005.

- [41] CHUA, L. P., SONG, G., LIM, T. M. und ZHOU, T.: *Numerical Analysis of the Inner Flow Field of a Biocentrifugal Blood Pump*. Artificial Organs, 30(6):467–477, 2006.
- [42] CHUA, L. P., SU, B., LIM, T. M. und ZHOU, T.: *Numerical Simulation of an Axial Blood Pump*. Artificial Organs, 31(7):560–570, 2007.
- [43] COLACINO, F., ARABIA, M., DANIELI, G., MOSCATO, F., NICOSIA, S., PIEDIMONTE, F., VALIGI, P. und PAGNOTTELLI, S.: *Hybrid test bench for evaluation at any device related to mechanical cardiac assistance*. The International Journal of Artificial Organs, 28(8):817–826, 2005.
- [44] DE LAZZARI, C., DAROWSKI, M., FERRARI, G., PISANELLI, D. und TOSTI, G.: *The impact of rotary blood pump in conjunction with mechanical ventilation on ventricular energetic parameters - numerical simulation*. Methods of Information in Medicine, 45(5):574–583, 2006.
- [45] DEETJEN, P. und SPECKMANN, E.-J.: *Physiologie*. Urban & Fischer - Verlag, 3. Auflage, 1999.
- [46] DEGROOTE, J., HAELTERMAN, R., ANNEREL, S. und VIERENDEELS, J.: *Coupling Techniques for Partitioned Fluid-Structure Interaction Simulations with Black-Box Solvers*. In *MpCCI 10th User Forum*, S. 82–91. Fraunhofer Institute SCAI, 2009.
- [47] DELGADO, R. M. und WILLERSON, J. T.: *Pathophysiology of Heart Failure. A Look at the Future*. Texas Heart Institute Journal, 26(1):28–33, 1999.
- [48] DONISI, S.: *Numerische Simulation der Strömung im erkrankten und operiertem Ventrikel eines menschlichen Herzens*. Dissertation, Universität Karlsruhe, 2005.
- [49] DOYLE, M. G., VERGNIAUD, J.-B., TAVOULARIS, S. und BOURGAULT, Y.: *Numerical Simulations of Blood Flow in Artificial and Natural Hearts With Fluid-Structure Interaction*. Artificial Organs, 32(11):870–879, 2008.
- [50] DREIZLER, M.: *Numerische Simulation der Wellenpumpe unter Verwendung der impliziten FSI*. Studienarbeit, Institut für Strömungslehre, Universität Karlsruhe (TH), 2008.
- [51] DREVET, J.-B.: *Vibrating Membrane Fluid Circulator*. United States Patent, Patent No.: US 6,361,284 B2, 2002.
- [52] DREVET, J.-B.: *Vibrating Membrane Fluid Circulator*. United States Patent, Patent No.: US 6,659,740 B2, 2003.
- [53] DREVET, J.-B.: *Electromagnetic Machine with a Deformable Membrane*. United States Patent, Patent No.: US 2007/0040636 A1, 2007.
- [54] DREWS, T., JURMANN, M., MICHAEL, D., MIRALEM, P., WENG, Y. und HETZER, R.: *Differences in Pulsatile and Non-pulsatile Mechanical Circulatory Support in Long-Term Use*. The Journal of Heart and Lung Transplantation, 27(10):1096–1101, 2008. ISSN 1053-2498.

- [55] ELECTRON MICROSCOPY FACILITY AT THE NATIONAL CANCER INSTITUTE AT FREDERICK (NCI-FREDERICK): *A three-dimensional ultrastructural image analysis of a T-lymphocyte (right), a platelet (center) and a red blood cell (left), using a Hitachi S-570 scanning electron microscope (SEM) equipped with a GW Backscatter Detector.*, 2005.
- [56] ENGELN-MÜLLGES, G., REUTTER, F. und BECKER, A.: *Numerik-Algorithmen mit ANSI-C-Programmen*. Bücher zur numerischen Mathematik. BI-Wiss.-Verl., 1993.
- [57] FELLER, E. D., SORENSEN, E. N., HADDAD, M., PIERSON, R. N., JOHNSON, F. L., BROWN, J. M. und GRIFFITH, B. P.: *Clinical Outcomes Are Similar in Pulsatile and Nonpulsatile Left Ventricular Assist Device Recipients*. The Annals of Thoracic Surgery, 83(3):1082–1088, 2007.
- [58] FERRARI, G., GÓRCZYŃSKA, K., NIMMO, R., DE LAZZARI, C., CLEMENTE, F., TOSTI, G. und GUARAGNO, M.: *Mono and bi-ventricular assistance: their effect on ventricular energetics*. The International Journal of Artificial Organs, 24(6):380–391, 2001.
- [59] FERZIGER, J. H. und PERIĆ, M.: *Computational Methods for Fluid Dynamics*. Springer Verlag, 3. Auflage, 2002.
- [60] FLETCHER, C. A. J.: *Computational Galerkin Methods*. Springer Series in Computational Physics. Springer-Verlag, 1984.
- [61] FLETCHER, C. A. J.: *Computational Techniques for Fluid Dynamics*, Band 1 von *Springer Series in Computational Physics*. Springer Verlag, 2. Auflage, 1991.
- [62] Fluent Inc., Lebanon, USA. *Fluent 6.3 User's Guide*, 2006.
- [63] FOGLIARDI, R., DONFRANCESCO, M. D. und BURATTINI, R.: *Comparison of linear and nonlinear formulations of the three-element windkessel model*. Am J Physiol Heart Circ Physiol, 271(6):H2661–2668, 1996.
- [64] FOLIE, B. und MCINTIRE, L.: *Mathematical analysis of mural thrombogenesis. Concentration profiles of platelet-activating agents and effects of viscous shear flow*. Biophysical Journal, 56(6):1121–1141, 1989. ISSN 0006-3495.
- [65] FÖRSTER, F.: *Implantierbares elektronisches Blutpumpensystem zur langfristigen partiellen Herzentlastung*. Dissertation, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 2003.
- [66] FÖRSTER, F., KAUFMANN, R., REUL, H. und RAU, G.: *A Small Pulsatile Blood Pump for Ventricular Support During End-Stage Heart Failure*. Artificial Organs, 24(5):373–376, 2000.
- [67] FRANK, O.: *Die Grundform des arteriellen Pulses. Erste Abhandlung. Mathematische Analyse*. Zeitschrift für Biologie, 37:483–526, 1899.
- [68] Fraunhofer Institute for Algorithms and Scientific Computing (SCAI). *MpCCI 3.0.6 Documentation*, 2007.

- [69] FUNG, Y. C.: *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer Verlag, 2. Auflage, 1993.
- [70] FUNG, Y. C.: *Biomechanics: Circulation*. Springer Verlag, 2. Auflage, 1997.
- [71] GALLAGHER, G. L., HUANG, Y., MORITA, S., ZIELINSKI, R. R. und HUNYOR, S. N.: *Efficacy and Mechanisms of Biventricular and Left/Right Direct Cardiac Compression in Acute Heart Failure Sheep*. *Artificial Organs*, 31(1):39–44, 2007.
- [72] GEORGE, R. S., YACOUB, M. H., BOWLES, C. T., HIPKIN, M. und ROGERS, P.: *Quality of Life After Removal of Left Ventricular Assist Device for Myocardial Recovery*. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, 27:165–172, 2008.
- [73] GOLSON, J.: *Technology Overview The Left Ventricular Assist Device*. *Journal of Clinical Engineering*, 31:31–35, 2006.
- [74] GOODMAN, P. D., BARLOW, E. T., CRAPO, P. M., MOHAMMAD, S. F. und SOLEN, K. A.: *Computational Model of Device-Induced Thrombosis and Thromboembolism*. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6):780–797, 2005.
- [75] GOTO, S. und HANDA, S.: *Coronary thrombosis. Effects of blood flow on the mechanism of thrombus formation..* *Japanese Heart Journal*, 39(5):579–596, 1998.
- [76] GREIL, O., PFLUGBEIL, G., WEIGAND, K., WEISS, W., LIEPSCH, D., MAURER, P. C. und BERGER, H.: *Changes in Carotid Artery Flow Velocities After Stent Implantation: A Fluid Dynamics Study With Laser Doppler Anemometry*. *Journal of Endovascular Therapy*, 10:275–284, 2003.
- [77] GREVE, R.: *Kontinuumsmechanik*. Springer Verlag, 2003.
- [78] GU, L. und SMITH, W. A.: *Evaluation of Computational Models for Hemolysis Estimation*. *ASAIO Journal*, 51:202–207, 2005.
- [79] HAFT, J., ARMSTRONG, W., DYKE, D. B., AARONSON, K. D., KOELLING, T. M., FARRAR, D. J. und PAGANI, F. D.: *Hemodynamic and Exercise Performance With Pulsatile and Continuous-Flow Left Ventricular Assist Devices*. *Circulation*, 116:I–8–I–15, 2007.
- [80] HANSON, B. M., LEVESLEY, M. C., WATTERSON, K. und WALKER, P. G.: *Simulation of the human cardiovascular system for real-time physical interaction with an assist device*. In *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. Shanghai, China, 2005.
- [81] HARRIS, C. M. und PIERSOL, A.: *Harris' Shock and Vibration Handbook*. McGraw-Hill Handbooks. Knovel, 5. Auflage, 2002.
- [82] HECK, U.: *Transient Fluid Structure Interaction*. In *NAFEMS Seminar: Simulation of Coupled Flow Phenomena (Multifield FSI)*. 2006.
- [83] HECK, U.: *Solutions for Highly Coupled Fluid-Structure-Interaction Problems with ADINA*. In *NAFEMS Seminar: Development in CFD: Reliable Use of CFD-based Software including Dedicated Codes*. 2007.

- [84] HELLUMS, J.: *1993 Whitaker lecture: Biorheology in thrombosis research*. *Annals of Biomedical Engineering*, 22(5):445–455, 1994.
- [85] HENTSCHEL, B., TEDJO, I., PROBST, M., WOLTER, M., BEHR, M., BISCHOF, C. und KUHLEN, T.: *Interactive Blood Damage Analysis for Ventricular Assist Devices*. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 14(6):1515–1522, 2008.
- [86] HOLZAPFEL, G. A.: *Nonlinear Solid Mechanics. A Continuum Approach for Engineering*. Wiley, 2005.
- [87] HOLZAPFEL, G. A., GASSER, T. C. und OGDEN, R. W.: *A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models*. *Journal of Elasticity*, 61:1–48, 2000.
- [88] HRON, J. und TUREK, S.: *Proposal for Numerical Benchmarking of Fluid-Structure Interaction between Elastic Object and Laminar Incompressible Flow*. In BUNGARTZ, H.-J. und SCHÄFER, M., Herausgeber, *Fluid-Structure Interaction*, S. 371–385. LNCSE 53, Springer, 2006.
- [89] IDELSOHN, S. R. und OÑATE, E.: *Finite Volumes and Finite Elements: Two 'Good Friends'*. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 37:3323–3341, 1994.
- [90] JEONG, J. und HUSSAIN, F.: *On the identification of a vortex*. *Journal of Fluid Mechanics*, 285:69–94, 1995.
- [91] JESTY, J., YIN, W., PERROTTA, P. und BLUESTEIN, D.: *Platelet activation in a circulating flow loop: combined effects of shear stress and exposure time*. *Platelets*, 14:143–149, 2003.
- [92] JONES, T. N. und METAXAS, D. N.: *Patient-specific analysis of left ventricular blood flow*. *Lecture Notes in Computer Science: Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, S. 156–166, 1998.
- [93] KEBER, R.: *Simulation der Strömung im linken Ventrikel eines menschlichen Herzens*. Dissertation, Universität Karlsruhe (TH), 2003.
- [94] KHALIL, H. A., COHN, W. E., METCALFE, R. W. und FRAZIER, O. H.: *Preload Sensitivity of the Jearvik 2000 and HeartMate II Left Ventricular Assist Devices*. *ASAIO Journal*, 54:245–248, 2008.
- [95] KHIR, A., SWALEN, M. J., SEGERS, P., VERDONCK, P. und JOHN R, P.: *Hemodynamics of a Pulsatile Left Ventricular Assist Device Driven by a Counterpulsation Pump in a Mock Circulation*. *Artificial Organs*, 30(4):308–312, 2006.
- [96] KILNER, P. J., YANG, G.-Z., WILKES, A. J., MOHLADDIN, R. H., FIMIN, D. N. und YACOUB, M. H.: *Asymmetric redirection of flow through the heart*. *Nature*, 404:759–761, 2000.

- [97] KIM, W.-Y., WALKER, P. G., PEDERSEN, E. M., POULSEN, J. K., OYRE, S., HOULIND, K. und YOGANATHAN, A. P.: *Left ventricular blood flow patterns in normal subjects: a quantitative analysis by three-dimensional magnetic resonance velocity mapping*. Journal of the American College of Cardiology, 26:224–238, 1995.
- [98] KLAUS, S.: *Bluttraumatisierung bei der Passage zeitkonstanter und zeitvarianter Scherfelder*. Dissertation, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 2004.
- [99] KLOTZ, S., FORONJY, R. F., DICKSTEIN, M. L., GU, A., GARRELD, I. M., JAN DANSER, A., OZ, M. C., D'ARMIENTO, J. und BURKHOF, D.: *Mechanical Unloading During Left Ventricular Assist Device Support Increases Left Ventricular Collagen Cross-Linking and Myocardial Stiffness*. Circulation, 112(3):364–374, 2005.
- [100] KLOTZ, S., LOEHER, A., DREES, G. und SCHELD, H. H.: *Chirurgische Therapie der Herzinsuffizienz. State of the Art 2006*. Herz, 31(5):445–454, 2006.
- [101] KLOTZ, S., STYPMANN, J., H., W., SCHMID, C., DREES, G., RUKOSUJEW, A. und SCHELD, H.: *Does continuous flow left ventricular assist device technology have a positive impact on outcome pretransplant and posttransplant?*. The Annals of thoracic surgery, 82(5):1774–1778, 2006.
- [102] KOHNO, H. und BATHE, K. J.: *Insight into the flow-condition-based interpolation finite element approach: solution of steady-state advection-diffusion problems*. International Journal for Numerical Methods in Engineering, 63(2):197–217, 2005.
- [103] KORTEWEG, D. J.: *Ueber die Fortpflanzungsgeschwindigkeit des Schalles in elastischen Röhren*. Annalen der Physik, 241:525–542, 1878.
- [104] KRAMME, R., Herausgeber: *Medizintechnik : Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*. Springer, 3. Auflage, 2007.
- [105] KRITTIAN, S. B. S.: *Modellierung der kardialen Strömung-Struktur-Wechselwirkung*. Dissertation, Universität Karlsruhe, 2009.
- [106] KROLL, M. H., HELLUMS, J. D., LARRY V, M., SCHAFER, A. I. und MOAKE, J. L.: *Platelets and Shear Stress*. Blood, 88(5):1525–1541, 1996.
- [107] KUHLE, W.: *Die Eigenschaften Wassergefüllter Rohre für Widerstands- und Schallgeschwindigkeitsmessungen*. ACUSTICA, 3:111–123, 1953.
- [108] LAGAKOS, N., JARZYNSKI, J., COLE, J. H. und BUCARO, J. A.: *Frequency and temperature dependence of elastic moduli of polymers*. Journal of Applied Physics, 59(12):4017 – 4031, 1986.
- [109] LAUBSCHER, M.: *Parameterstudie der Schlauchwellenpumpe auf Basis der statistischen Versuchsplanung*. Studienarbeit, Institut für Strömungslehre, Universität Karlsruhe (TH), 2009.
- [110] LAURIEN, E. und OERTEL, H.: *Numerische Strömungsmechanik*. Vieweg+Teubner Verlag, 3. Auflage, 2009.

- [111] LAUSTER, M.: *Entwicklung einer Methodik zur Generierung und Kopplung einer 2D-FSI-Simulation mit einer 3D-CFD-Simulation für eine Schlauchwellenpumpe*. Studienarbeit, Universität Karlsruhe (TH), 2009.
- [112] LEMMON, J. D. und YOGANATHAN, A.: *Computational modeling of left heart diastolic function : Examination of ventricular dysfunction*. Journal of biomechanical engineering, 122:297–303, 2000.
- [113] LI, J. K.-J., CUI, T. und DRZEWIECKI, G. M.: *A Nonlinear Model of the Arterial System Incorporating a Pressure-Dependent Compliance*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 37(7):673–678, 1990.
- [114] LI, J. K.-J. und ZHU, Y.: *Arterial Compliance and Its Pressure Dependence in Hypertension and Vasodilation*. Angiology, 45(2):113–117, 1994.
- [115] LIEPSCH, D.: *An introduction to biofluid mechanics—basic models and applications*. Journal of Biomechanics, 35:415–435, 2002.
- [116] LIEPSCH, D., THURSTON, G. und LEE, M.: *Viscometer studies simulating blood-like fluids and their applications in models of arterial branches*. Biorheology, 28:39–62, 1991.
- [117] LINNEWEBER, J., DOHMEN, P. M., KERZSCHER, U., AFFELD, K., NOSÈ, Y. und KONERTZ, W.: *The Effect of Surface Roughness on Activation of the Coagulation System and Platelet Adhesion in Rotary Blood Pumps*. Artificial Organs, 31(5):345–351, 2007.
- [118] LIU, M. F. und CHANG, T. P.: *Axisymmetric Vibration of a Varying-Thickness Circular Plate in Contact with Fluid*. Mechanics Based Design of Structures and Machines, 32(1):39–56, 2004.
- [119] LONG, Q., MERRIFIELD, R., X.-Y.XU, KILNER, P.-J., FIRMIN, D.-N. und YANG, G.-Z.: *Intra-ventricular blood flow simulation with patient specific geometry*. Proceedings of the 4th IEEE Conference on INformation Technology Applications in Biomedicine, S. 126–129, 2003.
- [120] LONG, Q., MERRIFIELD, R., YANG, G.-Z., KILNER, P. und FIRMIN, D.: *The Influence of Inflow Boundary Conditions in Intra Ventricle Flow Predictions*. Journal of Biomedical Engineering, 125:922–927, 2003.
- [121] MACOSKO, C. W.: *Rheology. Principles, Measurements and Applications*. VCH Verlag GmbH, Weinheim, 1994.
- [122] MAFFETTONE, P. und MINALE, M.: *Equation of change for ellipsoidal drops in viscous flow*. Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics, 78:227–241, 1998.
- [123] MALVE, M.: *Weiterentwicklung des Modells KaHMo - Modellierung der menschlichen Herzklappen und deren Defekte*. Dissertation, Universität Karlsruhe, 2006.
- [124] The MathWorks, Inc. *Matlab Help*, 2007.

- [125] MCCORMICK, M., NORDSLETTEN, D., DE VECCHI, A., KAY, D. und SMITH, N.: *Fluid-Mechanics Simulations of Ventricular Function under LVAD Support*. In DÖSSEL, O. und SCHLEGEL, W. C., Herausgeber, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany*, Band 25/IV von *IFMBE Proceedings*, S. 1572–1575. Springer, 2009.
- [126] MCGEE, E. C., GILLINOV, A. M. und MCCARTHY, M., PATRICK: *Reverse ventricular remodeling: mechanical options..* Curr Opin Cardiol., 21(3):215–220, 2006.
- [127] MCQUEEN, D. M. und PESKIN, C. S.: *A three-dimensional computer model of the human heart for studying cardiac fluid dynamics*. SIGGRAPH Comput. Graph., 34(1):56–60, 2000.
- [128] MEDVITZ, R. B., KREIDER, J. W., MANNING, K. B., FONTAINE, A. A., DEUTSCH, S. und PATERSON, E. G.: *Development and Validation of a Computational Fluid Dynamics Methodology for Simulation of Pulsatile Left Ventricular Assist Devices*. ASAIO Journal, 53(2):122–131, 2007.
- [129] MEYER, A. L., KUEHN, C., WEIDEMANN, J., MALEHSA, D., BARA, C., FISCHER, S., HAVERICH, A. und STRUBER, M.: *Thrombus formation in a HeartMate II left ventricular assist device*. J Thorac Cardiovasc Surg, 135(1):203–204, 2008.
- [130] MINALE, M.: *Deformation of a non-Newtonian ellipsoidal drop in a non-Newtonian matrix: extension of Maffettone-Minale model*. Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics, 123:151–160, 2004.
- [131] MONTGOMERY, D. C.: *Design and analysis of experiments*. Wiley, New York [u.a.], 7. Auflage, 2009.
- [132] MÖSER, M., HECKL, M. und GINTERS, K.-H.: *Zur Schallausbreitung in flüssigkeitsgefüllten kreiszylindrischen Rohren*. ACUSTICA, 60:35–44, 1986.
- [133] MUDD, J. O., CUDA, J. D., HALUSHKA, M., SODERLUND, K. A., CONTE, J. V. und RUSSELL, S. D.: *Fusion of Aortic Valve Commissures in Patients Supported by a Continuous Axial Flow Left Ventricular Assist Device*. The Journal of Heart and Lung Transplantation, 27(12):1269–1274, 2008. ISSN 1053-2498.
- [134] MUDGE, G. J., FANG, J., SMITH, C. und COUPER, G.: *The physiologic basis for the management of ventricular assist devices..* Clinical cardiology, 29(7):285–289, 2006.
- [135] MÜHLHAUSEN, M.-P.: *Untersuchung der Einflüsse numerischer und physikalischer Parameter auf die Abschätzung der strömungsinduzierten Hämolyse am Fall einer Rohrverengung und eines VAD*. Studienarbeit, Universität Karlsruhe (TH), 2008.
- [136] MYERS, R. H. und MONTGOMERY, D. C.: *Response surface methodology : process and product optimization using designed experiments*. A Wiley-Interscience publication Wiley series in probability and statistics. Wiley, New York, 2. Auflage, 2002.
- [137] NIELSEN, V. G., KIRKLIN, J. K., HOLMAN, W. L., STEENWYK, B. L. und GEORGE, J. F.: *Mechanical Circulatory Device Thrombosis: A New Paradigm Linking Hypercoagulation and Hypofibrinolysis*. ASAJO Journal, 54:351–358, 2008.

- [138] NOBILI, M., SHERIFF, J., MORBIDUCCI, U., REDAELLI, A. und BLUESTEIN, D.: *Platelet activation due to hemodynamic shear stresses: damage accumulation model and comparison to in vitro measurements*. ASAIO Journal, 54(1):64–72, 2008.
- [139] NOSÉ, Y.: *Ventricular Assist Devices for Bridge to Myocardial Repair*. Artificial Organs, 32(12):899–902, 2008.
- [140] OERTEL, H.: *Bioströmungsmechanik: Grundlagen, Methoden und Phänomene*. Vieweg+Teubner Verlag, 2008.
- [141] OERTEL, H., Herausgeber: *Prandtl-Führer durch die Strömungslehre*. Vieweg+Teubner Verlag, Wiesbaden, 12. Auflage, 2008.
- [142] OERTEL, H., BÖHLE, M. und DOHRMANN, U.: *Strömungsmechanik*. Vieweg+Teubner Verlag, Wiesbaden, 5. Auflage, 2008.
- [143] OERTEL, H., KRITTIAN, S. B. S. und SPIEGEL, K.: *Modelling the human cardiac fluid mechanics*. Universitätsverlag, Karlsruhe, 3. Auflage, 2009.
- [144] OLENIK, G.: *Numerische Simulation einer Transversalwellenpumpe in Hinblick auf die Anwendung als Herzergänzungssystem unter Verwendung gekoppelter FEM*. Studienarbeit, Institut für Strömungslehre, Universität Karlsruhe (TH), 2008.
- [145] OLUFSEN, M. S.: *On Deriving Lumped Parameter Models for Blood Flow and Pressure in the Systemic Arteries*. Mathematical Biosciences and Engineering, 1(1):61–80, 2004.
- [146] OTTNAD, T.: *Evaluation des Transmission-Line-Ansatzes zur Modellierung der Hämodynamik mit Hilfe von 3D-Strömungssimulationen*. Diplomarbeit, Universität Karlsruhe, 2008.
- [147] PADERA, R. F.: *Infection in ventricular assist devices: the role of biofilm..* Cardiovascular Pathology, 15(5):264–270, 2006.
- [148] PAÏDOUSSIS, M. P.: *Fluid Structure Interactions. Slender Structures in Axial Flow*, Band 2. Academic Press, 2004.
- [149] PAUL, R., APEL, J., KLAUS, S., SCHÜGNER, F., SCHWINDKE, P. und REUL, H.: *Shear Stress Related Blood Damage in Laminar Couette Flow*. Artificial Organs, 27(6):517–529, 2003.
- [150] PAUL, R. K.: *Untersuchungen zur Blutschädigung durch laminare Strömung im Couette-System*. Dissertation, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 2000.
- [151] PEDLEY, T.: *The Fluid Mechanics Of Large Blood Vessels*. Cambridge University Press, 1980.
- [152] PERKTHOLD, K., RESCH, M. und FLORIAN, H.: *Pulsatile Non-Newtonian Flow Characteristics in a Three Dimensional Human Carotid Bifurcation Model*. Journal of Biomechanical Engineering, 13:464–476, 1991.

- [153] PERKTOLD, K., PROSI, M. und FLORIAN, H.: *Computational Models of Arterial Flow and Mass Transport*. In PEDRIZZETTI, G. und PERKTOLD, K., Herausgeber, *Cardiovascular Fluid Mechanics*, Band 446 von *CISM Courses and Lectures*, S. 73–136. Springer, Wien, New York, 2003.
- [154] PERSCHALL, M.: *Berechnung des Leistungsumsatzes des menschlichen linken Ventrikels durch das KAHMO-Herzmodell*. Studienarbeit, Institut für Strömungslehre, Universität Karlsruhe (TH), 2005.
- [155] PERSCHALL, M., SPIESS, H., SCHENKEL, T. und OERTEL, H.: *Code Adapter for Arbitrary Prescribed Motion and Deformation using Fluent and MpCCI*. In *MpCCI 8th User Forum*, S. 126–131. Fraunhofer Institute SCAI, 2007.
- [156] PERSCHALL, M., SPIESS, H., SCHENKEL, T. und OERTEL, H.: *Implementierung eines Codes zur Vorgabe beliebiger Netzbewegungen sowie eines MpCCI Adapters zur Kopplung mit FVM- und FEM-Lösern*. Institutsbericht 08/1, Lehrstuhl und Institut für Strömungslehre, Universität Karlsruhe (TH), 2008.
- [157] POTAPOV, E. V., LOFORTE, A., WENG, Y., JURMANN, M., PASIC, M., DREWS, T., LOEBE, M., HENNIG, E., KRABATSCH, T., KOSTER, A., LEHMKUHL, H. B. und HETZER, R.: *Experience with over 1000 Implanted Ventricular Assist Devices*. *Journal of Cardiac Surgery*, 23(3):185–194, 2008.
- [158] EUHEART PROJECT: <http://www.euheart.eu/>.
- [159] QUICK, C. M., BERGER, D. S. und NOORDERGRAAF, A.: *Apparent arterial compliance*. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 274(4):H1393–1403, 1998.
- [160] REIK, M.: *Simulation der Strömungsstruktur im menschlichen Herzen*. Dissertation, Universität Karlsruhe, 2007.
- [161] REIK, M., MEYROWITZ, G., SCHWARZ, M., DONISI, S., SCHENKEL, T. und KIENCKE, U.: *1D Circulation Model as a Boundary Condition for a 3D Simulation of a Pumping Human Heart*. In *Proceedings of the 3rd European Medical & Biological Engineering Conference*, Band 11 von *IFMBE Proceedings*. Prague, Czech Republic, 2005.
- [162] RICHTER, J.: *Entwicklung eines Modells zur Abschätzung der Blutschädigung in Herzunterstützungssystemen*. Studienarbeit, Universität Karlsruhe (TH), 2009.
- [163] ROSKAMM, H. und H.REINDELL: *Herzkrankheiten. Pathophysiologie, Diagnostik, Therapie*. Springer Verlag, 4. Auflage, 1996.
- [164] RUPRECHT, A., RUOPP, A. und LIPPOLD, F.: *Fluid Structure Simulations on Distributed High Performance Computer Resources*. In *MpCCI 10th User Forum*, S. 50–59. Fraunhofer Institute SCAI, 2009.
- [165] SABER, N. R., GOSMAN, A., WOOD, N. B., KILNER, P. J., CHARRIER, C. L. und FIRMIN, D. N.: *Computational Flow Modeling of the Left Ventricle Based in In Vivo MRi Data: Initial Experience*. *Annals of Biomedical Engineering*, 29:275–283, 2001.

- [166] SABER, N. R., WOOD, N. B., GOSMAN, A., MERRIFIELD, R. D., YANG, G.-Z., CHARRIER, C. L., GATEHOUSE, P. D. und FIRMIN, D. N.: *Progress Towards Patient-Specific Computational Flow Modeling of the Left Heart via Combination of Magnetic Resonance Imaging with Computational Fluid Dynamics*. *Annals of Biomedical Engineering*, 31:42–52, 2003.
- [167] SAKARIASSEN, K. S., HOLME, A., ORVIM, U., BARSTAD, R. M., SOLUM, N. . und BROSSTAD, F. R.: *Shear- Induced Platelet Activation and Platelet Microparticle Formation in Native Human Blood*. *Thrombosis Research*, 92:33–41, 1998.
- [168] SCHILLER, W.: Oberarzt, Klinik und Poliklinik für Herzchirurgie, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität, Bonn. Persönliche Mitteilungen, 2008.
- [169] SCHLICHTING, H. und GERSTEN, K.: *Grenzschicht-Theorie*. Springer Verlag, 10. Auflage, 2006.
- [170] SCHMID, T.: *Doppelpulsatiles Herzunterstützungssystem*. Dissertation, Universität München, 2007.
- [171] SCHMID, T., SCHILLER, W., VODERMAYER, B., LIEPSCH, D., WELZ, A. und HIRZINGER, G.: *The completely implantable DLR assist device: System innovations and improvements*. In *Proceedings of the Annual Meeting, European Society for Artificial Organs*, Band XXXVI. Compiègne, France, 2009.
- [172] SCHMIDT, R. F., THEWS, G. und LANG, F., Herausgeber: *Physiologie des Menschen*. Springer Verlag, 2000.
- [173] SEMMLER, C.: *Numerische Simulation der Stömung in einem LVAD unterstützten menschlichen Herzen*. Studienarbeit, Universität Karlsruhe (TH), 2009.
- [174] SHAMS, O. F. und VENTURA, H. O.: *Device Therapy for Heart Failure. When and for Whom?*. *Am J Cardiovasc Drugs*, 8(3):147–153, 2008.
- [175] SHI, Y. und KORAKIANITIS, T.: *Numerical Simulation of Cardiovascular Dynamics With Left Heart Failure and In-series Pulsatile Ventricular Assist Device*. *Artificial Organs*, 30(12):929–948, 2006.
- [176] SHI, Y., LAWFORDE, P. und HOSE, D.: *CellML Implementation of a Numerical Model for the Cardiovascular System under VAD Support*. In DÖSSEL, O. und SCHLEGEL, W. C., Herausgeber, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany*, Band 25/IV von *IFMBE Proceedings*, S. 1796–1799. Springer, 2009.
- [177] SILBERNAGEL, S. und LANG, F.: *Taschenatlas der Pathophysiologie*. Georg Thieme Verlag, 1998.
- [178] SIN, D.-C., KEI, H.-L. und MIAO, X.: *Surface coatings for ventricular assist devices*. *Expert Review of Medical Devices*, 6(1):51–60, 2009.
- [179] SONG, X., THROCKMORTON, A. L., WOOD, H. G., ALLAIRE, P. E. und OLSEN, D. B.: *Transient and Quasi-Steady Computational Fluid Dynamics Study of a Left Ventricular Assist Device*. *ASAIO Journal*, 50:410–417, 2004.

- [180] SONG, X., THROCKMORTON, A. L., WOOD, H. G., ANTAKI, J. F. und OLSEN, D. B.: *Computational Fluid Dynamics Prediction of Blood Damage in a Centrifugal Pump*. Artificial Organs, 27(10):938–941, 2003.
- [181] SORENSEN, E. N., BURGREN, G. W., WAGNER, W. R. und ANTAKI, J. F.: *Computational Simulation of Platelet Deposition and Activation: I. Model Development and Properties*. Annals of Biomedical Engineering, 27(4):436–448, 1999.
- [182] SPIEGEL, K.: *Strömungsmechanischer Beitrag zur Planung von Herzoperationen*. Dissertation, Universität Karlsruhe (TH), 2009.
- [183] SPIEGEL, K., PERSCHALL, M., SCHENKEL, T. und OERTEL, H.: *Vergleich der unterschiedlichen Viskositätsmodelle Cross und Carreau*. Institutsbericht O 09/3, Institut für Strömungslehre, Universität Karlsruhe (TH), 2009.
- [184] STATISTISCHES BUNDESAMT DEUTSCHLAND: *Gesundheit, Todesursachen in Deutschland, Gestorbene in Deutschland an ausgewählten Todesursachen 2007*. Fachserie 12, Reihe 4, <http://www.destatis.de>, 2009.
- [185] STEINDORF, J.: *Partitionierte Verfahren für Probleme der Fluid-Struktur Wechselwirkung*. Dissertation, Technische Universität Braunschweig, 2002.
- [186] STERGIOPULOS, N., MEISTER, J. J. und WESTERHOF, N.: *Evaluation of methods for estimation of total arterial compliance*. Am J Physiol Heart Circ Physiol, 268(4):H1540–1548, 1995.
- [187] SUGA, H.: *Total mechanical energy of a ventricle model and cardiac oxygen consumption*. Am J Physiol Heart Circ Physiol, 236(3):H498–505, 1979.
- [188] TAYLOR, T., SUGA, H., GOTO, Y., OKINO, H. und YAMAGUCHI, T.: *The effects of cardiac infarction on realistic three-dimensional left ventricular blood ejection*. Journal of biomechanical engineering, 118:106–110, 1996.
- [189] THEWS, G., MUTSCHLER, E. und VAUPEL, P.: *Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen*. Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH Stuttgart, 5. Auflage, 1999.
- [190] TIMMS, D., HAYNE, M., MCNEIL, K. und GALBRAITH, A.: *A Complete Mock Circulation Loop for the Evaluation of Left, Right, and Biventricular Assist Devices*. Artificial Organs, 29(7):564–572, 2005.
- [191] TOOROP, G. P., WESTERHOF, N. und ELZINGA, G.: *Beat-to-beat estimation of peripheral resistance and arterial compliance during pressure transients*. Am J Physiol Heart Circ Physiol, 252(6):H1275–1283, 1987.
- [192] VERSTEEG, H. K. und MALALASEKERA, W.: *An introduction to computational fluid dynamics*. Pearson/Prentice Hall, 2. Auflage, 2007. ISBN 978-0-13-127498-3.
- [193] VIERENDEELS, J., LANOYE, L., DEGROOTE, J. und VERDONCK, P.: *Implicit coupling of partitioned fluid-structure interaction problems with reduced order models*. Computers & Structures, 85(11-14):970–976, 2007.

- [194] VOSS, W. *Energieumwandlung durch Flossenantriebe : experimentelle Untersuchungen von technischen Flossen*. Fortschrittberichte der VDI-Zeitschriften : Reihe 12, Verkehrstechnik ; 42. VDI-Verlag, Düsseldorf, 1982. ISBN 3-18-144212-7. Zugl.: Berlin, Techn. Univ., Diss., 1981.
- [195] WALL, W. A.: *Fluid-Struktur-Interaktion mit stabilisierten Finiten Elementen*. Dissertation, Universität Stuttgart, 1999.
- [196] WALL, W. A. und RAMM, E.: *Fluid-structure interaction based upon a stabilized ALE finite element method*. In IDELSOHN, S., OÑATE, E. und DVORKIN, E., Herausgeber, *4th World Congress on Computational Mechanics - New Trends and Applications*. CIMNE, Barcelona, 1998.
- [197] WILLNER, K.: *Kontinuums- und Kontaktmechanik, Synthetische und analytische Darstellung*. Springer Verlag, 2003.
- [198] WINTERMANTEL, E. und HA, S.-W.: *Medizintechnik mit biokompatiblen Werkstoffen und Verfahren*. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 3. Auflage, 2002.
- [199] WURZINGER, L. J., BLASBERG, P. und SCHMID-SCHÖNBEIN, H.: *Towards a Concept of Thrombosis in Accelerated Flow: Rheology, Fluid Dynamics, and Biochemistry*. *Biorheology*, 22:437–449, 1985.
- [200] YANG, G.-Z., MERRIFIELD, R., MASOOD, S. und KILNER, P. J.: *Flow and myocardial interaction: an imaging perspective*. *Philosophical transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological sciences*, 362:1329–1341, 2007.
- [201] YELESWARAPU, K. K., ANTAKI, J. F., KAMENEVA, M. V. und RAJAGOPAL, K. R.: *A Mathematical Model for Shear-Induced Hemolysis*. *Artificial Organs*, 19(7):576–582, 1995.
- [202] YIN, W., ALEMU, Y., AFFELD, K., JESTY, J. und BLUESTEIN, D.: *Flow-Induced Platelet Activation in Bileaflet and Monoleaflet Mechanical Heart Valves*. *Annals of Biomedical Engineering*, 32(8):1058–1066, 2004.
- [203] ZHANG, H., ZHANG, X., JI, S., GUO, Y., LEDEZMA, G., ELABBASI, N. und DECOUGNY, H.: *Recent development of fluid-structure interaction capabilities in the ADINA system*. *Computers and Structures*, 81:1071–1085, 2003.
- [204] ZHANG, J.-N., BERGERON, A. L., YU, Q., SUN, C., LARRY V, M., JOSÉ A, L. und FEI DONG, J.: *Platelet Aggregation and Activation under Complex Patterns of Shear Stress*. *Thromb Haemost*, 88:817–821, 2002.
- [205] ZHANG, Y., XUE, S., MIN GUI, X., SONG SUN, H., ZHANG, H., DONG ZHU, X. und HU, S.-S.: *A Novel Integrated Rotor of Axial Blood Flow Pump Designed With Computational Fluid Dynamics*. *Artificial Organs*, 31(7):580–585, 2007.
- [206] ZÜRCHER, L.: *Simulation der Strömung in der menschlichen Aorta*. Dissertation, Universität Karlsruhe, 2003.

In vielen Fällen der terminalen Herzinsuffizienz ist die Herztransplantation die lebensrettende Maßnahme der Wahl. Aufgrund der mangelnden Anzahl an Spenderorganen entstehen jedoch lange, mitunter lebensgefährliche Wartezeiten für die Patienten, die durch den Einsatz der mechanischen Herz- und Kreislaufunterstützung überbrückt werden können. Der Einfluss dieser therapeutischen Maßnahme auf die dreidimensionale Strömung im linken Herzventrikel und in der Aorta in Hinblick auf Effizienz, Strömungsstruktur und Auswaschung ist Gegenstand dieser Arbeit. Weiterhin geben die Komplikationen von derzeitigen Unterstützungspumpen Anlass zum Auffinden und Prüfen eines alternativen Konzeptes zur Anwendung als blutfördernde Pumpe. Als Vorschlag hierzu wird das Konzept und die Wirkweise der Wellenpumpe vorgestellt.

ISBN 978-3-86644-488-1

