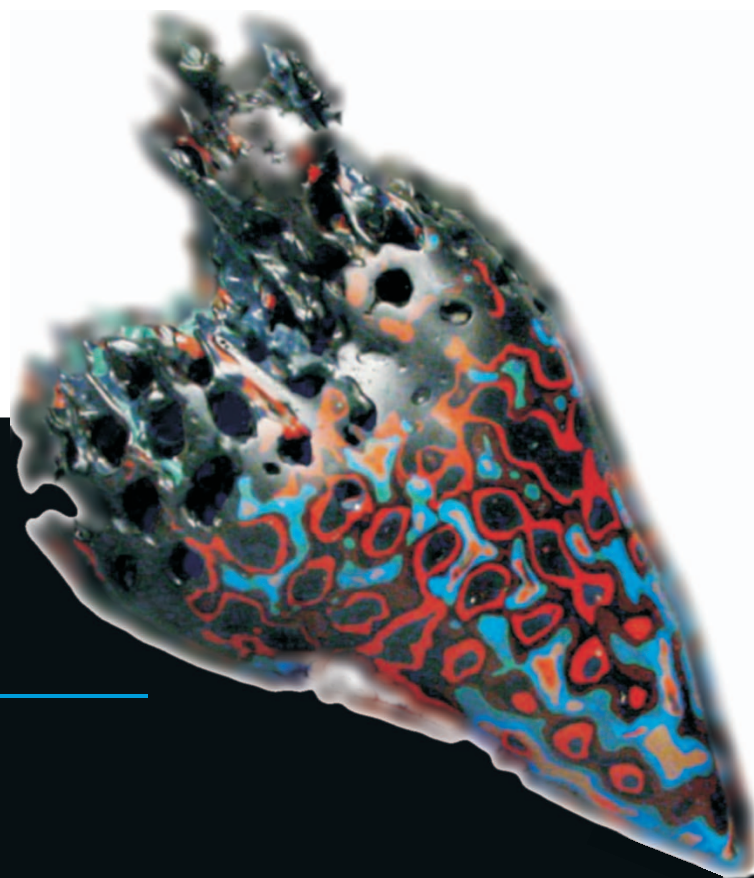
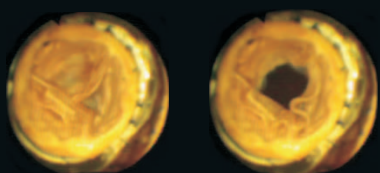


---

Dipl. Phys. MARTIN STEINER

**BEURTEILUNG VON BIOLOGISCHEN UND  
MECHANISCHEN HERZKLAPPENPROTHESEN  
ANHAND ZEITAUFGELÖSTER VERFAHREN**

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der  
Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät  
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel



**Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.**

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung des Autors oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2005

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Author or the Publishers.

1<sup>st</sup> Edition 2005

© 2005 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Wettenberg  
Printed in Germany



**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**  
édition scientifique

GLEIBERGER WEG 4, D-35435 WETTENBERG  
Tel: 06406-4413 Fax: 06406-72757  
Email: VVB-IPS@T-ONLINE.DE

[www.doktorverlag.de](http://www.doktorverlag.de)

# Beurteilung von biologischen und mechanischen Herzklappenprothesen anhand zeitaufgelöster Verfahren

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades  
der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät  
der Christian-Albrechts-Universität  
zu Kiel



vorgelegt von  
Dipl. Phys. Martin Steiner

April 2005





Referent: Prof. Dr. Gerd Pfister

Koreferent: Prof. Dr. Volkmar Helbig

Tag der mündlichen Prüfung: Donnerstag, 26. Mai 2005

Zum Druck genehmigt: Kiel, Donnerstag, 26. Mai 2005



Für Anika



# Inhaltsverzeichnis

<b>Einleitung</b> .....	19
<b>Grundlagen</b> .....	23
<b>2.1 Physiologie</b> .....	23
2.1.1 Der Blutkreislauf .....	23
2.1.2 Anatomie des Herzens .....	25
2.1.3 Physiologie des Herzens .....	27
Systole .....	28
Diastole .....	28
2.1.4 Herzarbeit .....	29
2.1.5 Das menschliche Blut .....	31
2.1.6 Herzklappenerkrankungen .....	32
Schweregrade von Herzinsuffizienz .....	33
Herzklappenfehler .....	33
Aortenklappenstenose .....	33
2.1.7 Einsatz von künstlichen Herzklappenprothesen ...	35
<b>2.2 Physik</b> .....	39
2.2.1 Hydrodynamik .....	39
Kontinuitätsgleichung .....	39
Navier-Stokes-Gleichung .....	40
Kavitation .....	41
Reibung und Viskosität .....	41
2.2.2 Strömung in Röhren .....	43
Die laminare Rohrströmung .....	43
Die turbulente Rohrströmung .....	44
Rohreinlaufströmung .....	45
2.2.3 Kräfte in Strömungen .....	45
Statische Kräfte .....	45
Dynamische Kräfte .....	46
2.2.4 Piezo-Elektrizität .....	46

Keramische Piezo-Elektrische Werkstoffe	47
Ferroelektrische Domänen und Polarisation	48
Direkter Piezoeffekt	49
Inverser Piezoeffekt	50
Elektromechanische Grundgleichungen	50
Permittivitätszahl $\epsilon$	51
Piezelektrische Ladungskonstanten $d_{ij}$	52
Piezelektrische Spannungskonstanten $g_{ij}$	52
Elastische Nachgiebigkeit $s_{ij}$	52
Frequenzkonstante $N_i$	53
Mechanische Güte $Q_m$	53
Koppelfaktoren $k$	53
Dynamisches Verhalten	54
<b>2.3 Programmierung</b>	<b>55</b>
2.3.1 Programmiersprache und Betriebssystem	56
2.3.2 Die Entwicklungsumgebung	57
2.3.3 Hardwareprogrammierung	58
2.3.4 Datencontainer	60
<b>2.4 Mechanik und Elektronik</b>	<b>61</b>
2.4.1 CAD Zeichen- und Entwurfsprogramm	61
2.4.2 PCB Layout	62
2.4.3 Microcontroller	64
<b>Technische Konstruktion</b>	<b>67</b>
<b>3.1 Mechanischer Aufbau</b>	<b>71</b>
3.1.1 Übersicht über die Anlage	71
3.1.2 Der Hubkolben	73
3.1.3 Die Messstrecke	74
3.1.4 Die Probenhalterungen	76
Probenhalterung für Druckverlustmessungen	77
Probenhalterung für 3:1 Modelle	81

Probenhalter für die Kraftmessung .....	82
3.1.5 Die Rücklaufdrossel .....	83
3.1.6 Die Rücklaufstrecke .....	85
<b>3.2 Elektrik und Elektronik .....</b>	<b>85</b>
3.2.1 Hubkolbenmotor Leistungselektronik .....	86
3.2.2 Steuerelektronik .....	87
Leistungselektronik Drosselmotor .....	87
Relaisschaltung .....	88
Encoderauswertung .....	89
Hauptsteuerung .....	91
Netzteil .....	93
3.2.3 Steuerrechner und PCI-Einsteckkarte .....	94
<b>3.3 Sensorik .....</b>	<b>95</b>
3.3.1 Drucksensorik .....	96
Sensoren .....	96
Messverstärker .....	96
Analog-Digital-Wandlerkarte .....	98
3.3.2 Kraftsensorik .....	99
Sensoren .....	99
Messverstärker .....	100
Analog-Digital-Wandlerkarte .....	100
3.3.3 Lichtschranken und Endabschalter .....	101
<b>3.4 Optischer Aufbau .....</b>	<b>102</b>
Halogen-Fotolampen .....	102
Laserschnitt .....	102
Chopper .....	105
<b>3.5 Kalibration Kraftmessung .....</b>	<b>107</b>
<b>3.6 Software und Programmierung .....</b>	<b>108</b>
3.6.1 Steuerungs-Software auf dem PC .....	108

Modul 1 - Automatische Regelung der Anlage .....	109
Modul 2 - Aufnahme der Druckwerte .....	111
Modul 3 - Aufnahme der Kraftwerte .....	113
Modul 4 - Manuelle Steuerung der Anlage .....	114
Modul 5 - Darstellung der Daten .....	114
3.6.2 Mikrokontroller Firmware .....	115
<b>Untersuchte Prothesen .....</b>	<b>117</b>
<b>4.1 3:1 Prototypen .....</b>	<b>117</b>
4.1.1 Konstruktion .....	117
Einschränkungen der Konstruktion .....	118
4.1.2 Herstellung .....	118
<b>4.2 Mechanische Prothesen .....</b>	<b>120</b>
4.2.1 Hall-Kaster (HK) .....	121
4.2.2 St. Jude (SJ) .....	122
4.2.3 Tricumed 1:1 Prototyp (TM4) .....	122
<b>4.3 Biologische Prothesen .....</b>	<b>124</b>
Motivation für minimal-invasive Operationstechniken .....	125
4.3.1 Humane Aortenklappe (HAK) .....	126
4.3.2 Engage Arotic Valve Model 6000 (EAV 21) .....	127
4.3.3 Klappentragende Stents (JVK A1, A3, A5) .....	127
<b>Prinzip der Messungen .....</b>	<b>129</b>
<b>5.1 Sensorische Messungen .....</b>	<b>130</b>
5.1.1 Piezoresistive Druckmessungen .....	132
Transvalvulärer Druckgradient .....	134
Systolischer Energieverlust .....	136
5.1.2 Piezoelektrische Kraftmessungen .....	137
<b>5.2 Bildgebende Verfahren .....</b>	<b>139</b>



5.2.1 Video-Systeme .....	141
PAL / S-VHS Videosystem .....	141
CMOS Hochgeschwindigkeits-Videosystem .....	142
5.2.2 Videobearbeitungs Software .....	143
Inversion .....	145
Schwellwert .....	145
Helligkeit .....	145
Kontrast .....	145
5.2.3 Kopplung der Zeitbasis .....	147
5.2.4 Halogen Beleuchtung .....	147
Aufnahmen zur Klappenfunktion .....	147
Endoskopische Aufnahmen zur Klappenfunktion .....	148
Öffnungswinkel der Klappenflügel .....	150
Blutschädigung durch Kavitation .....	150
5.2.5 Durchlichtaufnahmen .....	152
Effektive Öffnungsfläche .....	152
Schließzeitpunkte .....	154
5.2.6 Laserschnittaufnahmen .....	156
Verschiebeaufnahmen / Korrelation .....	157
PIV .....	160
Particle Image Pattern Matching (PIPM) .....	162
Normierte Kreuzkorrelation .....	162
Experimentelle Anforderungen .....	163
Fehlerkorrektur und Optimierung .....	165
<b>5.3 Abgeleitete Messgrößen .....</b>	<b>169</b>
5.3.1 Insuffizienz .....	169
5.3.2 Paravalvuläres Leck .....	171
5.3.3 Regurgitation (diastolischer Rückfluss) .....	173
5.3.4 Gesamtenergieverlust .....	175
5.3.5 Schädigung durch Nachlaufströmung .....	175
5.3.6 Performance Index .....	175
5.3.7 Rotations- und Gradientenbilder .....	176

5.3.8 Belüftung von Herzkranzgefäßen	177
5.3.9 Totwassergebiete	178
5.3.10 Vorlaufströmung	178
<b>Messungen an 3:1 Modellen</b>	<b>179</b>
Einschränkungen	179
<b>6.1 Erste Versuchsreihe</b>	<b>179</b>
Öffnungs- und Schließverhalten	180
Öffnungswinkel	181
Effektivität	181
6.1.1 Ergebnis	183
6.1.2 Aufnahmen bei 30 n/min (0,5 Hz)	184
6.1.3 Aufnahmen bei 60 n/min (1,0 Hz)	185
<b>6.2 Zweite Versuchsreihe</b>	<b>186</b>
6.2.1 Funktionsbeurteilung	187
6.2.2 Durchlichtaufnahmen	188
6.2.3 Ergebnis	190
<b>Messungen an mechanischen Herzklappen</b>	<b>193</b>
<b>7.1 Hall-Kaster</b>	<b>194</b>
7.1.1 Druckverlauf	194
Transvalvulärer Druckgradient	194
Systolischer Energieverlust	195
7.1.2 Kraftverlauf	195
Schließkraft	195
Schließzeitpunkt	196
7.1.3 Verlauf der Öffnungsfläche	196
Öffnungsverhalten	198
Schließverhalten	198
Leckfläche	199
Insuffizienz	199

7.1.4 Abgeleitete Parameter	200
Schließvolumen	200
Regurgitation	201
Gesamtenergieverlust	201
Performance Index	201
7.1.5 Analyse der Nachlaufströmung	201
Verschiebeaufnahmen / Korrelation	202
PIV-Aufnahmen	203
Querabweichung / Rotation	204
Gradient	205
Generelle Beurteilung der Nachlaufströmung	206
Schädigung durch Nachlaufströmung	206
Totwasser-, Belüftungs- und Wirbelgebiete	206
7.1.6 Analyse der Vorlaufströmung	207
Verschiebeaufnahmen / Korrelation	207
<b>7.2 St. Jude</b>	<b>208</b>
7.2.1 Druckverlauf	208
Transvalvulärer Druckgradient	208
Systolischer Energieverlust	209
7.2.2 Kraftverlauf	210
Schließkraft	210
Schließzeitpunkt	210
7.2.3 Verlauf der Öffnungsfläche	211
Öffnungsverhalten	212
Schließverhalten	213
Leckfläche	213
Insuffizienz	213
7.2.4 Abgeleitete Parameter	214
Schließvolumen	214
Regurgitation	215
Gesamtenergieverlust	215
Performance Index	215

7.2.5 Analyse der Nachlaufströmung	216
Verschiebeaufnahmen / Korrelation	216
PIV-Aufnahmen	217
Querabweichung / Rotation	218
Gradient	219
Generelle Beurteilung der Nachlaufströmung	220
Schädigung durch Nachlaufströmung	220
Totwasser-, Belüftungs- und Wirbelgebiete	220
7.2.6 Analyse der Vorlaufströmung	221
Verschiebeaufnahmen / Korrelation	221
<b>7.3 Tricumed 4</b>	<b>222</b>
7.3.1 Druckverlauf	222
Transvalvulärer Druckgradient	222
Systolischer Energieverlust	223
7.3.2 Kraftverlauf	224
Schließkraft	224
Schließzeitpunkt	225
7.3.3 Verlauf der Öffnungsfläche	225
Öffnungverhalten	227
Schließverhalten	227
Leckfläche	228
Insuffizienz	228
7.3.4 Abgeleitete Parameter	229
Schließvolumen	229
Regurgitation	230
Gesamtenergieverlust	230
Performance Index	230
7.3.5 Analyse der Nachlaufströmung	230
Verschiebeaufnahmen / Korrelation	231
PIV-Aufnahmen	232
Querabweichung / Rotation	233
Gradient	234

Detailaufnahme rechter Bulbus	235
Generelle Beurteilung der Nachlaufströmung	236
Schädigung durch Nachlaufströmung	236
Totwasser-, Belüftungs- und Wirbelgebiete	236
7.3.6 Analyse der Vorlaufströmung	237
Verschiebeaufnahmen / Korrelation	237
<b>Messungen an biologischen Herzklappen</b>	<b>239</b>
<b>8.1 Humanes Aortenklappen Explantat</b>	<b>240</b>
8.1.1 Druckverlauf	240
Transvalvulärer Druckgradient	240
Systolischer Energieverlust	241
8.1.2 Verlauf der Öffnungsfläche	242
Öffnungsverhalten	243
Schließverhalten	243
Leckfläche und Insuffizienz	244
8.1.3 Abgeleitete Parameter	244
Schließvolumen	244
Regurgitation	245
Gesamtenergieverlust	245
Performance Index	245
8.1.4 Analyse der Klappenfunktion und Nachlaufströmung	246
Endoskopische Aufnahmen	246
Verschiebeaufnahmen / Korrelation	247
Generelle Beurteilung der Nachlaufströmung	248
<b>8.2 Engage Aortic Valve Model</b>	<b>248</b>
8.2.1 Druckverlauf	248
Transvalvulärer Druckgradient	248
Systolischer Energieverlust	249
8.2.2 Verlauf der Öffnungsfläche	250

Öffnungsverhalten	251
Schließverhalten	251
Leckfläche und Insuffizienz	252
8.2.3 Abgeleitete Parameter	252
Schließvolumen	252
Regurgitation	253
Gesamtenergieverlust	253
Performance Index	253
8.2.4 Analyse der Klappenfunktion und Nachlaufströmung	253
Endoskopische Aufnahmen	254
Verschiebeaufnahmen / Korrelation	255
Generelle Beurteilung der Nachlaufströmung	256
Totwasser-, Belüftungs- und Wirbelgebiete	256
<b>8.3 Stent-Prothese JVK A1</b>	<b>256</b>
8.3.1 Druckverlauf	256
Transvalvulärer Druckgradient	257
Systolischer Energieverlust	257
8.3.2 Verlauf der Öffnungsfläche	258
Öffnungsverhalten	260
Schließverhalten	260
Leckfläche und Insuffizienz	261
8.3.3 Abgeleitete Parameter	261
Schließvolumen	261
Regurgitation	262
Gesamtenergieverlust	262
Performance Index	262
8.3.4 Analyse der Nachlaufströmung	262
Generelle Beurteilung der Nachlaufströmung	262
Totwasser-, Belüftungs- und Wirbelgebiete	262
<b>8.4 Stent-Prothese JVK A3</b>	<b>263</b>

8.4.1 Druckverlauf	263
Transvalvulärer Druckgradient	263
Systolischer Energieverlust	264
8.4.2 Verlauf der Öffnungsfläche	264
Öffnungsverhalten	266
Schließverhalten	266
Leckfläche und Insuffizienz	267
8.4.3 Abgeleitete Parameter	267
Schließvolumen	267
Regurgitation	268
Gesamtenergieverlust	268
Performance Index	268
8.4.4 Analyse der Nachlaufströmung	268
<b>8.5 Stent-Prothese JVK A5</b>	<b>269</b>
8.5.1 Druckverlauf	269
Transvalvulärer Druckgradient	269
Systolischer Energieverlust	270
8.5.2 Verlauf der Öffnungsfläche	270
Öffnungsverhalten	272
Schließverhalten	272
Leckfläche und Insuffizienz	273
8.5.3 Abgeleitete Parameter	273
Schließvolumen	273
Regurgitation	274
Gesamtenergieverlust	274
Performance Index	274
8.5.4 Analyse der Nachlaufströmung	274
<b>Vergleich der Herzklappen</b>	<b>275</b>
9.1 Druckverlust	275
9.2 Systolischer Energieverlust	277
9.3 Effektive Öffnungsflächen und Schließverhalten	278

<b>9.4 Rückflussvolumina</b> .....	281
<b>9.5 Gesamtenergieverlust</b> .....	284
<b>9.6 Blutschädigung</b> .....	285
<b>9.7 Schädigung der Aortenwurzel</b> .....	286
<b>9.8 Übersicht aller Daten und Parameter</b> .....	286
<b>Zusammenfassung</b> .....	289
<b>Literatur</b> .....	291
<b>Anhang</b> .....	297
<b>Schaltpläne</b> .....	297
<b>Zeichnungen</b> .....	307
<b>Danksagung</b> .....	311
<b>Lebenslauf</b> .....	314
<b>Erklärung</b> .....	316



# Kapitel 1

## Einleitung

Eines der wichtigsten, aber auch am meisten beanspruchten Organe im menschlichen Körper ist das Herz. Als Umwälzpumpe hält es zum einen die Blutzirkulation im Körperkreislauf aufrecht und sorgt so für die lebensnotwendige Versorgung des gesamten Körpers mit Nährstoffen und Sauerstoff. Zum anderen wird das Blut an sich von der heutigen Medizin nicht nur als reines Transportmedium, sondern als ein eigenständiges Organ angesehen, ohne dass eine Infektions- und Wundbekämpfung bzw. die hormonelle Steuerung und viele andere Vorgänge in unserem Körper nicht denkbar wären.

Hält man sich vor Augen, dass ein menschliches Herz durchschnittlich 60 mal in der Minute schlägt, so summiert sich dies bei einer momentanen durchschnittlichen Lebenserwartung von 70 Jahren auf annähernd 2,5 Millionen Schlagzyklen. Das Herz wälzt dabei in einer Minute das gesamte im Kreislauf vorhandene Blut einmal um, was einem Volumen von 5-7 Litern entspricht. Außerdem kann diese Hochleistungspumpe in einer Situation erhöhten Bedarfs, zum Beispiel im Falle starker körperlicher Anstrengung, diese Werte versechsfachen. Bei einer solchen Belastung bleiben Verschleißerscheinungen nicht aus und es bilden sich bei fast jedem Menschen im Laufe der Zeit mehr oder weniger stark ausgeprägte Stenosen bzw. Insuffizienzen, die eine normale, ausreichende Funktion des Herz-Kreislaufsystems verhindern können. Neben diesen natürlichen Alterungsprozessen gibt es auch eine Reihe angeborener Erkrankungen, die je nach Schwere nur operativ zu beheben sind.

Verliert nun ein Rückschlagventil in Form einer Herzklappe seine Funktion, muss sie ersetzt werden. Seit der Zeit der ersten Implantation einer künstlichen Herzklappe durch Charles Hufnagel im Jahre 1953, wurden solche Eingriffe stetig verbessert und werden heute routinemäßig durchgeführt.

Neben der Weiterentwicklung der Methoden zu vor allem minimal-invasiven Operationstechniken, liegt ein Hauptaugenmerk auf der Entwicklung und Zertifizierung von neuartigen Prothesen, denn mit dem Einsatz von momentan auf dem Markt befindlichen künstlichen Herzklappen sind immer noch große Probleme im Bereich der Haltbarkeit, der Biokompatibilität und/oder einer ungünstigen Durchströmung verbunden. Dies führt nicht nur zu einer Schädigung des Blutes und somit zur Bildung von Thrombosen, sondern auch zu einer Überbelastung des sowieso schon geschwächten Herzens. Um eine akzeptable Lebenszeit

von Herzklappenpatienten zu erreichen, muss derzeit noch durch eine Dauermedikamentation der Gerinnungsfaktor stark gesenkt und, je nach Art, alle 10 - 15 (für biologische) bzw. alle 15 - 30 Jahre (für mechanische) die Prothese ersetzt werden.

Die Beurteilung der Eigenschaften einer Herzklappenprothese zur Freigabe für die Implantation ist nur sehr bedingt durch eine reine Planung möglich und Tierversuche eignen sich durch ihren sehr hohen Aufwand und die letztlich sehr schlechte in vivo Visualisierung der eigentlichen Klappenfunktion nur für die abschließenden, letzten Tests.

Um diese Lücke zu schließen, war es das Ziel dieser Arbeit, auf Grundlage der in der Arbeitsgruppe Dynamische Systeme an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel unter Leitung von Herrn Prof. Dr. Pfister schon in diesem Bereich durchgeführten Arbeiten ein Messsystem zu entwickeln, welches in vitro die Beurteilung der Eigenschaften einer Herzklappenprothese (oder im Prinzip jedes anderen Strömungskörpers) möglichst exakt und vergleichbar über die gleiche und auch über verschiedene Arten von Klappen zulässt.

Vor allem in enger Zusammenarbeit mit der Firma Tricumed Medizintechnik, welche eine in Material und Form neuartige dreiflügelige, mechanische Herzklappenprothese entwickelt und zur Marktreife bringen möchte, habe ich das Vorhandene genutzt und eine Anlage zur im zeitlichen exakt definierbaren pulsativen Anströmung einer Probe und gleichzeitigem Aufnehmen von Druck-, Kraft- und Bilddaten entwickelt. Anhand der ebenfalls von mir entworfenen und in die Anlage integrierten Auswertungsprogramme ist es somit möglich, umfassend, einfach, äußerst schnell und mit bisher nicht möglicher Komfortabilität und Genauigkeit die Eigenschaften einer Herzklappenprothese in ihrem zeitlichen Verlauf zu bestimmen und damit deren Entwicklung entscheidend weiterzubringen.

Um zu beschreiben, wie ich bei meiner Arbeit vorgegangen bin, möchte ich gerne die folgende Übersicht geben:

- Kapitel 2:** Beschreibt die physiologischen, physikalisch-mathematischen, die Programmier- und die konstruktionstechnischen Grundlagen, die für die Entwicklungen, Berechnungen und Auswertungen in dieser Arbeit notwendig sind.
- Kapitel 3:** Gibt den Aufbau und vor allem die Veränderungen an der Anlage, ihrer Steuerelektronik und der -software wieder.
- Kapitel 4:** Listet die bislang untersuchten mechanischen und biologischen Prothesen auf.
- Kapitel 5:** Erläutert jeweils für
- die piezoresistiven Druckmessungen,
  - die piezoresistiven Kraftmessungen und
  - die bildgebenden Verfahren
- die Datenaufnahme und das Prinzip der Auswertung der Daten.
- Kapitel 6:** Stellt die Messungen an den im Rapid-Prototyping-Verfahren hergestellten 3:1 Modellen dar.
- Kapitel 7:** Stellt die Messungen an den mechanischen Prothesen dar.
- Kapitel 8:** Stellt die Messungen an den biologischen Prothesen dar.
- Kapitel 9:** Vergleicht die Messungen an den verschiedenen Prothesen.
- und
- Kapitel 10:** Fasst die Ergebnisse dieser Arbeit zusammen.



# Kapitel 2

## Grundlagen

Die Ausarbeitungen in diesem Kapitel beschreiben allgemeine, grundlegende Dinge in Physiologie, Physik und Entwicklung, die den Messungen in dieser Arbeit zugrunde liegen.

### 2.1 Physiologie

In dieser Arbeit sollen die Eigenschaften künstlicher Herzklappenprothesen in einer möglichst naturgetreuen Umgebung bestimmt werden. Deshalb soll in diesem Kapitel ein Überblick über den Aufbau und die physiologischen Verhältnisse im menschlichen Körper wiedergegeben werden. Als Erstes wird der Kreislauf des Blutes im Körper beschrieben, dann der Aufbau des menschlichen Herzens, gefolgt von den physiologischen Druckverhältnissen und Pumpzyklen und als Letztes wird auf die Unterschiede beim Einsatz von künstlichen Herzklappenprothesen im menschlichen Herzen eingegangen.

#### 2.1.1 Der Blutkreislauf

Die Funktionen des kardiovaskulären Systems können in einem einzigen Wort ausgedrückt werden: Transport.

Seine unmittelbare Aufgabe ist der Transport von Sauerstoff zu allen Körpergeweben und der Abtransport von Kohlendioxid, dem „Abfallprodukt“ der oxidativen Metabolisierung, weg von den Geweben. Hierbei besteht ein enger Zusammenhang zum respiratorischen System, über das Sauerstoff in den Alveolen über eine semipermeable Membran aufgenommen und Kohlendioxid abgegeben wird. Aus Effizienzgründen wird dieser aber nicht physikalisch gelöst, sondern chemisch an die roten Blutkörperchen, die Erythrozyten, gebunden. Diese Eiweißstruktur mit einem zentralen Eisenatom, dem so genannten Hämoglobin, kann so den Sauerstoff zu den Zellen transportieren, aber ebenfalls das anfallende Kohlenstoffdioxid chemisch binden, wieder zur Lunge fortschaffen und dort abatmen lassen.

Das biologische Organsystem, aus dem der Mensch aufgebaut ist, benötigt zur Aufrechterhaltung seiner Funktionen Nährstoffe (meist Zuckerstoffe bzw. in Zucker umgewandelte Fette) und Sauerstoff. Der Zucker wird in den Zellen der Organe durch den Sauerstoff oxidiert und in Kohlenstoffdioxid und Wasser umgewandelt. Da diese Reaktion exotherm

ist, wird Energie frei, die von der Zelle je nach ihrem Typus für die verschiedensten Wirkungen gebraucht werden kann. Diesen Vorgang nennt man im Allgemeinen Stoffwechsel. Um nun die benötigten und anfallenden Stoffwechselprodukte an die Zellen heran- und wieder abführen zu können, ist ein Transportsystem notwendig. Beim Menschen wird dieses durch das in einem Kreislauf im Körper umgewälzte Blut bewerkstelligt. Das Ausgangsprodukt Zucker wird im Darm physikalisch in das Blut gelöst. Das anfallende Wasser mitsamt einigen Rückständen wird in der Niere ausgeschieden und über die Harnwege abgeführt. Darüber hinaus erfüllt das Blut wichtige Funktionen in der Immunabwehr und spielt auch eine entscheidende Rolle beim Abtransport überschüssiger Hitze von aktiv metabolisierenden Zellen zur Körperperipherie hin. Das Leitungssystem, in dem das Blut transportiert wird, ist das Adersystem. Man unterscheidet hierbei die vom Herzen wegführenden und die zum Herzen hinführenden Teile.

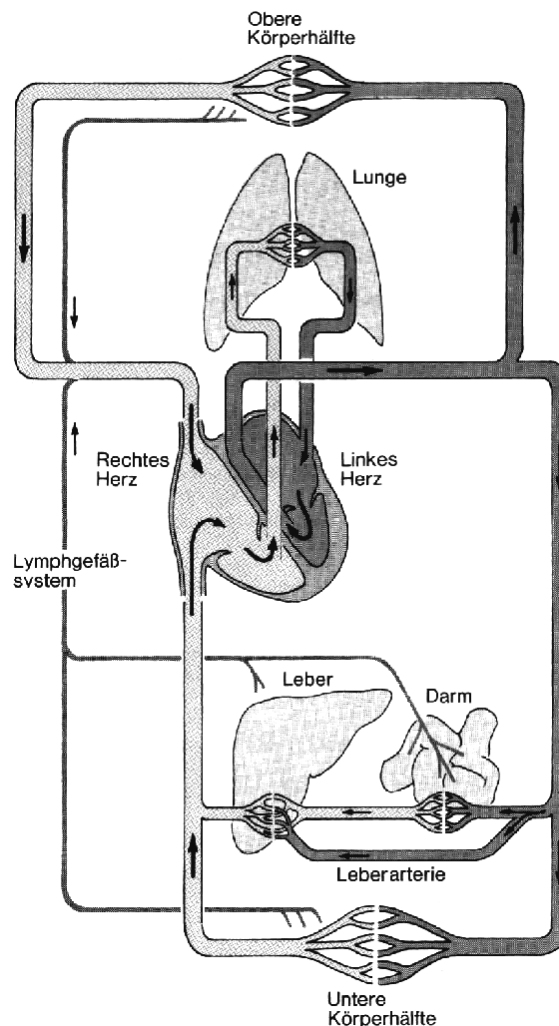


Abbildung 2.1: Darstellung des Kreislaufsystems im menschlichen Körper. Die arterielle Seite ist dunkel gefärbt. [Schmidt / Thewes]

Je nach Größe werden sie als Arterien, Arteriolen bzw. Venen und Venolen bezeichnet. Der eigentliche Austausch der Stoffe im Körper findet in den die beiden Abschnitte verbindenden sehr viel feineren Kapillargefäßen statt.

Im Gegensatz zu den kaum dehnbaren Kapillaren sind die größeren, aber vor allem die direkt an das Herz angeschlossenen Blutgefäße Schläuche aus Muskelgewebe, die einerseits sehr dehnbar sind, aber andererseits auch aktiv ihren Querschnitt verändern können. Es ist so dafür gesorgt, dass über die gesamte Strecke des Kreislaufs ein gleichmäßiger Versorgungsdruck im System herrscht. Im Kreislauf angetrieben und umgewälzt wird das Blut durch das Herz. Dieser zweiseitige Hohlmuskel pumpt durch zyklische, vegetativ gesteuerte Kontraktionen stoßweise sein Füllvolumen in den Kreislauf. Durch seine zweiseitige Bauweise wird das Gefäßsystem, das den Körper versorgt, der so genannte Körperkreislauf, und das zum Gasaustausch verwendete Gefäßsystem der Lunge, der so genannte Lungenkreislauf, voneinander getrennt. Ohne diese Trennung würde die Lunge durch den wesentlich höheren Druck im Körperkreislauf, erheblich angehoben allein schon durch den Schweredruck der Flüssigkeit, die Lunge kollabieren lassen. Außerdem bedeutet dieses Prinzip eine Entlastung des Herzens. Dem pulsatilen Ausstoß und Druckanstieg in den Kreisläufen wird durch eine Windkesselfunktion, ermöglicht durch die oben erwähnte Elastizität der größeren Gefäße, begegnet.

## 2.1.2 Anatomie des Herzens

Das Herz ist ein aus speziellen glatten Muskelfasern aufgebauter zweiseitiger, geteilter Hohlmuskel.

Man unterscheidet hierbei die linke und rechte Herzseite mit jeweils einem Vorhof und einer Hauptkammer (Ventrikel). Wie oben beschrieben, versorgt die rechte Seite den Lungenkreislauf, die linke den Körperkreislauf. Um den wesentlich höheren Druck im Körperkreislauf aufbauen zu können, ist die linke Seite des Herzens auch wesentlich kräftiger gebaut. Man findet hier eine nahezu doppelte Wandstärke des Ventrikels. Die vertikale Unterteilung in eine Vor- und eine Hauptkammer dient der schnelleren Befüllung des Ventrikels. Das Herz ist nämlich so aufgebaut, dass sich bei einer Kontraktion der Hauptkammer der Vorhof schon wieder mit Blut füllt. Es wird so eine schnellere Pumpfrequenz ohne Mehrarbeit des Ventrikels erreicht, was die Volumenleistung des Herzens erheblich erhöht.

Um ein Zurückströmen von ausgestoßener Flüssigkeit während der Befüllungsphase zu vermeiden, existieren im Herzen zwischen Vorhof und Ventrikel und zwischen Ventrikel und Aortenabgang Ventile. Diese sind als Klappenmechanismen ausgebildet.

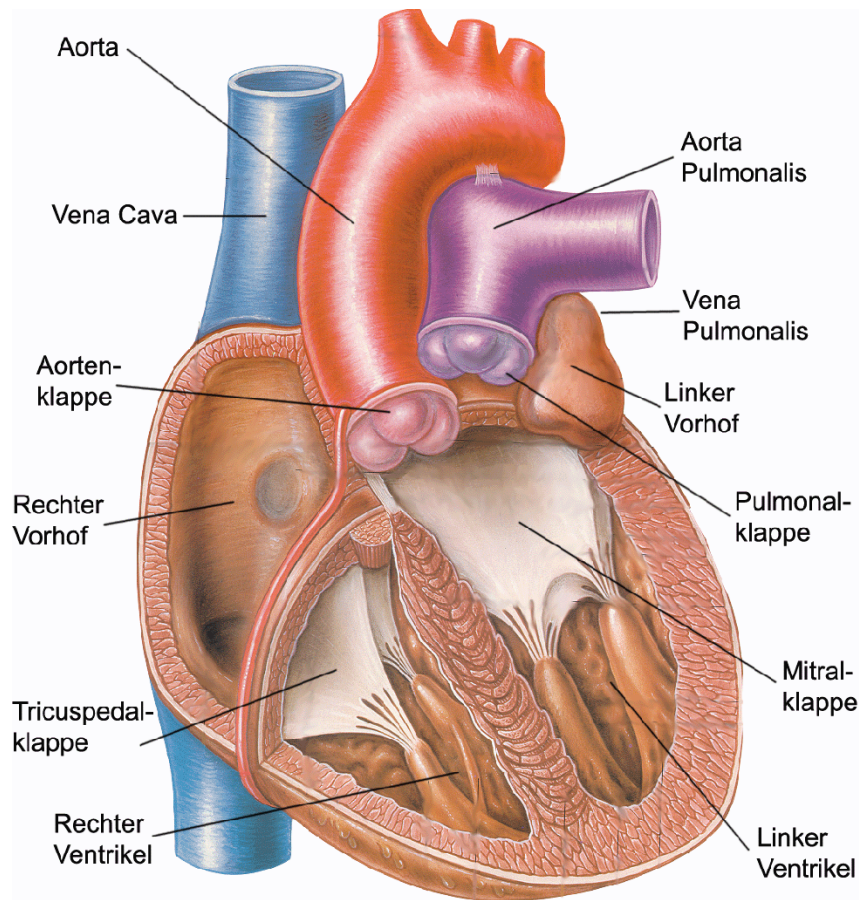


Abbildung 2.2: Schnittzeichnung des menschlichen Herzens mit angrenzendem Gefäßsystem. [Rüdiger]

Es legen sich hier bei der Klapprichtung entgegengesetzter Strömung zwei oder drei Hautflügel übereinander und verschließen so die Öffnung. Die Segelklappen zwischen Vorhof und Ventrikel werden zusammengefasst als Atrio-Ventrikularklappen (AV-Klappen) bezeichnet. Auf der linken Seite ist die Mitral- und auf der rechten die Trikuspidalklappe. Sie sind relativ flexibel und reichen trichterförmig in den Ventrikel hinein und verschließen nach dem Prinzip eines Entenschnabelventils. Ein Umschlagen der Flügel wird durch einen zwischen Flügel und Ventrikelwand befestigten Sehnenapparat und die Papillarmuskeln verhindert. Die großen Taschenklappen werden auf der linken Seite Aortenklappe, sie mündet in die Aorta (Körperarterie), und auf der rechten Seite Pulmonalklappe, sie mündet in die Aorta Pulmonalis (Lungenarterie), genannt. Ihr Aufbau unterscheidet sich wesentlich von den Mitralklappen. Sie bestehen aus drei Flügelsegmenten, die sich im geschlossenen Zustand kaum überlappen. Geöffnet schmiegen sich diese Flügel in leichte Einbuchtungen in der Aortenwurzel, den sogenannten Bulben, ein und geben so den gesamten Querschnitt der wegführenden Gefäße frei. Ein Umschlagen wird hier vor allem durch den Aufbau der Klappen verhindert. Sie sind wesentlich fester aufgebaut als die



Atrio-Ventrikularklappen und sie stoßen im geschlossenen Zustand schon aneinander, solange sie noch nicht in einer waagerechten Position sind.

### 2.1.3 Physiologie des Herzens

Ein Pumpzyklus des menschlichen Herzens unterteilt sich in vier Phasen. Die Kontraktion wird Systole und die Entspannung Diastole genannt.

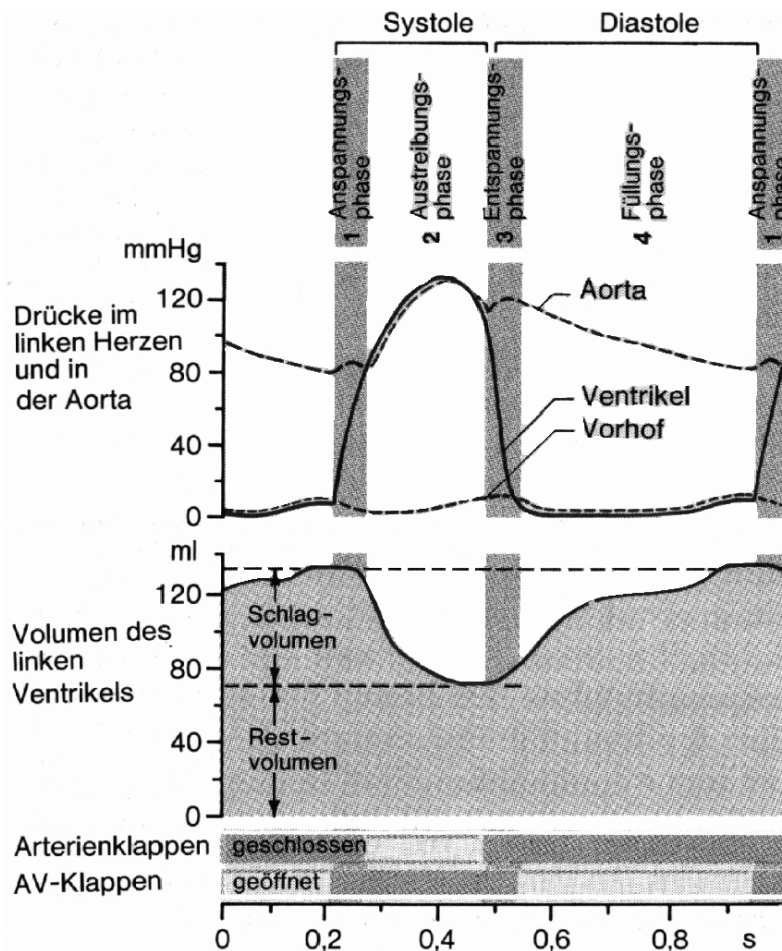


Abbildung 2.3: Der zeitliche Druck- und Volumenverlauf im linken Ventrikel und der Aortendruck während der vier Aktionsphasen des Herzens. Phase 1 (isovolumetric ventricular contraction) ist die Anspannungsphase der Systole. Bei einem inneren Ventrikeldruck von ca. 80mmHg im linken Herzen öffnen die Aortenklappen, und die Austreibungsphase der Systole beginnt (ventricular ejection, Phase 2). Dabei wird ein Blutvolumen von ca. 70 ml von der Geschwindigkeit  $v_0 = 0\text{m/s}$  auf bis zu  $v_{\text{max}} = 1\text{m/s}$  beschleunigt. Der Druck steigt noch kurzfristig bis ca. 120 mmHg an, dann erschlaffen die Ventrikel und der Innendruck fällt wieder ab, und die Aortenklappe schließt sich wieder. Hier ist die Systole beendet, und die Diastole beginnt (Phase 3 und 4). [Schmidt / Thewes]

Es wird dabei noch während der Systole die Anspannungs- und die Austreibungsphase und während der Diastole die Entspannungs- und Befüllungsphase unterschieden. In der obigen Abbildung ist ein solcher Zyklus mit seinen einzelnen Phasen grafisch dargestellt. Da die relativen Verläufe der Vorgänge in den beiden Herzhälften gleich sind und sich nur die absoluten Druckverhältnisse unterscheiden, bezieht sich im Folgenden die Beschreibung der Vorgänge auf die linke Herzseite.

### **Systole**

Zu Beginn der Systole erkennt man, dass der intraventrikuläre Druck stark ansteigt. Obwohl die Mitralklappe dadurch schon schließt, öffnet sich die Aortenklappe noch nicht sofort. Es wird nämlich vom Körperkreislauf ein Gegendruck von ca. 11 kPa entsprechend 80 mmHg aufgebracht, der die Klappe noch geschlossen hält. Da in dieser Anspannungsphase kein Volumen transportiert werden kann, führt eine isovolumetrische Kontraktion zu einem Druckanstieg im linken Ventrikel. Erst wenn der aufgebaute Innendruck des Ventrikels den des arteriellen Systems übersteigt, öffnet sich die Aortenklappe und es kommt zum Ausstoß von Flüssigkeit. In dieser Austreibungsphase steigt der ventrikuläre und fortgesetzt auch der arterielle Druck auf ca. 17 kPa, entsprechend 130 mmHg. Bei Stresssituationen oder kurzzeitiger starker körperlicher Belastung kann dieser Wert aber auch Spitzen von bis zu 260 mmHg erreichen. In der Austreibungsphase werden ca. 70 ml Blut mit einer Geschwindigkeit von ungefähr 1 m/sek ausgestoßen. Als Residualvolumen verbleibt dasselbe noch einmal im Ventrikel. Ist die maximale Kontraktion erreicht, sinkt der ventrikuläre Druck wieder unter den arteriellen und die Aortenklappe schließt sich nach einer geringen Nachlaufzeit, hervorgerufen durch die Trägheit des Blutvolumens, wieder.

### **Diastole**

Zu Beginn der nun folgenden Diastole sind während der Entspannung des Ventrikels zunächst wieder beide Klappen geschlossen und es kommt zu einer isovolumetrischen Kontraktion. Unterschreitet der Innendruck den des Vorhofes und des venösen Systems, kann die Mitralklappe öffnen und die Befüllungsphase beginnt. Der Transport von Blut in den Ventrikel wird durch verschiedene Mechanismen unterstützt. Zum einen kontrahiert der Vorhof (p-Welle des EKGs), zum anderen kann das Muskelgewebe des Ventrikels Verformungsenergie speichern und so eine leichte Saugwirkung durch eine die Wandung auseinandertreibende Kraft aufbauen. Während der Befüllungsphase ist der Ventrikel nahezu druckfrei. Ist schließlich sein maximales Füllvolumen erreicht, beginnt er sich wieder zu kontrahieren und der Zyklus beginnt von neuem.

Um gewisse Unterschiede in der Versorgungslage des Körpers ausgleichen zu können, zum Beispiel bei großer Anstrengung aber auch abnormen, ungewollten Situationen wie Schock oder Panik, muss die

umgewälzte Blutmenge mit ihren darin transportierten Stoffwechselprodukten im Kreislauf vervielfacht werden. Das Herz macht dieses fast ausschließlich über eine Erhöhung der Schlagfrequenz und nur in einem ganz begrenzten Maß durch eine Schlagvolumenerhöhung. Daraus lässt sich auch ableiten, dass die Hauptarbeit des Herzens zur Überwindung des vom Kreislauf aufgebrauchten Gegendrucks gebraucht wird und nur zu einem kleinen Teil, bei einem gesunden jungen Menschen nur ca. 1%, zur Beschleunigung der ausgestoßenen Flüssigkeit. Dieser hohe Gegendruck wird einerseits durch den Schweredruck, aber vor allem durch Reibung der Flüssigkeit in den Gefäßen hervorgerufen. In der folgenden Tabelle sind repräsentative Werte der Herzfrequenzen und -förderleistungen aufgetragen.

	Ruhe	Max. Belastung
Herzschläge [1/min]	70	190
Herzfrequenz [Hz]	1,2	3,2
Schlagvolumen [l]	0,07	0,09
Herzminutenvolumen [l/min]	5	17
Dauer Systole [sek]	0,3	0,1
Dauer Diastole [sek]	0,55	0,21
$p_{\max}$ Systole [kPa]/[mmHg]	17 / 130	32 / 240
$p_{\max}$ Diastole [kPa]/[mmHg]	11 / 80	16 / 120

Tabelle 2.1: Typische Herzfrequenzen und -förderleistungen in Ruhe und unter Belastung.

### 2.1.4 Herzarbeit

Die physikalische Herzarbeit ist eine Volumenarbeit. In der folgenden Abbildung ist die Druck-Volumen-Kurve für einen Herzzyklus dargestellt.

In Punkt A beginnt die Systole bei konstantem Volumen und steigendem Druck. Bei maximalem Druck in Punkt B ist die Austreibungsphase abgeschlossen und der Ventrikel erschlafft. Die Aortenklappe schließt sich und bei konstantem Volumen fällt der Druck ab. In Punkt C beginnt bei nahezu konstantem Druck die Befüllung des Ventrikels. An diesem Punkt endet die Systole und die Diastole beginnt.

Die für einen Herzzyklus benötigte physikalische Arbeit ergibt sich hieraus zu:

$$W_{\text{Herz}} = \oint p \, dV \quad (2.1)$$

Der Hauptteil der Herzarbeit wird dafür benötigt, das viskose Blut gegen die Reibungskräfte in den Blutgefäßen durch diese zu befördern. Nur ein geringer Teil der Herzarbeit dient der Beschleunigung des ausgestoßenen Blutvolumens (ca.  $50_{pV} : 1_{kin}$ ).

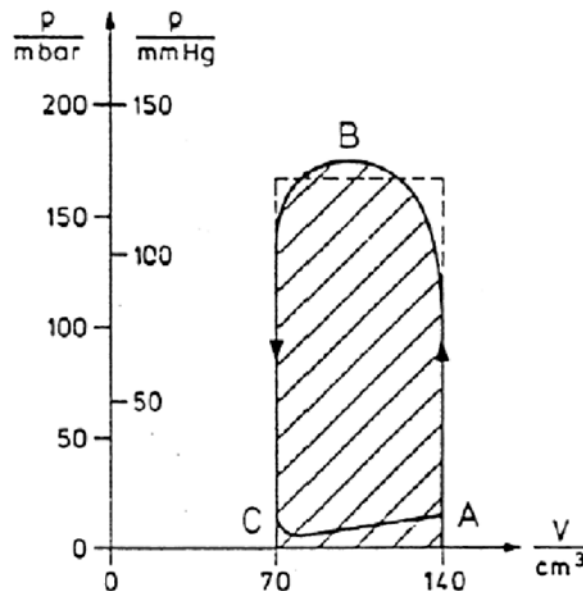


Abbildung 2.4: Druck-Volumen-Diagramm der linken Herzkammer für einen durchlaufenen Zyklus. Im Punkt A beginnt die systolische Phase. Der Ventrikel wird angespannt und der Druck steigt unter konstantem Volumen an. Im Punkt B endet die Austreibungsphase und der Ventrikel erschlafft. Der Druck sinkt ab, bis bei C die Diastole beginnt. Die schraffierte Fläche gibt die benötigte Herzarbeit an. [Schmidt / Thewes]

Der durch das Gefäßsystem entstehende Druckverlust wird durch den erhöhten Druck bei der Herzmuskelkontraktion aufgebracht. Zusätzliche Druckverluste wie künstliche Herzklappen führen zu einer Mehrbelastung des Herzens. Um die Eignung einer Herzklappenprothese zu beurteilen, ist ein Vergleich dieser zusätzlich aufzuwendenden Arbeit sinnvoll. Es wird deshalb im Folgenden anhand der durchgeführten Messungen dieser zusätzliche Energieverlust bei der Volumenarbeit bestimmt. Das menschliche Herz leistet unter normalen Bedingungen ca. 1 W ([Malki], [Schmidt / Thewes]) bzw. es muss bei einer Schlagfrequenz von 60 Schlägen pro Minute pro Zyklus ca. 1 J für den Transport des Blutes aufwenden. Somit lässt sich auch der Anteil der Mehrarbeit durch die Prothese an der Gesamtarbeit des Herzens ermitteln (sh. 5.3.4).

## 2.1.5 Das menschliche Blut

Das menschliche Blut ist eine Suspension aus flüssigem Blutplasma und festen Bestandteilen. Der Anteil des Plasmas beträgt hierbei 56%, der der festen Bestandteile 44%. Die festen Bestandteile setzen sich zu großen Teilen aus den roten Blutkörperchen (Erythrozyten), den weißen Blutkörperchen (Leukozyten) und den Blutplättchen (Thrombozyten) zusammen.

Die wichtigsten Eigenschaften der festen Bestandteile sind in der nachfolgenden Tabelle zusammengefasst:

	Anzahl (n / mm <sup>3</sup> )	Durchmesser (µm)	Funktion
<b>Erythrozyten</b>	4,5 .. 5 · 10 <sup>6</sup>	7 .. 8	Gastransport
<b>Leukozyten</b>	4 .. 10 · 10 <sup>3</sup>	7 .. 8	Immunabwehr
<b>Thrombozyten</b>	1,5 .. 3 · 10 <sup>3</sup>	2 .. 3	Blutgerinnung

Tabelle 2.2: Das menschliche Blut besteht aus Blutplasma und Blutzellen. Anzahl, Durchmesser und Funktion der Blutzellen sind hier zusammengefasst.

Die Dichte des Blutes  $\rho_{\text{Blut}}$  stimmt mit der Dichte von Wasser bei einer Temperatur  $T = 20^\circ\text{C}$  gut überein. Die Dichte von Blut beträgt im Allgemeinen

$$\rho_{\text{Blut}} \approx 1,055 \dots 1,065 \text{ g / cm}^3$$

Infolge der Zusammensetzung des Blutes ergeben sich zwischen der Viskosität des Blutes und von Wasser Unterschiede. Blut zeigt im Gegensatz zu Wasser ein nichtnewtonsches Fließverhalten. Die Viskosität des Blutes  $\eta_{\text{Blut}}$  hängt außerdem von der Zusammensetzung der Suspension ab. Die Viskosität wird durch den Anteil der Blutzellen am Blutvolumen beeinflusst. Dieser Anteil der Blutzellen am Blutvolumen wird als Hämatokritwert bezeichnet. Die Blutviskosität beträgt im Allgemeinen

$$\eta_{\text{Blut}} \approx 4,0 \text{ mPa} \cdot \text{s}$$

Wichtig für die Betrachtungen in dieser Arbeit ist die Wahl des Messfluids und dessen Vergleichbarkeit mit menschlichem Blut.

Um einen hohen hygienischen Aufwand und/oder Ablagerungen zu vermeiden und gleichzeitig die Möglichkeit von Sichtbarkeitsaufnahmen zu gewährleisten bietet sich destilliertes Wasser als am einfachsten zu handhabendes Messfluid an. Seine Dichte stimmt mit der von Blut annähernd überein. Seine Viskosität liegt ungefähr um den Faktor 4 unter dem von Blut. In vorhergehenden Arbeiten [Malki] konnte schon gezeigt werden, dass bei den vorliegenden Strömungsgeschwindigkeiten und

Zeitkonstanten in der pulsativen Strömung Blut ebenfalls als nicht-newtonsche Flüssigkeit betrachtet werden darf. Der Einfluss der höheren Viskosität spielt in einer ersten Näherung für die Druckverlust- und Kraftmessungen keine Rolle. Bei den Bestimmungen der Leckrate für die einzelnen Klappen müssten die einzelnen absoluten Werte nach unten korrigiert werden. Allerdings ist ein Vergleich der einzelnen Klappen möglich, da bei allen dieselbe Flüssigkeit benutzt wurde.

Es ist bislang noch keine Ersatzflüssigkeit bekannt, die die Eigenschaften von Blut in allen Bereichen hinreichend genau simulieren kann. Man kann zusammenfassend sagen, dass destilliertes Wasser unter Beachtung von den oben genannten Einschränkungen zum Einsatz als Messfluid geeignet ist, um die Verhältnisse an den Herzklappenprothesen in pulsativer Strömung zu bestimmen und vergleichende Betrachtungen durchzuführen.

### 2.1.6 Herzklappenerkrankungen

Das menschliche Herz besitzt vier Herzklappen, die als Ventile den Blutstrom lenken und in unterschiedlicher Häufigkeit von Erkrankungen betroffen sind. Man unterscheidet Klappen, die Vorhöfe von den Herzkammern trennen (Tricuspidal- und Mitralklappe) von den Klappen, die den Ursprung der großen Arterien bilden (Pulmonal- und Aortenklappe). Am häufigsten erkrankt sind die Klappen auf der linken Seite des Herzens (Aorten- und Mitralklappe), da diese der höchsten Druckbelastung ausgesetzt sind.

Herzklappenfehler manifestieren sich in einer Schlussunfähigkeit (Insuffizienz) oder Verengung (Stenose) von Herzklappen, die vor allem bei Verkalkung auch kombiniert auftreten kann. Die Ursachen für eine Stenose oder Insuffizienz von Herzklappen sind vielfältig. Nachdem durch die Einführung von Antibiotika das rheumatische Fieber hierzulande selten geworden ist, bilden angeborene Gewebsschwächen und vor allem erworbene Klappenveränderungen die häufigsten Ursachen für Klappenerkrankungen. Gründe für die Degeneration sind der natürliche Alterungsprozess, ungeeignete Ernährung und unzureichende Bewegung. So kommt es zu einer Verhärtung (Sklerose) und Verkalkung der Klappe. Die zunehmende Funktionsunfähigkeit entsteht im Lauf von Jahrzehnten, sodass häufig ältere Menschen betroffen sind.

Die Herzinsuffizienz ist eine der häufigsten Erkrankungen weltweit. In Europa und den Vereinigten Staaten leiden rund 8,5 Millionen Menschen an Herzinsuffizienz.

### Schweregrade von Herzinsuffizienz

Nach der New York Heart Association (NYHA) gibt es vier verschiedene Stadien:

NYHA-Stadium	Klinik (Luftnot)
I	keine klinischen Beschwerden
II	leichte Luftnot bei normaler Belastung
III	erhebliche Luftnot bei normaler Belastung
IV	Luftnot unter Ruhebedingungen

Tabelle 2.3: Einteilung der Schweregrade von Herzinsuffizienzen.

In den meisten Fällen wird in den NYHA-Stadien I und II auf eine Operation verzichtet, soweit dies bei den körperlichen Beschwerden des Patienten verantwortbar ist.

### Herzklappenfehler

Theoretisch können Insuffizienzen und Stenosen an allen 4 Klappen auftreten, die Klappen des linken Herzens sind aber aufgrund der viel höheren Druckbelastungen (Hochdrucksystem) viel stärker beansprucht, was sich auch in deren Störanfälligkeit widerspiegelt. Im Folgenden sei die Beschränkung der Herzklappenfehler auf die Aortenklappe beschränkt.

### Aortenklappenstenose

Eine der häufigsten Herzklappenerkrankungen ist die Aortenstenose. Sie wird verursacht u.a. durch rheumatische oder bakterielle Endokarditis (Entzündung der Herzinnenhaut), selten ist sie auch angeboren. Durch Verwachsungen oder Verkalkungen (Sklerose) der Segelklappen wird die Klappenöffnungsfläche eingeengt. Es ergibt sich eine systolische Druckerhöhung im linken Ventrikel. Der Druckunterschied zwischen Ventrikel und der Aorta kann dabei erheblich sein. Das Schlagvolumen des Herzens nimmt ab und führt zu einer ansteigenden Linksherz-Insuffizienz.

Der Schweregrad der Aortenklappenstenose wird im Allgemeinen nach der Höhe des systolischen Druckgradienten zwischen dem linken Ventrikel und der Aorta ascendens (transvalvulärer Gradient) in vier Stadien eingeteilt:

	Stadium I	Stadium II	Stadium III	Stadium IV
<b>Druckgradient [kPa] ([mmHg])</b>	< 5,3 < 40	5,3 - 10,6 40 - 80	10,6 - 16 80 - 120	> 16 > 120
<b>AÖF [cm<sup>2</sup>]</b>	> 1,5	1,0 - 1,5	0,5 - 1,0	< 0,5

Tabelle 2.4: Einteilung der Aortenklappenstenose nach Druckgradient und Aortenklappenöffnungsfläche (AÖF).

Die normale AÖF beträgt etwa 3 cm<sup>2</sup>. Ab etwa einer 75%igen Reduktion resultieren klinisch fassbare strukturelle und hämodynamische Veränderungen: Kompensatorische linksventrikuläre konzentrische Hypertrophie (pathologische Vergrößerung aufgrund von Mehrbelastung) und Störung der linksventrikulären diastolischen Funktion. Folgen davon sind ein erhöhter linksventrikulärer enddiastolischer Druck und erhöhter Mitteldruck im linken Vorhof mit Symptomen der Lungenstauung, wie Belastungsdyspnoe (erschwerete Atmung unter Belastung), Herzrhythmusstörungen und Angina pectoris.

### Aortenklappeninsuffizienz

Schließt eine Herzklappe nicht mehr vollständig ab, fließt Blut nach Klappenschluss in der Diastole aus der Aorta wieder zurück in den Ventrikel. Ursachen der Schlussunfähigkeit sind Veränderungen an den Aortenklappensegeln oder die Dilatation (Verkürzung) der Aorta ascendens. Sie können angeboren oder erworben sein. Das entstehende Regurgitationsvolumen (Rückflussvolumen) muss beim nächsten Schlag zusätzlich zur eigentlich vorgesehenen Blutmenge transportiert werden. Bedingt durch das erhöhte Schlagvolumen tritt bei normal großer AÖF auch eine Druckbelastung durch die relative Aortenklappenstenose auf. Für den Mehrtransport dieses Pendelblutes ist das Herz aber nicht ausgestattet. Die chronische Volumenbelastung führt kompensatorisch zu einer exzentrischen Hypertrophie des linken Ventrikels und mit der Zeit zu einer Sauerstoffminderversorgung der Gewebe. Ein Maß zur Quantifizierung einer Herzklappeninsuffizienz ist auch der Regurgitationsquotient aus Regurgitationsvolumen und effektivem Auswurfvolumen.

	Stadium I	Stadium II	Stadium III	Stadium IV
Regurgitationsfläche / Fläche des LVOT	< 0,15	0,15 - 0,29	0,30 - 0,44	> 0,45
Druckhalbwegszeit [s]	0,65 ± 0,14	0,45 ± 0,9	0,28 ± 0,07	0,08 ± 0,33

Tabelle 2.5: Einteilung der Aortenklappeninsuffizienz.



## 2.1.7 Einsatz von künstlichen Herzklappenprothesen

Das Einbringen einer künstlichen Herzklappe in den Übergangsbereich von Ventrikel zu Aorta führt zu Störungen und Veränderungen der natürlichen Strömung:

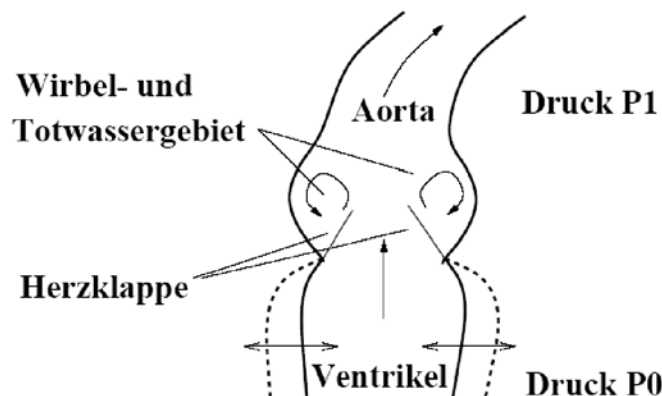


Abbildung 2.5: Die Graphik zeigt eine schematische Darstellung der auftretenden Störungen beim Einsetzen von künstlichen Herzklappen. Wirbel- und Totwasserbildung hinter der Herzklappe sind thrombosebildend, und zusätzlich auftretende Druckdifferenzen erhöhen die Herzbelastung. [Schwenzel]

Ein Nachteil aller mechanischen Klappen ist das Risiko einer Prothesenendokarditis und insbesondere die Notwendigkeit einer lebenslangen Koagulationstherapie zur Vermeidung von Thromboembolien. Demgegenüber steht die praktisch unbegrenzte Haltbarkeit mechanischer Klappenprothesen im Vergleich zu biologischen Prothesen. Durch eine künstliche Herzklappenprothese kann aufgrund der in die Strömung hineinragenden starren Flügel die Flüssigkeit nicht wirbelfrei hindurchfließen. Da aber jede Verwirbelung in einem solchen System einen Energieverlust bedeutet, muss das Herz mehr Arbeit leisten, um den geforderten Druck im arteriellen System aufbauen zu können. Außerdem kann es in diesen Wirbeln zu Totwassergebieten in den Bulben der Aortenwurzel kommen. Da stehendes Blut koaguliert, können sich in diesen Regionen der Hämostase Thrombosen bilden. Wird solch ein Thrombus weggespült und verstopft eine Arteriole, so kann der dahinter liegende Bereich nicht mehr durchblutet werden und es kommt zu Ausfällen wie Schlaganfall oder Lähmungen. Aber auch die (Scher-)Kräfte auf das Blut und auf die Prothese selbst bei Einsatz einer solchen, sind zu beachten. Zum einen kann es zu einer Hämolyse, einer Schädigung oder Zerstörung von Erythrozyten, an der Herzklappenprothese kommen. Neben einer verringerten Möglichkeit Sauerstoff aufzunehmen, führt dies auch zu einer potentiellen Koagulation. Zum anderen kommt es bei zu

großen Kräften auf die Klappe und somit auch auf ihre Befestigung, vor allem in der Diastole, am haltenden Gewebe zu einer Vernarbung oder Ablation. In beiden Fällen kommt es meist zu einer Fehlfunktion und es ist ein vorzeitiger Austausch der Prothese nötig. Momentan ist bei einem ansonsten stabilen Patienten ein dreimaliger Tausch einer Herzklappenprothese das Maximum. Häufigere schwere Eingriffe wie eine Herzoperation sind derzeit noch nicht ohne irreparable Schäden durchzuführen. Es ist also notwendig, durch Optimierung die auf eine Herzklappenprothese wirkenden Kräfte zu minimieren und so die Verweildauer einer eingesetzten Prothese so weit wie möglich auszudehnen.

Seit den frühen 60er Jahren wird an der optimalen Klappenprothese geforscht. Im Wesentlichen lassen sich drei verschiedene Bauarten unterscheiden:

- Ballklappen
- Kippscheibenprothesen
- Doppelflügelklappen.

Die Weiterentwicklung künstlicher Herzklappen erfolgte immer unter dem Aspekt, die biologische Kompatibilität zu erhöhen und vor allem die Hämodynamik zu optimieren. Hierbei sind besonders ein niedriger transvalvulärer Druckgradient, eine möglichst große effektive Klappenöffnungsfläche und ein günstiges Strömungsverhalten von Bedeutung.

### **Ballklappen**

Die Notwendigkeit künstlicher Herzklappen wurde schon lange erkannt, erschien aber bis 1952 als nicht durchführbar. Als Dr. Charles Hufnagel die erste Aortenklappe in die Aorta descendens - noch ohne die Möglichkeiten der extrakorporalen Zirkulation - implantierte, begann die Entwicklung der modernen Herzklappen-Prothetik.



Abbildung 2.6: Ballklappen.: l. Hufnagel, m. u. r. Starr-Edwards

Teilweise heute noch im klinischen Einsatz ist die oben abgebildete Klappe von Starr und Edwards.

Da der ursprünglich verwendete Silikonball durch Lipidaufnahme leicht spröde wurde, zerbrach und zur sogenannten *ball-variance* führte, wurde das Ballmaterial ausgetauscht. So konnte die Lebensdauer des Ventilballs erheblich gesteigert werden, allerdings wird diese Klappenform aufgrund ihres äußerst ungünstigen hydrodynamischen Verhaltens nicht mehr oft eingesetzt.

### Kippscheibenprothesen

Die Idee einer Kippscheibenprothese wurde erstmals von Cruz und Lillehei im Jahre 1963 vorgestellt.

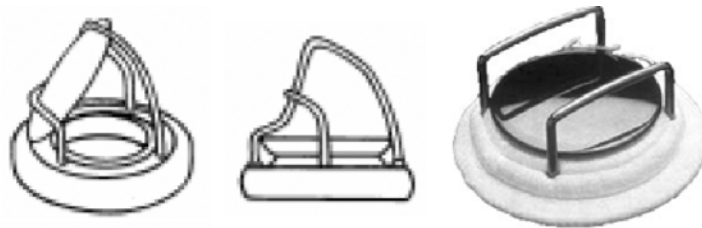


Abbildung 2.7: Lillehei-Cruz-Kaster 1963

Trotz ihrer generell guten hämodynamischen Eigenschaften bestand zwischen der offenen Klappe und der Aorta ein Hämostasegebiet. Die Gefahr einer dortigen Thrombenbildung war zu hoch, um die Klappe klinisch einzusetzen. Nichtsdestotrotz gilt diese Klappe als Prototyp aller später folgenden Kippscheibenprothesen.

Eine wesentliche Bedeutung für den erfolgreichen Einsatz einer Prothese hat der eingesetzte Werkstoff. Seit 1969 und bis heute findet der von Bokros entwickelte pyrolytische Kohlenstoff „Pyrolyte“ breite Anwendung. Es ist ein unter großer Hitze unter Abwesenheit von Sauerstoff und Zuführung von Methan- oder Propangas behandelter Kohlenstoff. Die Anwendung pyrolytischen Kohlenstoffs führte zu einer Verbesserung der Hämokompatibilität.

Die 1969 entwickelte Prothese von Björk und Shiley war die erste im größeren Stil implantierte Kippscheibenprothese.



Abbildung 2.8: Björk-Shiley 1969

Das ursprüngliche Modell mit doppelter Aufhängung wurde 1981 durch das Nachfolgermodell Björk-Shiley (Monostrut) mit einfacher Aufhängung ersetzt.

Auch die 1976 von Hall und Kaster entwickelte Klappe (Medtronic-Hall) gilt als Weiterentwicklung der Björk-Shiley Klappe.



Abbildung 2.9: Hall-Kaster (Medtronic-Hall) 1979

Die wesentliche Weiterentwicklung besteht in der Aufhängung der Klappe über eine zentrale Perforation der Pyrolyte-Scheibe.

### **Doppelflügelprothesen**

Gott und Daggett gelten zwar als die Initiatoren der Doppelflügelprothese (Gott-Daggett Valve, 1963), etabliert in der klinischen Praxis hat sich allerdings die Doppelflügelprothese von St. Jude.



Abbildung 2.10: St. Jude 1976

Aufgrund der günstigeren Hämodynamik und insgesamt deutlich umfangreicheren Erfahrung fällt die Wahl heute meist zugunsten der Doppelflügelklappe St. Jude aus. Nichtsdestotrotz hat auch deren hämodynamische Leistung nie ein Niveau erreicht, das mit einer natürlichen Klappe zu vergleichen wäre.

## 2.2 Physik

### 2.2.1 Hydrodynamik

Um die Durchströmung einer Herzklappenprothese mit einer Flüssigkeit möglichst exakt und naturgetreu nachbilden, sowie die dabei auftretenden Drücke und Kräfte sinnvoll und aussagekräftig messen zu können, wurde im Rahmen dieser Arbeit auf die allgemeinen Grundsätze der Strömungsmechanik zurückgegriffen, deren ein (zumindest grundlegendes) hydrodynamisches System beschreibende Formeln in diesem Abschnitt kurz vorgestellt werden sollen.

#### Kontinuitätsgleichung

In einem strömenden Medium folgt aus dem Prinzip der sich erhaltenden Masse, dass die Änderung der von einem unveränderlichen Volumen umschlossenen Masse dem Durchfluss von Masse durch die dem Volumen entsprechenden Oberfläche ist.

$$\frac{dm}{dt} = \frac{d}{dt} \int_V \rho dV = - \oint_{F(V)} \rho \cdot \vec{v} \cdot d\vec{f} \quad (2.2)$$

Wird das rechte Integral in Gleichung (2.1) mit dem Gaußschen Satz umgeformt und beachtet man, dass in der benutzten Anlage ausschließlich mit einer inkompressiblen Flüssigkeit gearbeitet wird, erhält man folgende Kontinuitätsgleichung:

$$\operatorname{div} \vec{v} = 0 \quad (2.3)$$

Da der Volumenstrom für inkompressible Flüssigkeiten auch bei verändertem Rohrquerschnitt konstant bleiben muss und die Rohrwände der Anlage für das Strömungsmedium undurchlässig sind, kann man makroskopisch sagen, dass

$$A_1 \cdot \vec{v}_1 = A_2 \cdot \vec{v}_2 \quad (2.4)$$

gilt. Dabei ist  $v_{1,2}$  die mittlere Strömungsgeschwindigkeit und  $A_{1,2}$  ist die Querschnittfläche der Röhren. (2.4) bedeutet, dass bei engerem Rohrquerschnitt die mittlere Strömungsgeschwindigkeit größer als in weiten ist. Dieses ist bei Betrachtung des Schließverhaltens von Herzklappenprothesen zu beachten, da sich der Querschnitt der Rohre vom treibenden Hubkolben bis zur Probenhalterung in der Anlage verengt.

### Navier-Stokes-Gleichung

Die Navier-Stokes-Gleichung beschreibt die Strömungsphänomene in einem fluiden Medium. Sie fasst Newtons Ansatz zusammen, dass die Summe der an einem bestimmten Volumen der Flüssigkeit angreifenden Trägheits- und die sich aus Druck- und Reibungskräften zusammengesetzte Oberflächenkraft gleich der Massenkraft ist:

$$\rho \left( \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v} \right) = \vec{f} - \nabla p + \eta \nabla^2 \vec{v} \quad (2.5)$$

Gleichung (2.5), [Schlichting], gilt nur für inkompressible Fluide, bei denen  $\rho = \text{konstant}$  ist.  $\eta$  ist dabei die dynamische Viskosität. Die einzelnen Komponenten sind:

Massenkraft:	$\frac{\partial \vec{v}}{\partial t}$
Konvektion:	$(\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v}$
äußere Kraft:	$\vec{f}$
Druckgradient:	$\nabla p$
Innere Reibung:	$\eta \nabla^2 \vec{v}$

Nimmt man weiter an, dass die Strömung reibungsfrei und stationär, sowie die äußere Kraft konservativ ist, also ein Potential besitzt, erhält man für die Integration von (2.5) entlang einer Stromlinie

$$\frac{v^2}{2} + U + \frac{p}{\rho} = c, \quad c \in \mathbb{R}. \quad (2.6)$$

Die obige Formel wird nach ihrem Entdecker Bernoulli-Gleichung genannt. Sie stellt im Grunde genommen den Energiesatz für das Fluid dar.  $c$  ist entlang einer Stromlinie konstant beziehungsweise hat ohne Wirbel in der gesamten Strömung denselben Wert. Bezieht man die einzelnen Komponenten auf die Masseneinheit der Teilchen des Fluids, so folgt für sie:

kinetische Energie:	$\frac{1}{2} \rho \cdot v^2$
äußere potentielle Energie:	$U$
innere Druckenergie :	$p$

Nimmt man weiter an, dass die potentielle Energie durch die Gewichtskraft als äußere Kraft aufgebracht wird, also, dass die potentielle Energie als  $U = g \cdot h$  geschrieben werden kann, so ist (2.6) äquivalent zu

$$\frac{1}{2}\rho v^2 + p + \rho gh = \text{const} = p_{\text{Gesamt}} \quad (2.7)$$

Die einzelnen Summanden werden bezeichnet als:

	dynamischer Druck:	$\frac{1}{2}\rho \cdot v^2$
+	statischer Druck:	$p$
+	Schweredruck:	$\rho \cdot g \cdot h$
=	Gesamtdruck:	$p_{\text{Gesamt}}$

### Kavitation

Wenn die Strömungsgeschwindigkeit einer Flüssigkeit den kritischen Wert

$$v_k = \sqrt{\frac{2p_0}{\rho}} \quad (2.8)$$

erreicht oder überschreitet, so muss der statische Druck Null oder negativ werden, um (2.6) weiterhin zu erfüllen. Je nach Art des Mediums sinkt dabei der statische Druck früher oder später unter den Wert für den Dampfdruck der Flüssigkeit. Das führt dazu, dass an Stellen hoher Geschwindigkeiten, wie Engstellen oder das Ende von Propellern oder Schrauben, die Flüssigkeit regelrecht aufreißt und sich kleine Dampfblasen bilden. In der Flüssigkeit vorhandene Blasenkeime, wie z.B. mikroskopische Luftblasen, begünstigen ebenfalls die Entstehung von solchen Kavitationsblasen. Gerade in nicht-stationären, aber auch in schnellströmenden, also meist turbulenten Strömungen, kommt es nach einer kurzen Geschwindigkeitsspitze oder nach dem Abriss der Luftblase zu einer starken Verlangsamung. Dementsprechend steigt der statische Dampfdruck wieder an und die Kavitationsgasblase kollabiert wieder. Dieses geschieht meist mit annähernd Schallgeschwindigkeit, also implosionsartig und mit einem hohen Impulsübertrag.

### Reibung und Viskosität

Durch ein Aneinanderhaften der einzelnen Teilchen in einem flüssigen Medium (Adhäsion) setzt ein eigentlich freiverschiebbares Volumen einer verändernden Kraft einen durch Reibung hervorgerufenen Widerstand entgegen. Nach Newton ist die Höhe der Reibungskraft dem beim Verschieben auftretenden Geschwindigkeitsgradienten  $\frac{d}{dx}v$  direkt proportional.

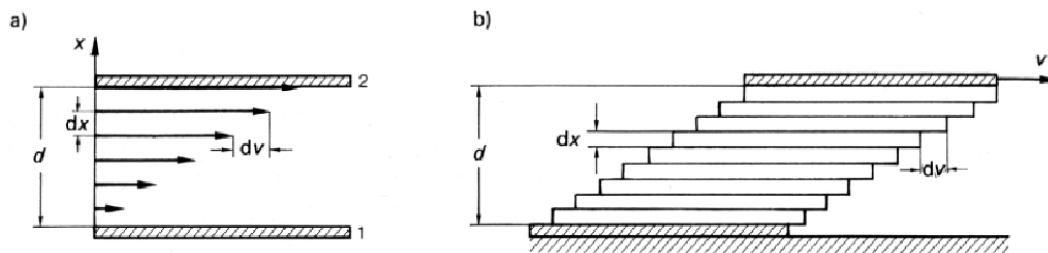


Abbildung 2.11: Laminare Schichtströmung. a) Geschwindigkeitsprofil b) Verschiebung der Schichten. [Hering]

Verläuft die Strömung einer Flüssigkeit in Schichten die sich nicht durchmischen, so spricht man von einer laminaren Scherströmung. Der Zusammenhang der Kraft auf eine beliebige Frontfläche einer solchen Schicht, die sogenannte Scher- oder Schubspannung  $\tau$ , zu dem auftretenden Geschwindigkeitsgradienten ist nach Newton gegeben durch:

$$\tau = \frac{F}{A} = \eta \frac{d}{dx} v. \quad (2.9)$$

Der Proportionalitätsfaktor  $\eta$  wird auch dynamische Viskosität (oder auch Zähigkeit) des Mediums genannt. Je nachdem, wie sie bei einem Fluid von der Schergeschwindigkeit abhängt, unterscheidet man verschiedene Stoffklassen. Ist  $\tau$  linear von der Schergeschwindigkeit abhängig, wird sie als Newtonsche Flüssigkeit bezeichnet. Gibt es eine nichtlineare Abhängigkeit, werden die Flüssigkeiten entsprechend als Nicht-Newtonsch, bei einer positiven Abhängigkeit dilatant und einer negativen pseudoplastisch, genannt. Das menschliche Blut ist eine Nicht-Newtonsche Flüssigkeit. Es ist eine Suspension aus den unterschiedlichsten Organellen. Seine Viskosität hängt vor allem von der Anzahl der Blutzellen im Blutplasma ab, dem sogenannten Hämatokritwert. Die folgende Abbildung soll das Gesagte noch einmal verdeutlichen.

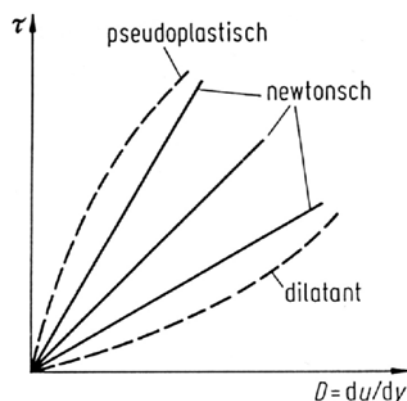


Abbildung 2.12: Viskositätsverhalten von Newtonschen und Nicht-Newtonschen Flüssigkeiten. [Zierep]



## 2.2.2 Strömung in Röhren

Während dieser Arbeit wurden auch Messungen zur Beurteilung der Eigenschaften der Vor- und Nachlaufströmung an künstlichen Herzklappenprothesen durchgeführt. Die Anlage lässt sich dabei strömungsmechanisch am besten als eine Aneinanderreihung von Rohrstücken unterschiedlichen Durchmessers beschreiben. Deshalb möchte ich nun auf die Besonderheiten der Strömungsformen in einem Rohrstück eingehen.

### Die laminare Rohrströmung

Bewegt sich ein bestimmtes Volumen einer Flüssigkeit in einer Röhre, so herrscht ein Kräftegleichgewicht zwischen den Druck- und den Reibungskräften. Legt man Zylinderkoordinaten zugrunde und wählt den Ursprung identisch mit der Mittelachse der Strömung, gilt für eine Newtonsche Flüssigkeit [Schade]:

$$\frac{dv}{dr} = \frac{1}{2\eta} \frac{dp}{dx} r \quad (2.10)$$

Dabei ist die linke Seite der Gleichung der Geschwindigkeitsgradient senkrecht zur Hauptströmungsrichtung und der mittlere Quotient der rechten Seite der Druckgradient in Strömungsrichtung. Beachtet man die Haftbedingung  $v(R) = 0$ , ergibt sich aus Integration von Gleichung (2.10) die Gleichung für ein parabolisches Geschwindigkeitsprofil im Zylinder

$$v(r) = \frac{R^2}{4\eta} \left( -\frac{dp}{dx} \right) \left[ 1 - \left( \frac{r}{R} \right)^2 \right]. \quad (2.11)$$

Mit dem Volumenstrom in einem Zylinderring ergibt sich das Gesetz von Hagen-Poiseuille:

$$\dot{V} = \frac{\pi R^4}{8\eta} \left( -\frac{dp}{dx} \right). \quad (2.12)$$

Diese Formel bedeutet eine Steigerung des Durchflusses in der vierten Potenz bei einem veränderlichen Radius. Dies gilt eingeschränkt auch im menschlichen Körper, der dadurch mit einer kleinen Erweiterung oder Verengung seines Gefäßsystems den Durchfluss und den Widerstand in seinem Kreislaufsystem sehr effektiv regeln kann.

Leider ist die Gleichung von Hagen-Poiseuille eine der wenigen bisher bekannten Lösungen der Navier-Stokes-Gleichung. Ausserdem ist sie in der dargestellten Form nur für laminare Strömungen gültig und verliert bei nichtradialsymmetrischen Geschwindigkeitsverteilungen wie in verwirbelten Strömungen ihre Gültigkeit. Ein Ansatz zur Beschreibung solcher Phänomene soll im nächsten Abschnitt dargestellt werden.

Grafisch dargestellt sieht (2.11) folgendermaßen aus:

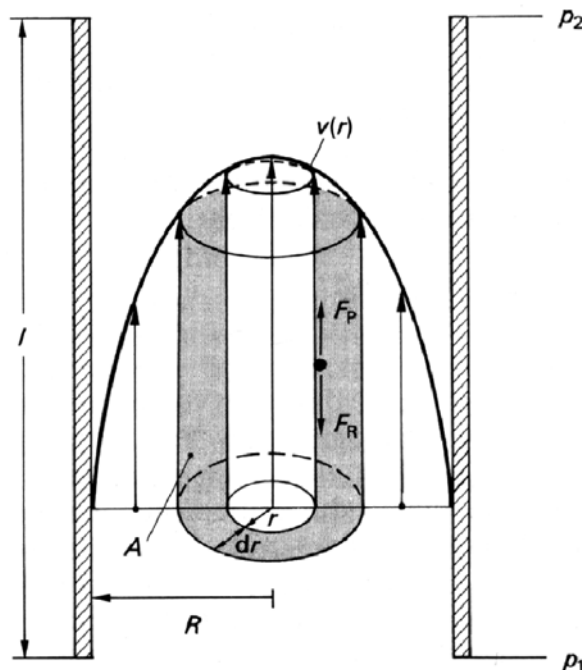


Abbildung 2.13: Parabolische Geschwindigkeitsverteilung in einer laminaren Rohrströmung. [Hering]

### Die turbulente Rohrströmung

In einer turbulenten Strömung treten veränderliche Geschwindigkeitsgradienten senkrecht zur Hauptströmungsrichtung auf. Kennt man die mittlere Strömungsgeschwindigkeit  $\bar{v}$ , den Rohrdurchmesser  $d$ , die Dichte des Mediums  $\rho$  und die dynamische Viskosität  $\eta$ , kann man daraus die Reynoldszahl als das Verhältnis von Trägheits- zu Zähigkeitskraft bestimmen:

$$Re = \frac{\bar{v} \cdot d \cdot \rho}{\eta} \quad (2.13)$$

Es bildet sich in einer Flüssigkeit bei langsamen Geschwindigkeiten zunächst eine laminare Strömung aus. Diese schlägt erst ab einer bestimmten Strömungsgeschwindigkeit in Turbulenz um. Interessant bei der Betrachtung einer turbulenten Rohrströmung ist eine Abflachung des Geschwindigkeitsprofils im Vergleich zu dem parabolischen einer laminaren Rohrströmung. Durch die Querkomponenten in der Strömung wird auch Energie in die weiter aussen liegenden Schichten der Strömung gebracht. Dieses ist bei einer über den Querschnitt aufgelösten Analyse der Druckfront und ihre auf die Querfläche ausgeübte Kraft zu beachten.

**Rohreinlaufströmung**

Eine Abflachung des Strömungsprofils tritt auch bei einem anderen Effekt auf. Nimmt man ein nicht unendlich langes Rohrstück an, so wie bisher bei meinen Überlegungen, so bildet sich erst nach einer gewissen Laufstrecke in dem Rohr ein annähernd parabelförmiges Geschwindigkeitsprofil aus. Verantwortlich dafür sind die Reibungsverluste im Rohr. Direkt an seinem Beginn ist die Geschwindigkeitsverteilung noch über die Querschnittsfläche gleich, wenn wir annehmen, dass das Rohr an einem sehr viel grösseren Reservoir beginnt. Erst nach einer gewissen Zeit setzen sich Energieverluste durch Reibung an der Aussenwand zur Mittelachse der Strömung fort.

**2.2.3 Kräfte in Strömungen**

Zur Vorbereitung der im weiteren Teil der Arbeit vorgestellten Kraftmessungen an künstlichen Herzklappenprothesen sollen im Folgenden die Grundlagen für die Beschreibung der in einer Flüssigkeit auftretenden Kräfte dargestellt werden.

**Statische Kräfte**

Die einfachste Gleichung für die Beschreibung einer Kraft in einer Flüssigkeit ist die Gewichtskraft

$$F = \rho \cdot A \cdot h \cdot g \quad (2.14)$$

für ein bestimmtes Flüssigkeitsvolumen, beschrieben durch seine Grundfläche  $A$  und seine Höhe  $h$ , seiner Dichte  $\rho$  und der Schwerebeschleunigung  $g$ . Meist ist das genaue Flüssigkeitsvolumen, geschweige denn seine resultierende Masse, in der Anlage nicht bestimmbar. Aber man kann stattdessen die absoluten und relativen Drücke in unmittelbarer Nähe der interessierenden Fläche bestimmen oder interpolieren und so mit der Definition des Drucks

$$p = \frac{F}{A} \quad (2.15)$$

die Kräfte ermitteln. Allerdings ist diese Form der Kraft nicht sehr geeignet, um zeitliche Veränderungen zu erfassen.

### Dynamische Kräfte

Zeitlich veränderliche Kräfte, sogenannte Kraftstöße, können über ihren Impulsübertrag beschrieben werden. Zur Beschreibung der dynamischen Kräfte, also die zeitlichen Kraftänderungen, kann man den Begriff des Kraftstoßes heranziehen. Es wird dabei der in einer bestimmten Zeit an den Stoßpartner übertragene Impuls als Maß herangezogen, da gilt

$$\frac{d}{dt}p = m \frac{d}{dt}\dot{x} = m \cdot \ddot{x} = m \cdot a = F, \quad (2.16)$$

oder

$$\Delta p_{t_1, t_2} = \int_{t_1}^{t_2} F dt. \quad (2.17)$$

Es lassen sich so z.B. die Kräfte während eines Schließvorgangs einer künstlichen Herzklappenprothese abschätzen.

### 2.2.4 Piezo-Elektrizität

Bei allen durchgeführten sensorischen Messungen kamen Bauteile zum Einsatz, die die zu messende physikalische Größe mittels piezoresistiver oder -elektrischer Effekte in ein Messsignal umwandeln. Um ein Verständnis der Arbeitsweise der Sensoren zu gewinnen, werden im Folgenden die entsprechenden Materialien und deren Eigenschaften erklärt.

Unter Piezoelektrizität (gr. piezo: ich drücke) versteht man eine lineare elektromechanische Wechselwirkung zwischen dem mechanischen und elektrischen Zustand in Kristallen, die kein Symmetriezentrum besitzen. Vom direkten piezoelektrischen Effekt spricht man, wenn eine mechanische Deformation eines piezoelektrischen Körpers von einer zu ihr proportionalen Änderung der elektrischen Polarisierung begleitet wird, d.h. bei einigen Materialien wie z.B. Quarz ( $\text{SiO}_2$ ), führt eine Dehnung bzw. Verzerrung in bestimmten Orientierungsrichtungen des Kristallgitters zu einer elektrischen Polarisierung. Das Resultat ist gekennzeichnet vom Auftreten gebundener elektrischer Ladungen an der Oberfläche des verzerrten Materials.

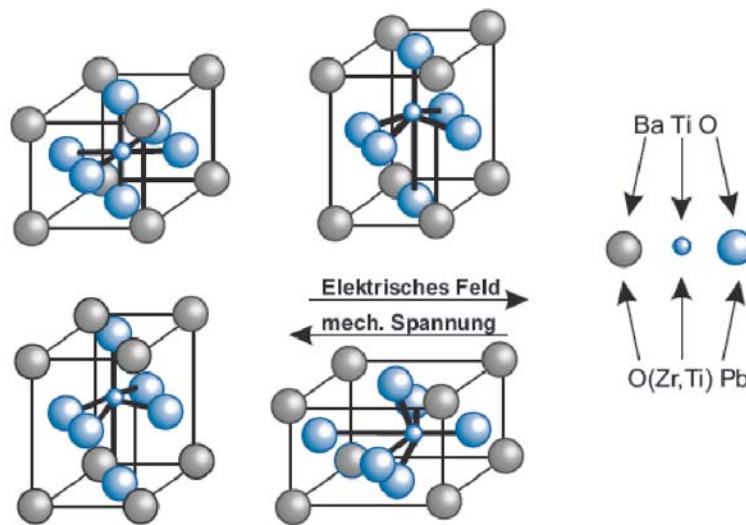


Abbildung 2.14: Kubische (paraelektrische) und tetragonale (ferroelektrische) Struktur von PZT und BaTiO<sub>3</sub> vor und nach dem Anlegen eines elektrischen Feldes bzw. Einwirken einer mechanischen Spannung.

Z.B. sind in einem unbelasteten Quarzelement die Ladungen eines Si-Atoms (+4e) und die der beiden O<sub>2</sub>-Atome (-4e) entgegengesetzt gleich, d.h. die dielektrische Polarisation ist im unbelasteten Fall ausgeglichen. Wird das Quarzelement dagegen belastet, ist die entstehende Ladung Q der mechanischen Spannung und damit der erzeugenden Kraft proportional.

Der piezoelektrische Effekt ist umkehrbar, so dass mechanische Spannungen durch ein von außen angelegtes elektrisches Feld generiert werden können. In praktischen Anwendungen unterscheidet man Kristalle nach den drei verschiedenen piezoelektrischen Effekten (Längs-, Quer- und Schereffekt), die sich aus der Orientierungsrichtung des herausgeschnittenen Einkristalls ergeben.

### Keramische Piezo-Elektrische Werkstoffe

Piezoelektrische Keramiken zählen zur Gruppe der ferroelektrischen Materialien. Ferroelektrika sind Kristalle, die ohne ein angelegtes elektrisches Feld polar sind. Dieser Zustand wird auch als spontane Polarisation bezeichnet. Charakteristisch ist die thermodynamisch stabile Umkehrbarkeit ihrer Polarisationsachse unter Einwirkung eines elektrischen Feldes, beschrieben durch den Verlauf einer Hystereseschleife. Die Umkehrbarkeit der Polarisation bzw. die Kopplung zwischen mechanischen und elektrischen Größen ist von entscheidender Bedeutung für die breite technische Nutzung der Piezokeramiken. Aus kristallografischer Sicht zeigen diese piezoelektrischen Materialien eine sog. Perowskit-Kristallstruktur. Diese beschreibt eine Reihe von Verbindungen mit drei Atomarten der allgemeinen Formel ABC.

Die heute gebräuchlichen Piezokeramiken werden vorzugsweise aus Blei-, Zirkon- und Titanoxiden als Hauptbestandteile zum  $\text{PbTiO}_3$  -  $\text{PbZrO}_3$  -Typ, und auch  $\text{BaTiO}_3$  synthetisiert.

Spezielle Dotierungen dieser Blei-Zirkonat-Titanat-Keramiken (PZT) mit z.B. Ni-, Bi-, Sb-, Nb- Ionen usw., ermöglichen das gezielte Einstellen der geforderten piezoelektrischen und dielektrischen Parameter.

Oberhalb einer charakteristischen Temperatur, der sog. Curietemperatur, sind diese Materialien nicht ferroelektrisch. Es liegen paraelektrische Eigenschaften vor, d.h. es sind keine Dipole vorhanden. Die relative Dielektrizitätskonstante besitzt in der Umgebung dieser Temperatur ein ausgeprägtes Maximum.

Unterhalb des Curiepunktes des Materials treten, ausgehend von einem kubischen und elektrisch neutralen Kristallaufbau, Gitterverzerrungen auf. Mit Aufhebung der damit verbundenen Ladungssymmetrie entstehen Dipole und die für die Piezotechnologie interessanten rhomboedrischen bzw. tetragonalen Kristallitphasen bilden sich heraus.

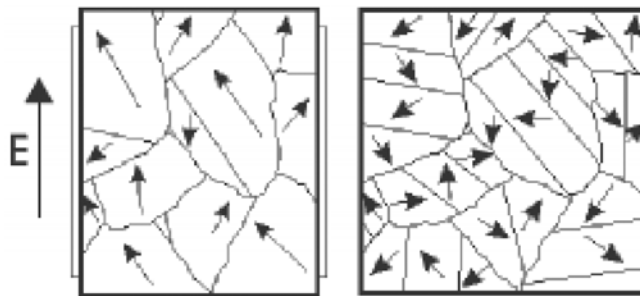


Abbildung 2.15: Symbolische Darstellung der elektrischen Orientierungsvorgänge in piezoelektrischer Keramik, am Beispiel der Korn- und Domänenstruktur

### Ferroelektrische Domänen und Polarisierung

Ein ferroelektrischer Kristall kann in Raumgebiete unterschiedlicher Polarisationsrichtung eingeteilt werden, sog. ferroelektrische Domänen. Unter einer Domäne in einem Festkörper versteht man allgemein ein physikalisch abgegrenztes Raumgebiet, in dem eine den Zustand des Festkörpers charakterisierende vektorielle Größe überall die gleiche Richtung hat.

Diese charakteristische Größe einer ferroelektrischen Domäne besteht in gleicher Ausrichtung und gleichem Absolutbetrag der spontanen Polarisierung. Je nach Korngröße des polykristallinen Keramikmaterials enthalten die Einzelkristallite nur einige wenige Domänen, abgegrenzt durch sog. Domänenwände.

Bei großen Änderungen der elektrischen Feldstärke bzw. mechanischen Spannung kommt es zu Domänenwand-Schaltprozessen, d.h. einzelne Raumbereiche werden durch Domänen-Neubildung umgepolt. Diese Schaltprozesse und irreversible Domänenwandverschiebungen sind u.a. die Ursachen der bekannten ferroelektrischen Hysterese-Kennlinien.

Im Herstellungsprozess piezoelektrischer Keramiken sind diese polykristallinen Materialien nach dem Sinterprozess im sog. thermisch-depolarisierten Zustand. Statistisch gesehen existiert eine nahezu gleichverteilte Ausrichtung der spontanen Polarisationsrichtungen in den Domänen und das Material ist isotrop, d.h. nicht piezoelektrisch. Durch das Anlegen eines starken elektrischen Feldes  $E$  werden diese spontanen Domänenpolarisationen bis zur Sättigung  $P_s$  umorientiert. Es entsteht ein resultierender remanenter Polarisationsvektor parallel zur Richtung des Polungsfeldes und das Material ist anisotrop bzw. piezoelektrisch.

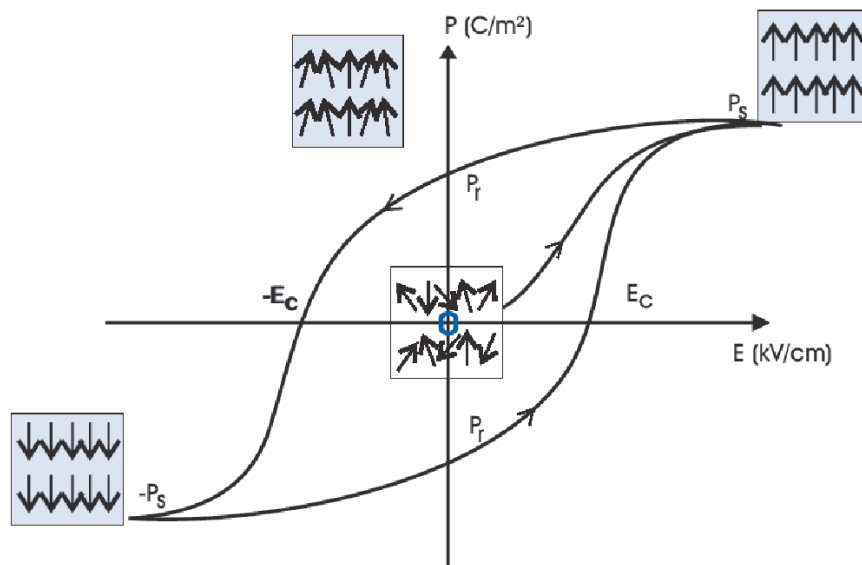


Abbildung 2.16: Ferroelektrische Hysterese.

### Direkter Piezoeffekt

Mechanische Spannungen durch Kräfteinwirkung von außen auf den piezoelektrischen Körper induzieren Verschiebungen der positiven und negativen Gitterbausteine, welche in Dipolmomenten zum Ausdruck kommen. Der damit verbundene Aufbau eines elektrischen Feldes erzeugt elektrische Spannungen. Vielfach wird dieser direkte Piezoeffekt in der Literatur auch Generatoreffekt genannt.

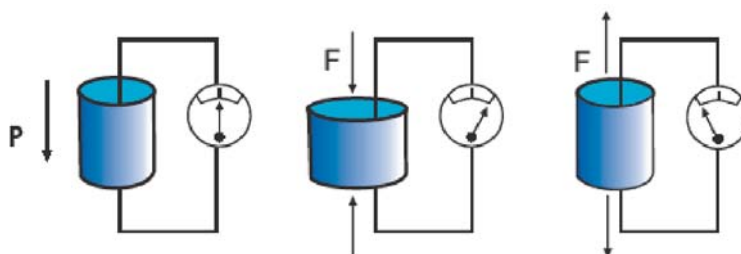


Abbildung 2.17: Direkter piezoelektrischer Effekt, Kräfteinwirkung auf Zylinder mit Voltmeter.

### Inverser Piezoeffekt

Das Anlegen einer elektrischen Spannung an einen piezoelektrischen Körper bewirkt dessen geometrische Deformation im ungeklemmten Zustand. Die erzielte Bewegung ist abhängig von der Polarität der angelegten Spannung und der Richtung des Vektors der Polarisation. Das Anlegen einer Wechselspannung erzeugt eine zyklische Änderung der Geometrie (z.B. Zunahme bzw. Verringerung des Durchmessers einer Scheibe). Wird der Körper geklemmt, d.h. Behinderung einer freien Deformation, wird eine mechanische Spannung bzw. Kraft generiert. Dieser Effekt wird vielfach auch Motoreffekt genannt.

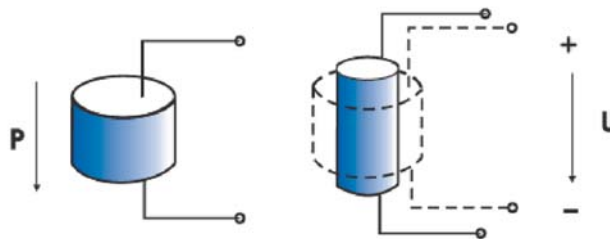


Abbildung 2.18: Inverser piezoelektrischer Effekt, Deformation eines piezokeramischen Körpers bei anliegender Spannung.

### Elektromechanische Grundgleichungen

Die nachstehenden Beziehungen gelten nur für kleine elektrische und mechanische Amplituden, sogenannte Kleinsignalwerte. Nur in diesem Bereich können polarisierte piezoelektrische Keramiken durch lineare Zusammenhänge zwischen den elastischen Deformations-(S)- bzw. Spannungs-(T)-Komponenten und den Komponenten des elektrischen Feldes  $E$  bzw. der dielektrischen Verschiebung  $D$  beschrieben werden. Diese linearen Beziehungen werden durch dielektrische, piezoelektrische und elastische Konstanten vermittelt. Bedingt durch die Anisotropie eines piezoelektrischen Materials sind diese physikalischen Größen nur durch entsprechende Tensoren definierbar, welche die Richtungsabhängigkeiten des elektrischen Feldes, der mechanischen Spannungen, usw. beschreiben. In vereinfachter Form sind die Grundzusammenhänge der elektrischen und elastischen Eigenschaften (für eine statische bzw. quasistatische Anwendung), wie folgt darstellbar

$$D = d \cdot T + \varepsilon^T \cdot E \quad (2.18)$$

$$S = S^E \cdot T + d \cdot E \quad (2.19)$$



wobei

- $D$  elektrische Flussdichte
- $T$  mechanische Spannung
- $E$  elektrisches Feld
- $S$  mechanische Dehnung
- $d$  piezoelektrische Ladungskonstante
- $\varepsilon^T$  Permittivität (für  $T = \text{const}$ )
- $s^E$  Nachgiebigkeits- bzw. Elastizitätskonstante (für  $E = \text{const}$ )

Die bereits oben erwähnten Richtungsabhängigkeiten der piezoelektrischen Konstanten bezüglich des elektrischen Feldes  $E$ , der elektrischen Flussdichte  $D$ , der mechanischen Spannung  $T$  und der Dehnung  $S$  erfordern eine entsprechende Indizierung dieser Koeffizienten. Dazu wird in Analogie zu kristallografischen Beschreibungen bei piezo-ferroelektrischen Keramiken der Polarisationsvektor gewöhnlich parallel zur z- bzw. 3-Achse eines rechtshändigen kartesischen Koordinatensystems gelegt.

Nach den Richtungen x, y und z werden die entsprechenden Parameter mit den Ziffern 1, 2 und 3 definiert. Mechanische Spannungen, tangential zu den das kartesische Koordinatensystem aufspannenden Flächen bzw. auch sogenannte Scherungen an den Achsen, werden durch die Ziffern 4, 5 bzw. 6 gekennzeichnet.

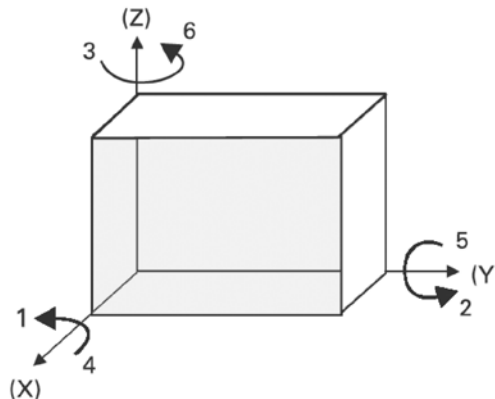


Abbildung 2.19: Orthogonalsystem zur Beschreibung piezoelektrischer Materialien.

### Permittivitätszahl $\varepsilon$

Die Permittivitätszahl bzw. die relative Dielektrizitätskonstante (DK) ist das Verhältnis aus der absoluten Permittivität des Keramikmaterials und der Permittivität im Vakuum ( $\varepsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12} \text{ F/m}$ ), wobei die absolute Permittivität ein Maß für die Polarisierbarkeit im elektrischen Feld darstellt. Die Richtungsabhängigkeit der DK von der Richtung des elektrischen Feldes und der dielektrischen Verschiebung wird durch entsprechende Indizes symbolisiert. Zum Beispiel beschreibt

$\epsilon_{33}^T$  den DK-Wert in Polungsrichtung bei anliegendem elektrischen Feld in Polungsrichtung (3-Richtung, siehe oben) unter der Bedingung einer konstanten mechanischen Spannung.  
( $T = 0$ : "freie" Permittivität)

$\epsilon_{11}^S$  elektrisches Feld und dielektrische Verschiebung in 1-Richtung, bei konstanter Deformation.  
( $S = 0$ : "geklemmte" Permittivität)

### **Piezelektrische Ladungskonstanten $d_{ij}$**

Die piezelektrische Ladungs- oder Deformationskonstante  $d$  ist ein Maß für die induzierte elektrische Ladung bei Wirkung einer mechanischen Spannung bzw. erzielbare mechanische Dehnung bei Wirkung eines elektrischen Feldes ( $T = \text{konstant}$ ). Zum Beispiel beschreibt

$d_{33}$  die induzierte elektrische Verschiebungsdichte pro mechanische Spannung bzw. alternativ die induzierte Dehnung pro definiertem elektrischen Feld, jeweils in Polungsrichtung.

### **Piezelektrische Spannungskonstanten $g_{ij}$**

Die piezelektrischen Spannungskonstanten  $g$  definieren das Verhältnis von elektrischer Feldstärke  $E$  zur wirkenden mechanischen Spannung  $T$ . Dividiert man die jeweiligen piezelektrischen Ladungskonstanten  $d_{ij}$  durch die zugehörige Permittivitätszahl, erhält man die entsprechenden  $g_{ij}$  Koeffizienten. Zum Beispiel beschreibt

$g_{31}$  das induzierte elektrische Feld in 3-Richtung bei in 1-Richtung wirkender mechanischer Spannung.

### **Elastische Nachgiebigkeit $s_{ij}$**

Die Nachgiebigkeitskonstanten  $s$  (auch Elastizitäts-Konstanten genannt) sind ein Maß für das Verhältnis der relativen Deformation  $S$  zur mechanischen Spannung  $T$ . Bedingt durch die Wechselwirkung von mechanischer und elektrischer Energie sind die jeweiligen elektrischen Grenzbedingungen zu berücksichtigen. Zum Beispiel beschreibt

$s_{33}^E$  das Verhältnis der mechanischen Dehnung in 3-Richtung zur in 3-Richtung wirkender mechanischer Spannung, bei konstantem elektrischen Feld (für  $E = 0$ : Kurzschluss)

$s_{55}^D$  das Verhältnis einer Scherung zur wirkenden Scherspannung bei konstanter dielektrischer Verschiebung (für  $D = 0$ : Leerlauf)

**Frequenzkonstante  $N_i$** 

Die Frequenzkonstante  $N$  entspricht der halben Geschwindigkeit der sich im keramischen Körper ausbreitenden Schallwelle (mit Ausnahme  $N_P$ , der sog. planaren Schwingung). Die Indizes bezeichnen die entsprechende Schwingungsrichtung, wobei die jeweilige Abmessung  $A$  die zugehörige (Serien-) Resonanzfrequenz  $f_R$  bestimmt ( $N = f_R \cdot A$ ). Zum Beispiel ist

- $N_3$  die Frequenzkonstante für die Longitudinalschwingung eines schlanken Stabes, welcher in der Längsrichtung polarisiert ist,
- $N_1$  die Frequenzkonstante für die transversale Schwingung eines schlanken Stabes, welcher in der 3-Richtung polarisiert ist,
- $N_P$  die Frequenzkonstante der Flächenschwingung (planar) einer runden Scheibe,
- $N_t$  die Frequenzkonstante der Dickenschwingung einer dünnen Scheibe, die über die Dicke polarisiert ist.

**Mechanische Güte  $Q_m$** 

Sie charakterisiert die "Resonanzschärfe" eines piezoelektrischen Körpers (Resonator) und wird vorrangig aus der 3 dB-Bandbreite der Serienresonanz des schwingfähigen Systems bestimmt. Der reziproke Wert des mechanischen Gütefaktors ist das Verhältnis aus Wirk- und Blindwiderstand, der mechanische Verlustfaktor  $\tan \delta$ .

**Koppelfaktoren  $k$** 

Der Koppelfaktor  $k$  ist ein Maß für den Grad des piezoelektrischen Effektes (kein Wirkungsgrad, wie fälschlicherweise oft genannt!). Er beschreibt das Vermögen eines piezoelektrischen Materials, aufgenommene elektrische Energie in mechanische umzuwandeln und umgekehrt. Mathematisch bestimmt sich die Höhe des Koppelfaktors aus der Quadratwurzel des Verhältnisses gespeicherte mechanische Energie zu der gesamten aufgenommenen Energie. Unter dynamischen Bedingungen (Resonanzfall) hängt  $k$  von der entsprechenden Schwingungsform des piezoelektrischen Körpers ab. Es ist

- $k_{33}$  der Koppelfaktor der Longitudinalschwingung
- $k_{31}$  der Koppelfaktor der transversalen Längsschwingung
- $k_P$  der Koppelfaktor der Radialschwingung (planar) einer runden Scheibe
- $k_t$  der Koppelfaktor der Dickenschwingung einer Platte
- $k_{15}$  der Koppelfaktor der Dickenscherschwingung einer Platte.

### Dynamisches Verhalten

Das elektromechanische Verhalten eines zu Schwingungen angeregten piezoelektrischen Körpers, lässt sich in seinen Eigenschaften mit einem elektrischen Ersatzschaltbild darstellen.

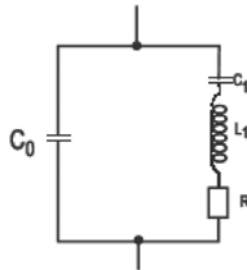


Abbildung 2.20: Ersatzschaltbild eines piezoelektrischen Resonators.

$C_0 + C_1$  ist dabei die Kapazität des Dielektrikums. Die aus  $C$ ,  $L$ , und  $R$  bestehende Reihenschaltung beschreibt die Änderung der mechanischen Eigenschaften, wie elastische Deformation, effektive Masse (Trägheit) und mechanische Verluste durch innere Reibung. Diese Schwingkreisbeschreibung ist allerdings nur für Frequenzen in der Nähe der tiefsten mechanischen Eigenresonanz anwendbar. Die meisten piezoelektrischen Materialparameter werden über Impedanzmessungen an speziellen Prüfkörpern im Resonanzfall bestimmt.

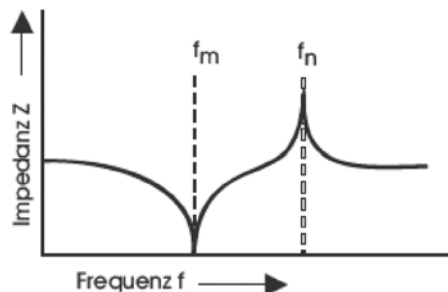


Abbildung 2.21: Typischer Impedanzverlauf.

Für die Bestimmung bzw. Berechnung der piezoelektrischen Kennwerte werden die Serien- und Parallelresonanz herangezogen. Diese entsprechen in guter Näherung dem Impedanzminimum  $f_m$  und -maximum  $f_n$ . Schwingungszustände bzw. -formen werden maßgebend von Geometrie des Körpers, mechanoelastischen Eigenschaften und der Polarisationsrichtung bestimmt.

Die wichtigsten Schwingungszustände an definierten Resonatoren werden mit den zugehörigen Konstanten in der nachstehenden Grafik dargestellt.

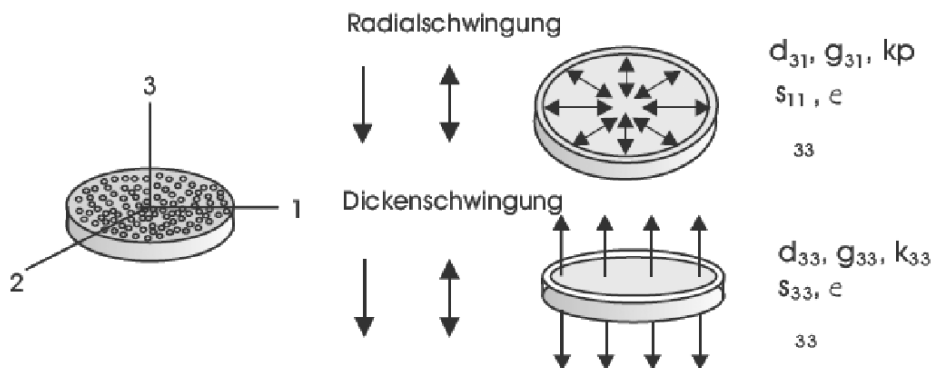


Abbildung 2.22: Schwingungszustände eines zylindrischen Piezokristalls

## 2.3 Programmierung

Ein wichtiger Anteil an der Entwicklung von modernen physikalischen Messsystemen ist die Programmierung. Die meisten steuerungs- und auswertungstechnischen Ausführungen werden heutzutage digital in einem Computerprogramm erledigt. Sollen die Ergebnisse der Messungen, für die die Anlage entwickelt wurde, unabhängig von Einflüssen durch den Benutzer sein, so muss der Messvorgang und die Auswertung der aufgenommenen Daten weitestgehend automatisiert werden und der Ablauf einer Messung und ihre Archivierung sollte ein möglichst einfacher (am besten eindeutig selbsterklärend, also intuitiv) und stabiler Vorgang sein.

Dabei sind gerade komplexe und zeitlich kritische Anwendungen, wie die vorliegende Anlage zur Bestimmung der Parameter von künstlichen Herzklappenprothesen, nicht einfach zu realisieren.

Ein wesentlicher Anteil dieser Arbeit war es, die in vorherigen Arbeiten entwickelten, eher als experimentell anzusehenden, Ansätze und Methoden so abzuändern, zu optimieren oder ganz neu zu entwickeln, dass die Messung an einer künstlichen Herzklappenprothese inklusive der Auswertung der Daten in hohem Maße schnell, genau, reproduzierbar und intuitiv durchführbar ist.

Außerdem wurde sehr stark darauf geachtet, dass alle Entwicklungen so modular und strukturiert wie möglich gehalten wurden, so dass sie für zukünftige Erweiterungen und Entwicklungen wiederverwendbar bzw. leicht zu pflegen oder zu verändern sind.

### 2.3.1 Programmiersprache und Betriebssystem

Um nicht unnötig Arbeit durch die Portierung von Anteilen des Gesamtprogrammpaketes zwischen verschiedenen Entwicklungssprachen oder -systemen zu erzeugen und um eine funktionale Bedieneroberfläche, eine schnelle Rechen- und Ausführungsgeschwindigkeit sowie die Möglichkeit der direkten Hardware- und Betriebssystemansteuerung nutzen zu können, wurde die Programmiersprache C++ verwendet.

Die gesamte Programmierung wurde auf ein Microsoft Windows Betriebssystem ausgelegt, da dieses den derzeitigen defacto Standard in der freien Wirtschaft oder auf anderen medizinisch-technischen Messanlagen darstellt. Außerdem bietet die Integration der Ansteuerung und Auswertung in die Windowsumgebung die direkte Konnektivität der Datensätze in andere Programme zur Datenverarbeitung und Analyse, ohne dass die Daten unnötig hin- und herkopiert oder umformatiert werden müssen. Und schließlich bietet diese 'gewohnte', da häufige Bedienoberfläche einem neuen, unerfahrenen Benutzer ein gewohntes Arbeitsumfeld, in das sich sehr schnell eingearbeitet werden kann.

Für die meiste zusätzliche Hardware, die für Mess- oder Steuerungsaufgaben zur Verfügung steht, liegen zur individuellen Ansteuerung eigentlich immer Treiberbibliotheken in ebenfalls C / C++ bei. Das ermöglicht, diese in die eigene Programmierung mit einzubinden.

C++ ist eine Compiler basierte Hochsprache, bietet also eine relativ gute Abstraktion und Menschenlesbarkeit. Im Gegensatz zu anderen Hochsprachen wurde bei ihrem Entwurf darauf Wert gelegt, eine große Nähe zur Maschinensprache zu erhalten. Deshalb ist C, bzw. C++ als die objektorientierte Obermenge von C, gerade in Bezug auf die zeigerbasierte Verarbeitung von großen Datenarrays sehr gut geeignet.

Durch die objektorientierung bei C++ ergibt sich die gute Skalierbarkeit von schon vorhandenem Quellcode und entworfenen Objekten oder Klassen. Durch die Compilation des Quellcodes zu einem fertigen maschinenlesbaren Programm, ergibt sich auch ein erheblicher Geschwindigkeitsvorteil gegenüber anderen Interpreter basierten Hochsprachen oder AnalyseTools wie BASIC, Java oder MatLab. Eine sinnvolle und zeitnahe Auswertung der aufgenommenen Messdaten direkt im Anschluss an die Messung ist nur mit einer Compilersprache möglich, für Interpreter ist bei der anfallenden Datenmenge die Analyse nur 'offline' sinnvoll.

## 2.3.2 Die Entwicklungsumgebung

Als Compiler, Linker und Editor wurde die RAD<sup>1</sup> Entwicklungsumgebung C++ Builder (zunächst Version 5, inzwischen Version 6 Professional) der Firma Borland benutzt.

Dieses hochintegrierte Entwicklungspaket baut auf die seit mehreren Jahrzehnten (ursprünglich unter Delphi) entwickelte Visual Component Library VCL auf. Damit ist es durch einfachste Handhabung möglich, den Zeitaufwand, der durch den Overhead, also den nicht problemspezifischen Quellcode, bei der Programmierung von fensterorientierten Multitasking Betriebssystemen wie Microsoft Windows entsteht, erheblich zu minimieren. Trotzdem bietet der Borland-Compiler eine vollständige Unterstützung des ANSI C++ Sprachumfangs, also kann unterhalb des Fenstergerüsts mit normalem C-Code gearbeitet werden. Man spart so erheblich Zeit bei dem Entwurf von Programmen ein und kann sich bei der Programmierung um die eigentliche Funktionalität und die benötigten Algorithmen kümmern, anstatt tausende von Zeilen für das Oberflächen-Design schreiben zu müssen.

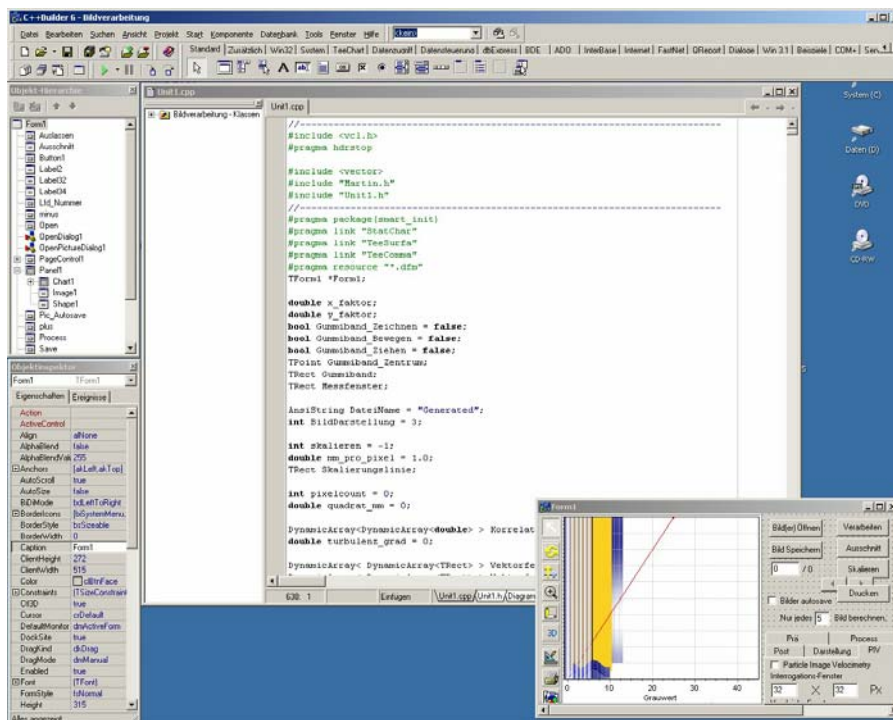


Abbildung 2.23: Programmoberfläche des Borland C++ Builder, Borland Corp.

Die Erstellung einer ausführbaren Datei mit dem Borland C++ Builder läuft immer relativ ähnlich ab. Man startet die Entwicklungsumgebung, um ein neues Projekt zu erzeugen.

<sup>1</sup> RAD (engl.): Rapid Application Development

Nachdem man die entsprechenden Parameter und Optionen für die ausführbare Datei eingestellt hat, entwirft man das Design der Schnittstelle zum Bediener. Man platziert visuelle Komponenten in der Fensterfläche, die durch Tastatur- oder Mauseingaben die Interaktion mit dem Menschen bzw. über andere Komponenten die visuelle Ausgabe und Rückmeldung übernehmen. Diesen Komponenten werden dann bestimmte Aktionen zugewiesen, die in die Windows-Botschaften-Struktur eingebunden sind. In diesen Aktionen werden dann schließlich die Routinen und Algorithmen hineingeschrieben, die die eigentliche Problemberechnung durchführen.

Man erreicht so innerhalb von Minuten eine erste auf Benutzereingaben reagierende, voll multitaskingfähige Anwendung.

Informationen und ein guter Leitfaden zur Programmierung mit dieser Entwicklungsumgebung ist [*C++ Builder*] und [*Borland*].

### 2.3.3 Hardwareprogrammierung

In einem Betriebssystem wie Microsoft Windows oder in allen anderen modernen Systemen (wie Linux, BeOS, OS2, Mac X), die durch eine schnelle Umschaltung des Prozessors auf die Ausführung von verschiedenen Programmsträngen (Tasks) ein System simulieren, das quasi mehrere Aufgaben gleichzeitig bewältigt (Multi-Tasking), müssen sämtliche Aufgaben, die zur sogenannten 'Hardware-' oder System-Ebene gehören, von der reinen 'Software-' oder Benutzer-Ebene durch eine Prioritätsauszeichnung getrennt sein. Es wäre für das System schlichtweg unmöglich, bei gleichen Prioritäten in den notwendigen Zeitabständen auf einlaufende Ereignisse der Peripherie mit der Unterbrechung der laufenden Berechnungen (sogenannte Interrupts) zu reagieren.

Bei modernen Betriebssystemen ist das Prinzip des Multitaskings gelöst worden, indem man bei den einzelnen Prozessen und in diesen bei den verschiedenen Ausführungssträngen (Threads) eine Einteilung in vier Prioritäts-Ebenen vornimmt. Ring 0 ist dabei der höchstangesiedelte, er steht im Prinzip nur reinen Wartungsaufgaben des Betriebssystems zur Verfügung, wie z.B. die Auffrischung des RAM-Speichers. Ring 1 und 2 sind die Prioritätsebenen für Peripherie und Einsteckhardware, Ring 4 schließlich, als am niedrigsten eingestufte Ebene, ist die Ausführungsschicht der Softwareebene und Userprogramme.

Jede höherwertige Ebene kann eine untergeordnete nahezu jederzeit anhalten und die Prozessorzeit für sich beanspruchen. Zum Beispiel ist es möglich, dass ein Aufruf einer Funktion auf Ring 0, die ihre Ausführung nicht korrekt oder erst nach einer sehr langen Zeit zurückgibt, den Computer komplett lahmlegt!



Aus diesen Gründen gibt es für die Ausführung von Threads auf Ring 4 keine Garantie der zeitlichen Abfolge der Instruktionen. Man kann hier mit einer mittleren, maximalen Ausführungsgenauigkeit im Millisekunden-Bereich rechnen, aber es kann bei ungünstigem Lastverhältniss auf höheren Ebenen auch sein, dass Ebene 4 für mehrere Sekunden gar nicht bedient wird.

Da das vorliegende Projekt eine Regelung erfordert, die im Millisekundenbereich oder darunter liegt und die Regelschritte in einer möglichst konstanten Frequenz erfolgen sollten, wird die Ausführungspriorität des Threads, der die Regelfunktion ausführt, direkt vor der Regelschleife auf die Prioritätsebene 1 gehoben und danach wieder auf die Ebene 4 abgesenkt. Es wird so ein maximaler Zeitfehler während der Regelschleife von 0,1 ms erreicht.

Um ein Programm auf vielen verschiedenen Computern ausführen zu können, ist es notwendig, die direkte Ansteuerung der Peripherie, also der Hardware-Komponenten, in sog. Treiber zu programmieren. Sie bilden eine Übersetzungseinheit zwischen relativ allgemein gehaltenen Anweisungen für eine bestimmte Art von Peripherie (z.B. bei einer AD-Wandlungskarte der Befehl, einen Wert zu sampeln und an das Programm zurück zu geben) und auf der anderen Seite dem ganz spezifischen Befehlssatz der Einsteckkarte eines Herstellers. Man könnte diese Maschinenbefehle natürlich auch direkt vom Programm aus senden, dann muss man aber für jeden möglichen Hersteller den dafür spezifischen Code im Programm bereithalten. Unter Windows hat man die Hardware mit einer sog. HAL<sup>2</sup> gekapselt, die die Schnittstelle zu den Treibern bereitstellt.

Obwohl das Prinzip der Treiber-Abstraktion die Variabilität eines einmal geschriebenen Codes erhöht, erschwert es den Zugriff auf Hardwarekomponenten bei der ersten Programmierung. Wenn es sogar so ist, dass der eingesetzten Hardware kein Treiber beiliegt oder man eine selbstentwickelte Hardware benutzt, ist man gezwungen, selbst einen Treiber für die Komponente zu programmieren. Die Treiberprogrammierung für Hardware in einem Multitasking Betriebssystem stellt besonders hohe Anforderungen an die Programmieretechniken und das Wissen über interne Abläufe und Methoden.

In diesem Projekt muss eine möglichst kurze und genaue Regelzeit erreicht werden und es werden diverse Hardwarekomponenten, von denen einige vollständig selbst entworfen und gebaut worden sind, eingesetzt.

---

<sup>2</sup> HAL (engl.): Hardware Abstraction Layer

Daher wurden auf Grundlage eines sog. Generischen Treibers (im Prinzip ein Treibergerüst, welches an die eigenen Bedürfnisse angepasst wird) eigene Treiber für die Motorsteuerungseinsteckkarte für den PCI-Bus programmiert, der die Ausführung von einzelnen Funktionen in einem Programm auf Ring 4 unter den Rechten von Ring 0 erlaubt. Das generische Treibergerüst, das benutzt wurde, ist das TVicHW 32 Entwicklungstoolkit von dem russischen Entwickler Victor Ichikeev. Nähere Informationen dazu unter [TVicHW32]. Die verwendeten AD-Wandlerkarten sind von der Firma ADLink [ADLink] gekauft, ihre Programmierung erfolgt zum Teil über die mitgelieferten Treiber und zum Teil über den im letzten Absatz genannten generischen Treiber.

### 2.3.4 Datencontainer

Um die bei einer Messung anfallenden Daten geeignet auswerten und zuverlässig archivieren zu können, sie aber dabei trotzdem auch für andere Auswertungsmöglichkeiten lesbar zu speichern, wurde in dieser Arbeit ein generischer Datencontainer entworfen.

Er kann 2-dimensionale Datenfelder bzw. über ein Array von diesen auch 3-dimensionale Felder aufnehmen, verarbeiten und vor allem einfach speichern und somit archivieren. Da der Container ebenfalls als Klasse in C++ geschrieben ist, kann er somit sofort auch in andere Anwendungen integriert werden. Die einzelnen Funktionen der Bearbeitung der Daten werden im Weiteren erklärt.

Als Format zur Speicherung der Daten habe ich das reine Textformat gewählt. Im Gegensatz zu nicht allgemein bekannten Binärformaten ist eine Datei mit Messdaten so jederzeit menschen- und auch maschinenlesbar. Da die einzelnen Messwerte im Stil des CSV<sup>3</sup> abgelegt werden, können auch die meisten anderen zur Datenverarbeitung üblichen Programme wie MS Excel, MatLab, Origin, Texteditoren usw. die Dateien einlesen und verarbeiten.

Eine Speicherung der Messdaten macht eigentlich nur in einer doppelt-präzisen Fließkomma-Genauigkeit (Variablentyp 'Double') Sinn. Deshalb ist der Platzbedarf auf einem 32-bit Betriebssystem wie Windows für einen gespeicherten Wert für Binär- und Textformat annähernd gleich groß, so dass der einzige Vorteil einer Binärdatei, eine evt. geringere Größe, nicht mehr relevant ist.

---

<sup>3</sup> CSV (engl.): Comma Separated Value (Eine Notation bei der die einzelnen Werte durch ein bestimmtes Trennzeichen - nicht zwingend ein Komma - getrennt sind).

Eine Datei mit Messdaten ist nach folgendem Schema aufgebaut:

# **Kommentar** (indiziert durch eine Raute)  
# als einfacher Text

~ **Parameterbereich** (indiziert durch eine Tilde)  
~ Parametername (einfacher Text): Parameterwert (Double Precision)

[**Spaltenbeschreibungen** (indiziert durch eckige Klammern, entsprechend der Spaltenzahl) ]  
**Werte** (Double Precision, entspr. Spalten- und Zeilenzahl)

Abbildung 2.24: Schema zum Aufbau einer Datendatei.

Beispiele für eine solche Datendatei und die Möglichkeiten der Auswertung der Daten werden in späteren Kapiteln beschrieben.

## 2.4 Mechanik und Elektronik

Eine reine Softwarelösung reicht für die meisten physikalischen Messanlagen nicht aus. Daher ist es unerlässlich, eigene mechanische und elektronische Komponenten zu entwerfen. Damit diese möglichst exakt nach den Ideen und Vorstellungen gebaut werden können und auch eine weiterführende und über die momentane Benutzung hinausgehende Entwicklung ermöglicht wird, ist eine geeignete Umsetzung in gängige und gut dokumentierte Pläne notwendig.

In diesem Abschnitt sollen die von mir verwendeten Programme und Techniken für die Entwicklung von mechanischen und elektronischen Komponenten vorgestellt werden. Alle selbst entworfenen Teile der Anlage wurden mit diesen Hilfsmitteln entwickelt und liegen somit in der im letzten Absatz geforderten Form vor.

### 2.4.1 CAD<sup>4</sup> Zeichen- und Entwurfsprogramm

Für mechanische Komponenten wurde das Programm Autodesk Inventor benutzt. Dieses Programm ermöglicht den CAD Entwurf von Bauteilen in drei Dimensionen und mit exakten Bemaßungen. Die Bauteile lassen sich als dreidimensionale Darstellung anzeigen oder auch als Maßblatt ausgeben. Anhand der nach DIN genormten Maßblätter können Werkstätten das Bauteil exakt nachbauen. Natürlich sind alle Informationen digital gespeichert und können jederzeit wieder bearbeitet werden. Für eine weiterführende Information sei auf die Hilfe-Funktion des Programms und andere entsprechende Quellen verwiesen.

---

<sup>4</sup> CAD (engl.): Computer Aided Design

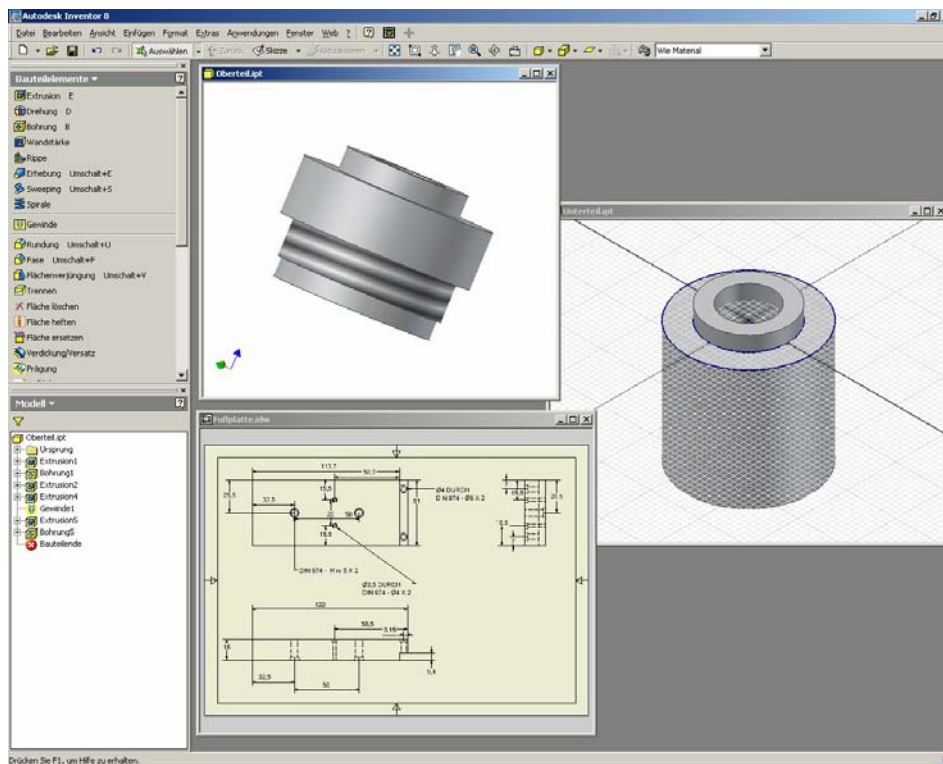


Abbildung 2.25: Beispiel der Entwurfsoberfläche für den Autodesk Inventor mit seinen verschiedenen Modi für die Bearbeitung von Bauteilen.

### 2.4.2 PCB<sup>5</sup> Layout

Das für die mechanische Entwicklung gesagte gilt im gleichen Maße für die Entwicklung von elektronischen Schaltungen. Die beste Beschaltung wird wertlos, wenn sie z.B. zu einem späteren Zeitpunkt ausfällt und es keine oder nur eine nicht aktuelle bzw. nicht lesbare, da nicht genormte, Dokumentation gibt. Programme, die den Entwurf von Bauteilgruppen und deren Vernetzung, also die Schaltungsentwicklung, ermöglichen, sind meist eine spezielle Form von zweidimensionalen CAD Programmen.

Die Entwicklung einer Schaltung gliedert sich dabei in 2 Schritte, dem Entwurf des Prinzips der Schaltung, also dem eigentlichen Schaltplan und dem Entwurf des Routings, dem Layout der miteinander verknüpften Bauteile und der Führungen der Leiterbahnen. Einem Bauteil ist hierbei zum einen einer seiner Funktion entsprechende Beschaltung und zum anderen eine seinen Abmessungen entsprechenden Bauform zugeordnet. Beim Entwurf des Schaltplans entsteht die sog. Netzliste, die die Verknüpfung der elektrischen Anschlusskontakte der einzelnen Bauteile beschreibt. Danach werden beim sog. Routing die Bauteile auf der Platinebene platziert und durch einen Algorithmus die Leiterbahnen

---

<sup>5</sup> PCB (engl.): Printed Circuit Board

platzsparend nach anzugebenden Regeln (Mindestabstand, Kurvenradius, Mindestdicke) ohne ungewollte Überschneidungen und somit ungewollten Kurzschlüssen entsprechend der Netzliste von Pin zu Pin geführt. Dieses Muster lässt sich dann auf eine für UV-Licht transparente Folie ausdrucken, welche als Maskenvorlage für die Belichtung einer für die Ätztechnik geeigneten Platine dient. Diese Art von Platinen besteht aus einem Glasfaser-Kunstharz Substratträger, auf den eine Schicht Kupfer aufgebracht wurde. Das Kupfer wird danach mit einer Schicht aus einem fotoempfindlichen Klarlack überzogen. Wird dieser Lack nun, maskiert mit der Folie worauf das Routingschema ausgedruckt wurde, eine geeignete Zeit lang mit UV-Licht belichtet, wird der Lack an den belichteten Stellen so verändert, dass er dort mit einem bestimmten Lösungsmittel abgewaschen werden kann. Man nennt dieses auch die 'Entwicklung' der Platine. Nach der Belichtung und Entwicklung wird die Platine in ein Säurebad gehängt. Die Säure ätzt an den Stellen, wo der Fotolack fehlt, die Kupferschicht bis auf das Substrat weg. Übrig bleiben letztendlich die Bereiche - die Leiterbahnen und Kontaktflächen - die im Routingbild schwarz waren.

Bohrt man nun die entsprechenden Löcher in die Kontaktflächen und lötet die Bauteile mit ihren Beinchen dort ein, erhält man eine funktionierende Schaltung, die im Gegensatz zu einer mit Drähten verschalteten Platine erheblich übersichtlicher, unempfindlicher und platzsparender ist.

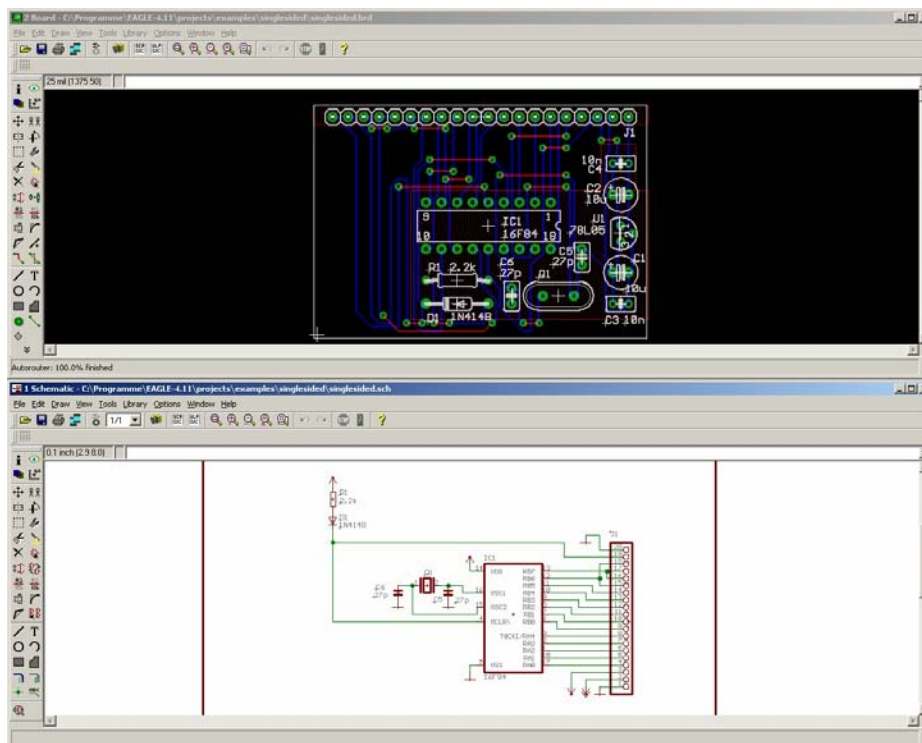


Abbildung 2.26: Beispielabbildung für den Entwurf eines Schaltplans und eines Layouts mit Hilfe von Eagle Layouteditor 4.

Für die in dieser Arbeit entstandenen Schaltungen wurde das Programm EAGLE LayoutEditor 4 benutzt. Dieses Programm bietet eine umfangreiche Bauteilbibliothek für die gängigen, aber auch die ausgefalleneren Bauteile. Außerdem bietet es einen sehr guten Kompromiss zwischen Preis und Leistung. Neben einigen Komfort-Merkmalen unterscheiden sich die erhältlichen PCB-Programme nämlich hauptsächlich in ihrem Algorithmus zum Routen der Leiterbahnen, dem sog. Autorouter. Auch hier sei für eine nähere Beschreibung auf die Hilfetexte im Programm und die Website des Herstellers [Eagle] verwiesen.

### 2.4.3 Microcontroller

Ganz ähnlich wie bei der Programmierung der Steuer- und Auswertungssoftware stand bei der Entwicklung der Elektronik für die Pulsative Herzklappentestanlage ebenfalls eine intuitive und verlässliche Bedienbarkeit und deren nutzerunabhängige, stabile und reproduzierbare Funktion im Vordergrund. Um dieses Ziel zu erreichen, müssen vor allem geeignete Schnittstellen zum menschlichen Benutzer geschaffen werden, die die Zustände der Anlage klar und eindeutig darstellen und deren Manipulation möglichst einfach zulassen. Die Elektronik sollte weiterhin die grundlegenden Funktionen der Anlage ohne einen Steuerrechner ausführen können. Ganz wichtig ist dabei auch eine Erkennung und von der Software unabhängige Behandlung von Fehlern, damit die Anlage oder ihr Umfeld nicht beschädigt werden.

Obwohl ein Programm wie der Eagle LayoutEditor eine relativ einfache Entwicklung auch von komplexeren, elektronischen Schaltungen erlaubt, sind rein festverdrahtete Platinen für die geforderten Aufgaben zu unflexibel und die benötigten Funktionen sind nicht oder nur mit unverhältnismäßig hohem Aufwand durch nicht-programmierbare Bauteile zu erreichen.

Ein sehr flexibles Bauteil, um logische Schaltaufgaben, Zähler oder Pulsgeneratoren für elektronische Schaltungen zu realisieren, ist ein sog. Mikrocontroller. Diese Bauteile bestehen aus einem Mikrochip, der nach außen mehrere I/O<sup>6</sup>-Leitungen, spezielle Timer-Pins und Datenports herausführt und bei dem im Inneren ein freiprogrammierbarer Verarbeitungskern zur Verfügung steht. Gibt man diesem Kern bestimmte Instruktionen vor (die sog. Firmware), so kann er entsprechend den Wünschen des Entwicklers auf einen bestimmten Eingabestatus mit den entsprechenden Aktionen reagieren. Mikrocontroller sind im Prinzip die 'kleinen Brüder' der allgemein wohl eher bekannten Prozessoren in einem Personal Computer.

---

<sup>6</sup> I/O (engl.): Input / Output -> Eingabe und Ausgabe

Tatsächlich sind sie eine Weiterentwicklung der ersten Computerprozessoren aus den Anfängen der Mikrochiptechnik und schließen eine Lücke zwischen den Möglichkeiten eines modernen Computerprozessors mit ihren nahezu unbegrenzten Möglichkeiten und Rechenleistungen, für so vielfältige Anwendungen wie man sie vom Computertag gewohnt ist und einer rein passiven Elektronikschaltung in der einfache logische Verknüpfungen erforderlich sind.

Für den Einsatz in der Elektronik dieser Anlage habe ich mich für den Baustein AT89S8252 der Firma Atmel entschieden. Dieser Chip ist sehr günstig, hat aber trotzdem ein sehr umfangreiches Leistungsspektrum. Er arbeitet nach dem Schema des 80C51  $\mu$ -Controller Konzepts, welches auf einen der ersten Bausteine dieser Art zurück geht und vorgibt, dass die Funktionen dieses Urvaters eine Untermenge der Möglichkeiten der neueren Versionen ist. Der AT89S8252 bietet sehr viel internen Speicher, hat ausreichend viele I/O-Pins, er besitzt bis zu 3 unabhängige Timer/Counter, arbeitet mit einem Grundtakt von bis zu 24MHz (das ermöglicht einen minimalen Ausführungsabstand einer Maschinen-Instruktion von ca. 1 $\mu$ s) und er ist im laufenden Betrieb neu programmierbar (flashable). Dies bietet einen erheblichen Zeitvorteil bei der Anpassung der Firmware an die gewünschten Bedürfnisse, da man nicht mehr, wie bei älteren Modellen den internen Speicher umständlich in einem externen EEPROM<sup>7</sup>-Brenner erst löschen und dann neuprogrammieren und dafür den Chip vom Sockel aus- und wieder einstecken muss.

Die Programmierung der eingesetzten AT89S8252 geschah, wie die Programmierung der anderen Software des Projekts, in der Programmiersprache C / C++. Die Hochsprache C erzeugt hier zwar einen etwas größeren und in Teilen etwas langsameren Code als die Erstellung der Firmware in reinem Assemblercode, aber dafür ist das Programmiererte auf jedenfall einfacher menschenlesbar und somit besser wieder zu verändern bzw. weiterzuverwenden. Als Programmierumgebung wurde in diesem Falle der speziell für die Programmierung von  $\mu$ -Controllern entworfene Keil  $\mu$ -Vision Compiler benutzt. Er bietet, genau wie der Borland C++-Builder, sämtliche Erleichterungen wie das modularisierte hinzufügen von externen Quellcode (z.B. für die Ansteuerung der benutzten Displays zur Darstellung der Systeminformationen) und erzeugt eine auf den jeweiligen  $\mu$ -Controller optimierte Firmware. Auch wenn es in dem vorliegenden Projekt nicht zwingend erforderlich war, so möchte ich doch darauf hinweisen, dass der Compiler inzwischen so gut geworden ist, dass er einen Code erzeugt, der in Effizienz und Größe nahe dem reinen Assembler angesiedelt ist. Für nähere Informationen und auch Beispiele für die Programmierung von Mikro-Controllern siehe [Keil], die Webseite des Herstellers.

---

<sup>7</sup> EEPROM (engl.): Electric erasible and programmable Read only Memory

Nachdem die Firmware geschrieben, compiliert und assembliert wurde, muss sie noch in den internen Speicher des  $\mu$ -Controllers hochgeladen werden. Dafür wurde anfangs kurzzeitig der in der Arbeitsgruppe vorhandene EEPROM-Brenner benutzt, dann wurde ein Hardware-Adapter gebaut, der mit einer speziellen Software die In-System Programmierung des AT89S8252 über den Parallel-Port erlaubt. Das benutzte Programm ist das Software-Tool PonyProg von Claudio Lanconelli, welches als Freeware unter [\[PonyProg\]](#) zu finden ist.



# Kapitel 3

## Technische Konstruktion

Dieses Kapitel gibt eine Beschreibung des Aufbaus der einzelnen Komponenten der Anlage, mit der die Messungen in dieser Arbeit durchgeführt wurden.

Das Ziel war es, eine Anlage zu entwickeln und zu bauen, mit der es möglich ist, die notwendigen Tests zur klinischen Abnahme und Freigabe (neuentwickelter) künstlicher Herzklappenprothesen nach den Richtlinien der EN (Europäische Normen), der ISO 5840 sowie der FDA<sup>8</sup> durchzuführen. Aufbauend auf den bisherigen Entwicklungen, die prinzipiell hervorragend waren, wurde im Laufe meiner Arbeit nun vor allem Wert auf eine stabilere Umsetzung der Komponenten gelegt, was nahezu einer kompletten Neuentwicklung vor allem der Elektronik und Steuersoftware gleichkam. Dieses war notwendig, damit die Anlage nicht nur als experimenteller Aufbau durch den Konstrukteur bedienbar ist, sondern dass (zumindest die einfachen) Messungen auch durch ein breiteres Benutzerspektrum durchführbar sind.

Auf Grundlage der engen Kooperation mit der Firma Tricumed Medizintechnik, soll die Anlage nach dem Abschluss dieser Arbeit beim TÜV als medizinisch-technische Messanlage zur Zertifizierung von Herzklappen-Prothesen überprüft, zugelassen und in der Entwicklung und Produktion eingesetzt werden.

Neben den Tests zur Entwicklung einer neuartigen dreiflügeligen mechanischen Prothese der Firma Tricumed Medizintechnik sind außerdem Messungen zur Eignung von neuartigen biologischen Implantaten der Arbeitsgruppe Herzchirurgie des Universitätsklinikums der CAU Kiel durchgeführt worden. Durch diese Tests sollen die Prothesen soweit optimiert werden, dass schließlich für den Patienten sehr viel schonendere und haltbarere Prothesen hergestellt und zugelassen werden können. Um eine solche Aussage machen zu können, muss die Anlage möglichst genau die Verhältnisse im Herzen simulieren, an der die natürliche Klappe ausgetauscht werden soll. Damit man nicht nur auf Prothesen für den Ersatz von arteriellen Herzklappen beschränkt ist, soll die Anlage in der Lage sein, auch die Druckverhältnisse auf der pulmonalen Seite vorzugeben. Basierend auf den Ergebnissen von [Malki] ist es für eine korrekte Beurteilung sehr wichtig, dass beliebige zeitliche Volumenverläufe und verschiedene Pulsfrequenzen realisiert werden können und nicht nur ein einfacher sinusförmiger Volumenstrom vorgegeben wird.

---

<sup>8</sup> FDA (engl.): American Food and Drug Administration

Bei Untersuchungen an den Herzklappen im künstlichen Kreislauf ist man vor allem an der Ermittlung der Druckverhältnisse über der Herzklappe interessiert, um eine unnötige Mehrarbeit des Herzens aufgrund zu großer Druckverluste zu vermeiden. Weiterhin wird die Bestimmung der Schließzeiten für eine Optimierung der Rückflussvolumina benutzt, um ein ausreichendes Fördervolumen zu erreichen. Die Aufnahme der Rückschlagkräfte beim Schließen ist wichtig, damit das die Prothese haltende Gewebe nicht zu stark beansprucht wird bzw. eine Abschätzung über die Blutschädigung durch Kavitation getroffen werden kann. Neben diesen sensorischen Messungen muss die Anlage auch einen möglichst freien Einblick auf die Klappe und deren Nachlaufströmung ermöglichen, damit, gerade bei mechanischen Prothesen, das Strömungsverhalten optimiert werden kann. Um alle diese Messungen zu ermöglichen ist eine Apparatur nötig, die die Anströmung der Probekörper mit genügend zyklischen Wiederholungen und einer präzisen Wiederholbarkeit ermöglicht, damit die Ergebnisse nicht durch eine veränderte Vorgabe verfälscht werden.

Es soll mit der Anlage nicht ein komplettes menschliches Kreislaufsystem mit all seinen Flexibilitäten und Freiheitsgraden simuliert werden, sondern nur die Situation hinsichtlich Durchfluss und Differenzdruck direkt an der Herzklappe nachgestellt werden. Es wurde also bei dem Aufbau der Anlage vor allem Wert auf eine exakte Reproduzierbarkeit dieser Größen gelegt, da nur so ein aussagekräftiger Vergleich der Eigenschaften von verschiedenen Herzklappen möglich wird. Die Varianz der Bedingungen im Bereich der Herzklappen sind von Mensch zu Mensch so unterschiedlich, dass es nicht möglich wäre alle Möglichkeiten mit einer Anlage abzudecken.

Für eine vergleichende Messung muss man sich auf einen Satz von Vorgabeparametern einigen. Für die vorliegende Arbeit wurden diese aus repräsentativen physiologischen Daten in medizinischer Fachliteratur ermittelt.

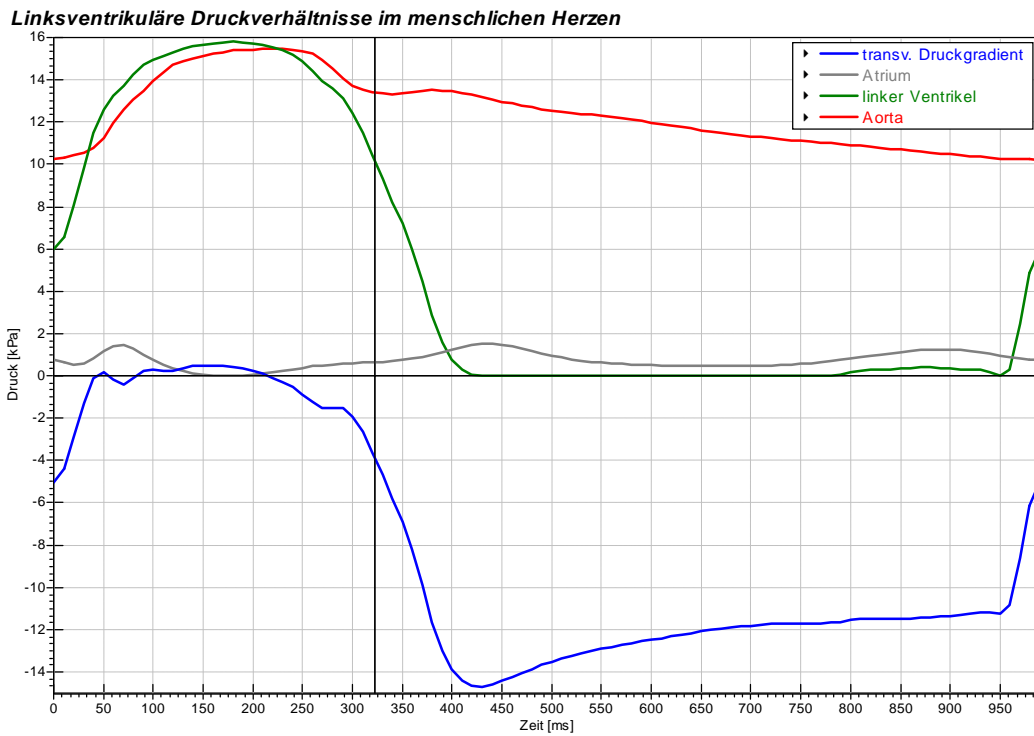


Abbildung 3.1: Physiologische Druckverläufe im linken Ventrikel des menschlichen Herzens.

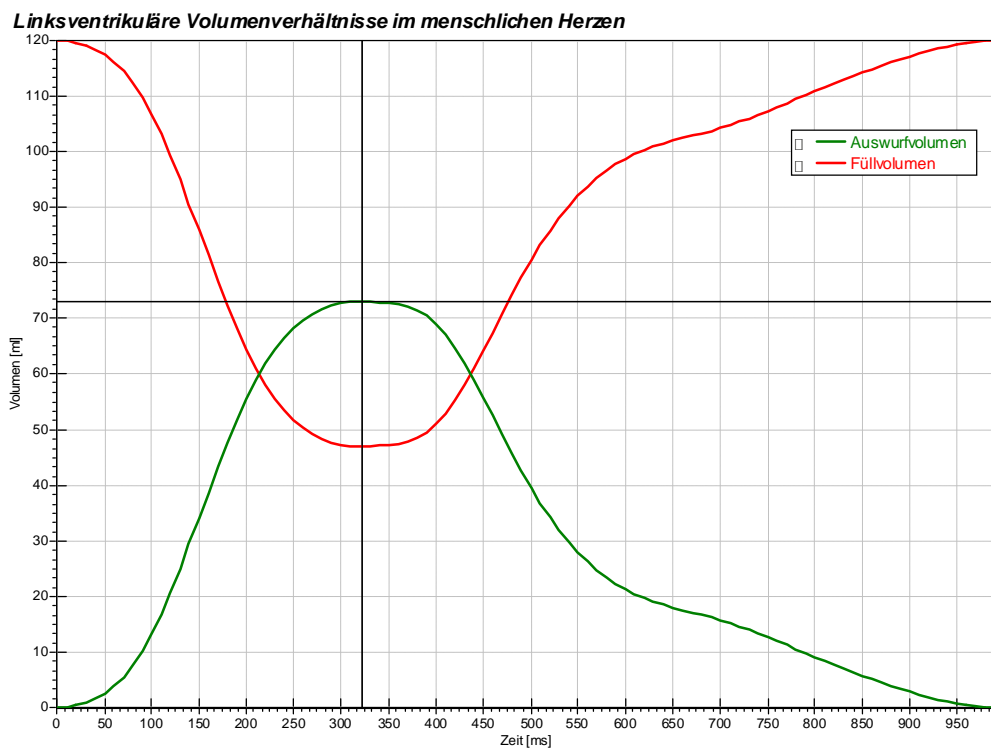


Abbildung 3.2: Physiologische Volumenverläufe im linken Ventrikel des menschlichen Herzens.

Die Anlage ist in der Lage, die in der obigen Abbildung gezeigten physiologischen Vorgaben mit einer Genauigkeit im Promillebereich einzuhalten.

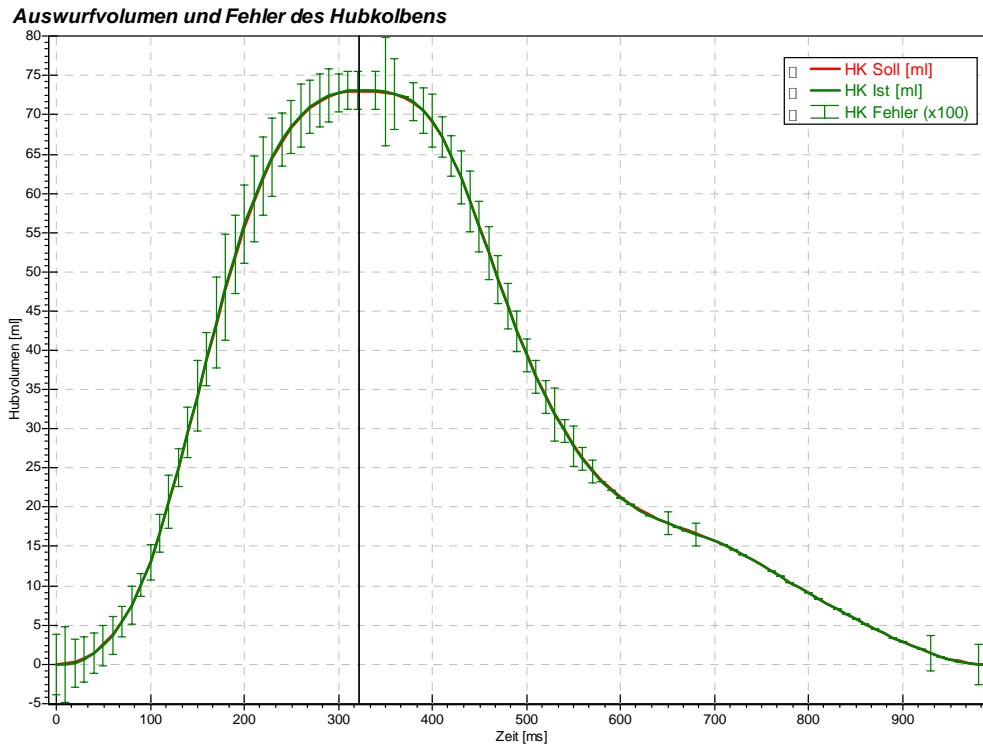


Abbildung 3.3: Darstellung zur Genauigkeit der Einhaltung der Vorgabekurven durch die Anlage. Dargestellt ist die Volumenkurve des Hubkolbens mit den auftretenden Abweichungen zur Vorgabekurve. Die Fehlerbalken sind aus Gründen der besseren Sichtbarkeit mit dem Faktor 100 skaliert.

Der von mir weiter- und in vielen Teilen neuentwickelte naturgetreue und flexible, künstliche Kreislauf kann im Wesentlichen in drei Einheiten eingeteilt werden, die in den nachfolgenden Abschnitten vorgestellt werden. Neben den wichtigsten Merkmalen, die zum Verständnis der Funktion der Anlage notwendig sind, werden insbesondere die Neuerungen und Weiterentwicklungen hervorgehoben. Alle Komponenten wurden, sofern nicht anders angegeben, nach den im vorherigen Kapitel genannten Grundlagen selbst entworfen, gebaut und in die Anlage eingepasst.

## 3.1 Mechanischer Aufbau

Der mechanische Aufbau der Messappatur ist das Ergebnis mehrerer Dissertationen und Diplomarbeiten. Seine Planung und sein ursprünglicher Aufbau wurden ausführlich in [Apitz], [Malki] und die ersten Verbesserungen und notwendigen Änderungen in [Steiner] beschrieben. Um eine weitere Verbesserung der Ergebnisse, eine geringere Fehleranfälligkeit und eine noch bessere Reproduzierbarkeit zu erzielen, mussten aber noch weitere Änderungen vorgenommen werden. Außerdem sind auch weitere Neuerungen implementiert worden, die vor allem die Möglichkeit eröffnet haben, dass nun im Prinzip beliebige Geometrien von Herzklappen, sowie mechanische oder auch biologische Implantate in die Anlage im schnellen Wechsel eingesetzt werden können. Ebenfalls sind nun Durchlichtaufnahmen durch die Klappenebene möglich, die eine Aussage über die effektive Öffnungsfläche und das Öffnungs- und Schließverhalten des Probekörpers zulassen.

### 3.1.1 Übersicht über die Anlage

Der mechanische Aufbau des künstlichen Kreislaufs besteht aus den folgenden Einheiten:

- Hubkolben samt Antriebsmotor für den Vortrieb des Messfluids.
- Messstrecke mit definierten Querschnitten zur Erzeugung des Charakteristischen Anströmungsprofils einer Herzklappe und Bohrungen für den Einsatz von Drucksensoren.
- Probenhalter für einen schnellen Wechsel von Testobjekten bzw. zum Einsatz der Kraftsensorik.
- Reservoir, luftdicht verschließbar zur Einstellung eines definierten Gegendrucks durch das eingeschlossene Luftpolster.
- Rückflussdrossel samt Stellmotor für die Einstellung eines definierte Rückfluss-Widerstands während der Diastole.
- Druckluft-Kugelventil an Mitralposition für eine binäre und absolute Abdichtung der Rücklaufstrecke während der Systole.
- Rücklaufstrecke

Der in der folgenden Abbildung gezeigte Aufbau lässt für eine beliebige Anzahl von Wiederholungen eine gerichtete Durchströmung der zu betrachtenden Herzklappe mit einem exakt zeitlich definiertem Auswurfvolumen und eine Rückführung des Messfluids bei einem exakt einstellbaren Druckgradienten über der Herzklappe, genau nach den zu Beginn dieses Abschnitts beschriebenen Vorgaben, zu.

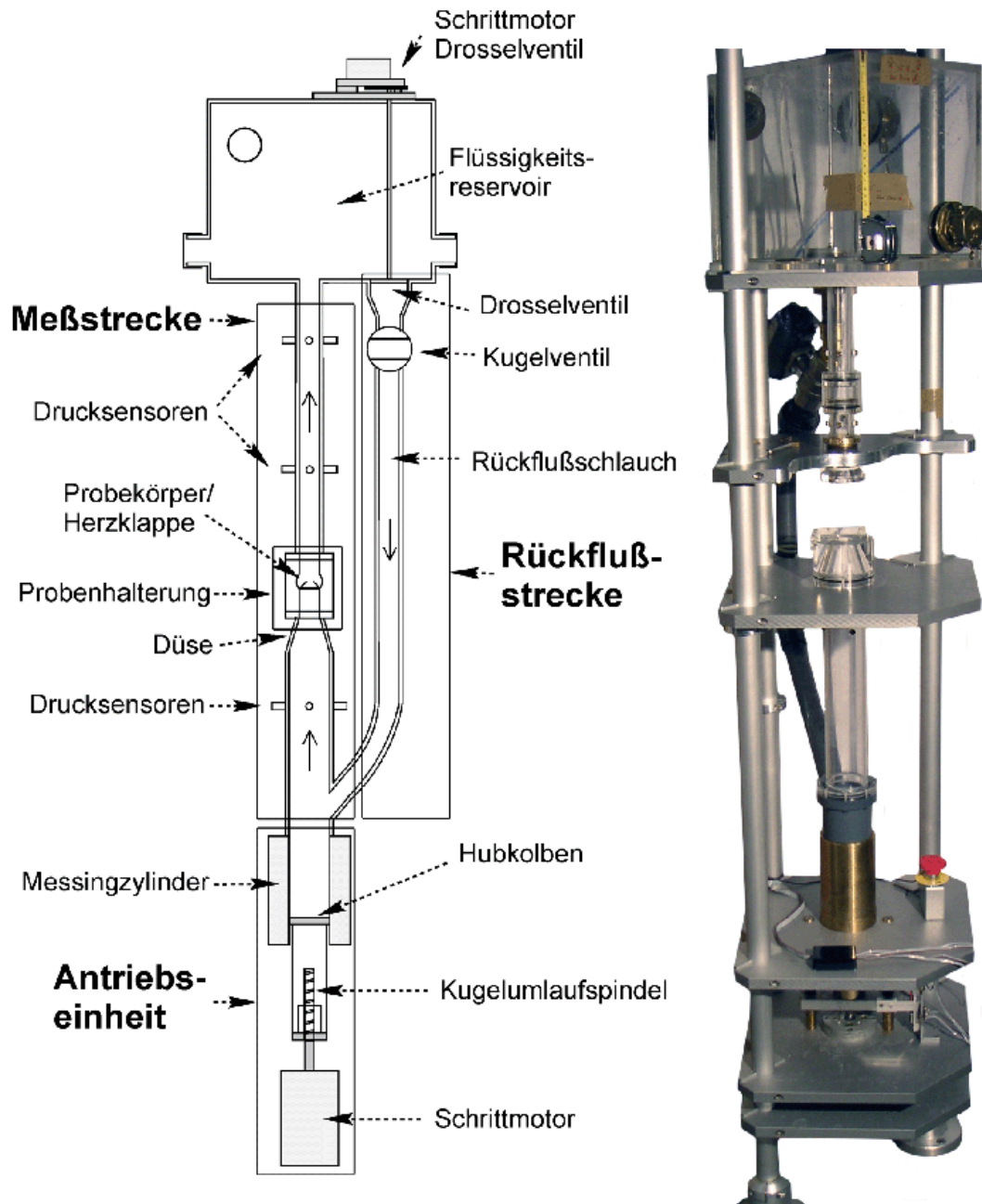


Abbildung 3.4: Prinzipieller Aufbau und Reales Bild der pulsativen in vitro Kreislauf-Testanlage.

Die folgenden Abschnitte mit genaueren Beschreibungen beschränken sich auf die Teile der Anlage, an denen Modifikationen vorgenommen worden sind.

### 3.1.2 Der Hubkolben

Wie schon in [Steiner] vermutet, war der bisher eingesetzte Hubkolben aus zweierlei Gründen nicht geeignet.

Zum einen hatte er einen zu geringen Durchmesser, weshalb ein erheblich größerer Hub durch den Motor gefahren werden musste, um die erforderlichen Volumina zu bewegen. Um diesen größeren Hub in der vorgegebenen Zeit zu bewältigen muss der Motor erheblich schneller fahren, als bei einem Hubkolben mit einem größeren Durchmesser. Ein schneller arbeitender Motor bringt erheblich mehr Störgeräusche in die Anlage ein und ist erheblich anfälliger für Fehlfunktionen.

Zum anderen war der Kolben zunächst aus Aluminium gefertigt, was sich als sehr korrosionsanfälliges Material erwiesen hat.



Abbildung 3.5: Erhebliche Korrosion am ursprünglich aus Aluminium gefertigten Hubkolben aus der Antriebseinheit der Messanlage.

Eigentlich überzieht sich Aluminium relativ schnell mit einer Eloxat-Schicht, die das Material passiviert. Allerdings ergaben sich bei vorherigen Messungen durch den Einsatz von nicht destilliertem Wasser und daraus resultierenden Kalkablagerungen und vor allem durch den Einsatz von Streuteilchen, die aus kleinen Glaskugeln ( $\sim 40\mu\text{m } \varnothing$ ) bestanden, die mit einer Silberschicht überzogen waren, extreme Ablagerungen auf den metallenen Teilen der Anlage. Durch die ständige Bewegung und die Reibung des relativ weichen Aluminium-Kolbens in seinem Führungszyylinder wurde die passivierende Schicht schnell abgetragen und der Kolbendichtring bekam Scharten, so dass der Kolben zum einen erheblich schlechter in seinem Lager gleiten konnte und zum anderen Leckagen auftraten.

Um die oben genannten Nachteile auszugleichen wurde ein neuer Hubkolben entworfen, dessen Grundfläche verdoppelt wurde. Der Kolben hat nun einen Durchmesser von 8 cm, ein Hubvolumen von 73ml wird nun mit nur noch 1473 Schritten statt vorher ungefähr 2800 erreicht. Die Steigung der Gewindestange (1 cm / Umdrehung) und die Ortsauflösung des Inkrementellen Drehgebers bzw. des Schrittmotors (1000 Schritte pro Umdrehung) sind gleich geblieben. Der neue Kolben ist nun auch nicht mehr aus Aluminium, sondern wurde aus Messing gefertigt. Das Material

ist zwar etwas schwerer und somit träger, dafür aber wesentlich korrosionsunempfindlicher. Die größere Trägheit ist durch die ausreichende Kraft des industriellen Schrittmotors kein Problem. Im Gegensatz zur ersten Version ist der Kolben nun auch als zweiteiliges Element aus Kolben und Pleuelstange gebaut worden, so dass man den Kolben an sich sehr schnell ausbauen und die Simmerringe wechseln kann. Außerdem wurde die Länge der Pleuelstange so ausgelegt, dass selbst bei maximalem Hub nicht das gesamte Wasser durch den Ablauf abfließt. Bleibt immer ein Rest von Flüssigkeit über dem Kolben stehen, so wird bei nicht zu kalkhaltigem Wasser eine Ablagerung verhindert.

#### 3.1.3 Die Messstrecke

An der Messstrecke wurden an sich keine Veränderungen vorgenommen. Das stellt sicher, dass die von [Malki] vorgenommenen Berechnungen zur Planung der Anströmung der Herzklappe immer noch Bestand haben. Auch die Abstände der Sensorebenen zur Klappenebene sind gleich geblieben, so dass konsistente Messungen im Vergleich mit Daten vor den Umbauten möglich sind.

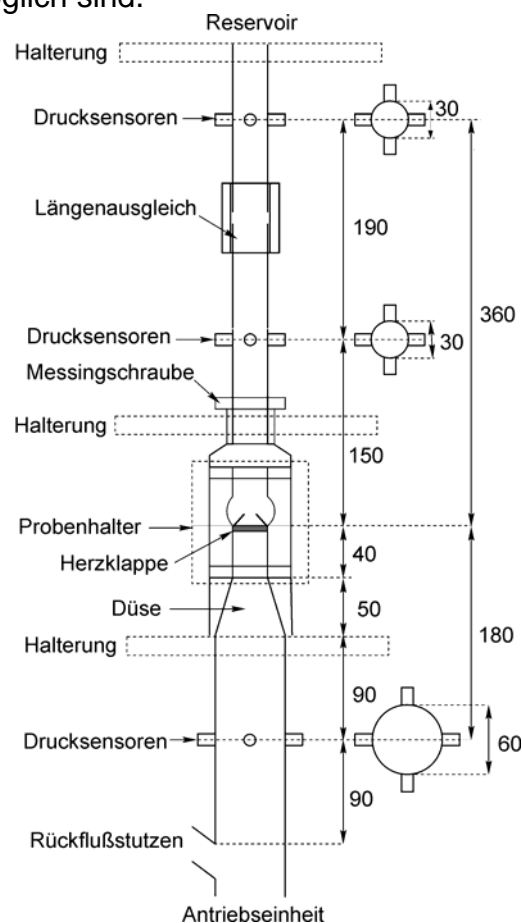


Abbildung 3.6: Die Messstrecke in Kreislaufsimulator mit Probenhalter (hier noch die alte Version) und den Andockpunkten für die Drucksensoren.



Um aber eine bessere Möglichkeit zur Bestimmung des Schließzeitpunktes einer Klappe zu erhalten und um die Möglichkeit zu schaffen, die effektive Öffnungsfläche einer Klappenprothese zu bestimmen, wurde der Teil des Rohrsystems zwischen Kolben und Anströmungsseite der Prothese in Form eines U-Rohrs neu entworfen.



Abbildung 3.7: Prinzip des Wechsels des Rohres zur Anströmung der Herzklappe. (vlnr: Gerader, ohne und U-förmiger Rohreinsatz).

Die neue Bauform wurde so entworfen, dass man durch ein Glasfenster von unten durch die Klappenprothese hindurchschauen kann. Beleuchtet man diffus von direkt oberhalb der Anlage, kann man unterhalb der Anlage über einen Spiegel umgelenkt eine Projektion der Öffnungsebene aufnehmen.

Die genauere Beschreibung dieses Verfahrens ist in Kapitel 5 dieser Arbeit zu finden. Natürlich verhindert die U-Form und die Umlenkung des Flüssigkeitsstroms direkt vor der Klappe eine korrekte Anströmung. Allerdings sind die beiden Rohrteile so gebaut, dass ein Wechsel in ca. 5 min. möglich ist. Zum einen wird das jeweilige Rohr unten auf den Hals zum Zylinder aufgeschraubt, zum anderen ist die Anlagenebene, die den Sockel des Probenhalters bildet, durch Anschläge abgestützt. So kann man die Klammern, die diese Ebene normalerweise an den Rahmenrohren fixieren lösen und die Ebene einfach hochschieben. Nun zieht man das jeweilige Rohrstück aus dem Sockel der Probenhalterung einfach heraus, steckt das neue hinein, senkt die Ebene wieder auf den Anschlag ab und fixiert sie wieder. Durch diesen schnell bewerkstelligten Wechsel kann man für Durchlichtaufnahmen das U-Rohr und für Präzisions-Messungen von Druckverlusten oder dem Strömungsverhalten das gerade Rohr nehmen.

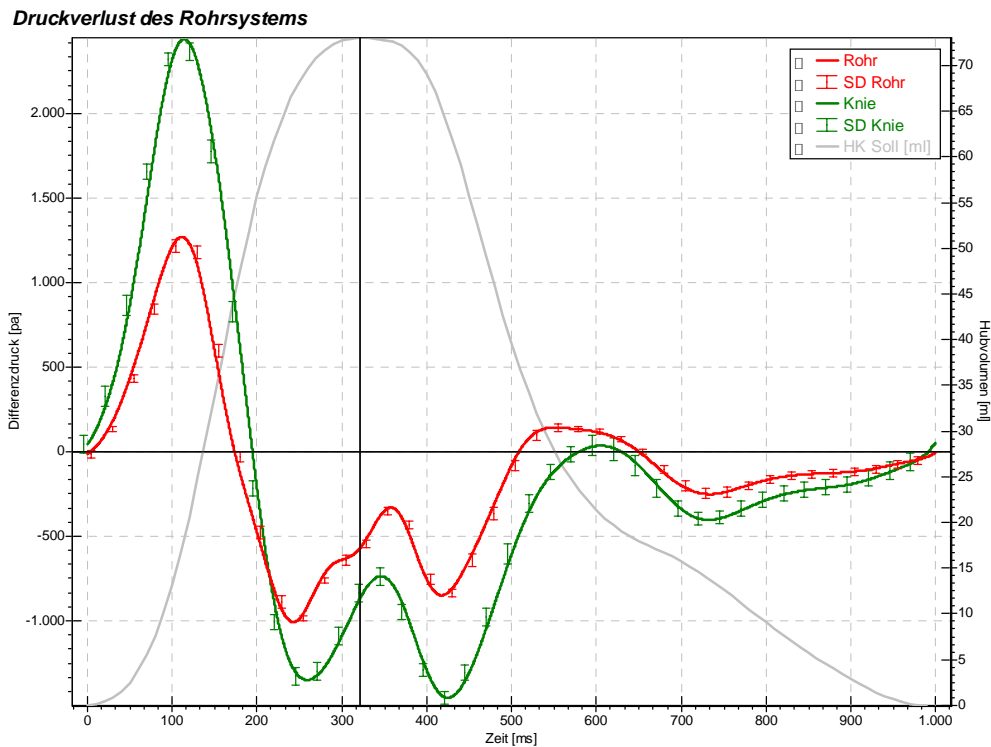


Abbildung 3.8: Druckverlust über die Messstrecke nur für das Rohrsystem ohne Herzklappe. Für das gerade und das U-förmige Stück Anströmungsrohr.

Dieses Prinzip hat sich bei den durchgeführten Messungen bewährt und funktionierte einwandfrei. Die dadurch zusätzlich möglichen Messungen waren wichtig und durch das Steckprinzip kann man die o.a. bessere Erreichbarkeit der Kolbenoberfläche zur Reinigung gewährleisten.

#### 3.1.4 Die Probenhalterungen

Eine ganz entscheidende Neuentwicklung in meiner Arbeit galt den Probenhalterungen. Die wesentlichste Neuerung ist, dass durch die Neukonstruktion die Messung an biologischen Herzklappenimplantaten ermöglicht wurde. Es können so nun nicht nur Vergleiche zwischen biologischen und mechanischen Prothesen vorgenommen werden, sondern es wurde so auch ermöglicht, die Anlage anhand eines Explantats einer funktionierenden menschlichen Aortenklappe zu kalibrieren. Durch diese Messungen sind nun auch absolute Aussagen über die Effektivität der Prothesen im Vergleich zu ihrem biologischen Vorbild möglich.

Das zweite Ziel beim Neuentwurf war es, den Wechsel einer Klappe in der Probenhalterung noch weiter zu vereinfachen, hauptsächlich mit dem Ziel des Einsatzes der Anlage zur Unterstützung einer laufenden Produktion von Herzklappenprothesen in Bezug auf die Qualitätssicherung. Außerdem wurden zwei neue Probenhalterungen entworfen, um Kraftmessungen und Untersuchungen an den 3:1 Modellen durchzuführen.

#### **Probenhalterung für Druckverlustmessungen**

Bei der alten Probenhalterung für Druckverlustmessungen gab es mehrere Nachteile, durch die sie sich für ihren Einsatz bei den vorgesehenen Messungen als ungeeignet herausgestellt haben.

- **Undichtigkeit:**  
Beim alten Prinzip der Probenhalterung wurde zwischen Deckel und Boden ein Glasbulbus eingesetzt, der mit O-Ringen radial gedichtet wurde. In diesen Glasbulbus wurde von unten eine Patrone mit einem ca. 4 cm langen Schaft eingesetzt, an deren Ende die mechanische Herzklappe eingeklebt wurde. Zur Angleichung der Brechungsindices, also zur besseren Visualisierung, wurde der Zwischenraum zwischen Glasbulbus und Plexiglaswand mit Wasser gefüllt. Wurde nun der Probenhalter in die Messstrecke eingesetzt und zur Abdichtung eingespannt, konnte es dazu kommen, dass durch die Inkompressibilität des Wassers der Außenkasten auseinander gesprengt wurde.
- **Zeitaufwand beim Wechsel:**  
Eine Prothese konnte nur sehr umständlich gewechselt werden, da sie in eine extra für jede einzelne Klappe passend gefertigte Patrone eingeklebt werden musste. Die Fertigung dieser Patrone und das Einkleben benötigten mindestens einen Tag, bevor mit der Herzklappe Messungen durchgeführt werden konnten.
- **Unflexibilität:**  
Es konnten nur starre, mechanische Prothesen verwendet werden.

Mit dem in den folgenden Abbildungen dargestellten Neubau der Probenhalterung für die Herzklappenprothesen wurden diese Nachteile behoben. Die Neukonstruktion der Probenhalterung ist immer noch als ein rechteckiger Plexiglaskasten mit den Außenmaßen 90 x 70 x 70 mm ausgelegt. Das garantiert, dass sie immer noch in alle Anlagen, die auch noch im Rahmen des Projektes Herzklappen der Arbeitsgruppe Pfister entwickelt wurden, eingesetzt werden kann. Siehe hierzu [Gries] und [Schwenzel]. Die Wandstärke wurde auf 10mm erhöht, so dass nun ein erheblich stabilerer Kasten zur Verfügung steht. Er dichtet nach dem alten Prinzip, indem der Deckel aufgesetzt und der Kasten in die Anlage(n) eingespannt wird.



Abbildung 3.9: Der neukonstruierte Probenhalter.

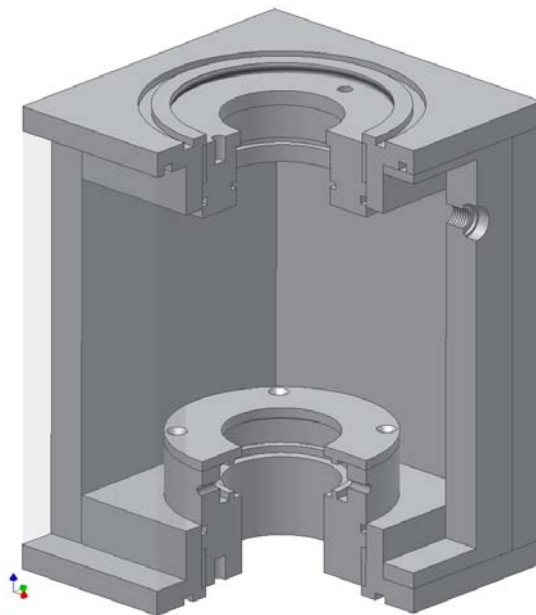


Abbildung 3.10: Schnitt durch die Konstruktionszeichnung des neu entworfenen Probenhalters.

Die Aufnahme der zu untersuchenden Prothese geschieht jetzt vollkommen anders. Die Klappen werden nicht mehr geklebt, sondern in den Boden des Kastens kann ein Sockel eingeschraubt werden, in dem ein Moosgummi-Ring eingebaut wird, in dem die Klappe eingesetzt wird. Zur Fixierung der Klappe werden mechanische Prothesen durch 3 Schrauben von der Seite auf Höhe des Klappenrings durch den Moosgummi-Ring hindurch festgeschraubt.

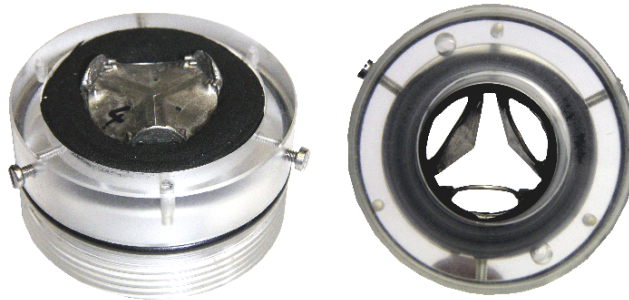


Abbildung 3.11: Sockel für die Aufnahme von mechanischen Herzklappenprothesen.

Biologische Prothesen werden an drei Stellen mit Nahtmaterial versehen, dieses wird ebenfalls durch das Moosgummi gefädelt und der Faden wird im Rand durch Madenschrauben eingeklemmt.

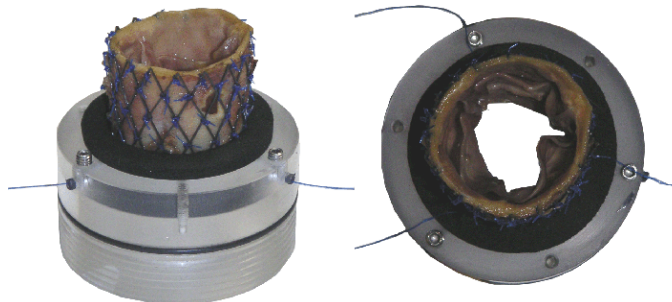


Abbildung 3.12: Sockel für die Aufnahme von biologischen Herzklappenprothesen.

Diese Art der Fixierung ermöglicht einen Klappenwechsel innerhalb von Minuten. Die mechanischen Klappen dichten im Moosgummi-Ring ausreichend gut ab, das wurde durch Tests ermittelt, in dem die Klappe an sich abgedichtet wurde und dann eine Wassersäule auf die Klappe in ihrer Halterung gegeben wurde. Es war bei einem ausreichend kleinen Innendurchmesser des Moosgummi-Rings, kein Leck zu ermitteln.

Bei den biologischen Klappen ist aufgrund ihrer Bauform mit einem außen liegenden Drahtgeflecht im Normalfall die Dichtung nur durch das Moosgummi nicht ausreichend. Deshalb wurde, wenn man nicht direkt an der Bestimmung dieses Lecks interessiert war, der Rand noch mit Knetmasse abgedichtet (z.B. bei den Messungen zur Kalibration der Anlage auf das humane Aortenklappenexplantat).

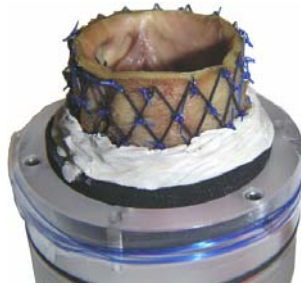


Abbildung 3.13: In Probenhaltersockel eingesetztes Aortenklappenexplantat mit Knetgummiabdichtung zur Vermeidung eines Paravalvulären Lecks.

Da die früher eingesetzten Glasbulben durch ihre (gewollten und in weiten Teilen auch sinnvollen) Ausbuchtungen bei einigen Messungen zur Nachlaufströmung ein verzerrtes Bild ergaben, wurde die Rohrstrecke direkt oberhalb der Klappe ebenfalls möglichst flexibel gehalten, um so bei Bedarf gerade Verbindungsstücke einsetzen zu können. Der Deckel wurde so gearbeitet, dass in ihn der gleiche Sockel, der auch die Prothese hält, eingeschraubt werden kann. Eine Rohrverbindung zwischen unterem und oberem Sockel wird nun einfach mit ihren Stirnflächen zwischen die beiden Moosgummi-Ringe geklemmt und so abgedichtet. Damit die alten Glasrohre mit den Bulben auch wieder passen, wurde bei einer Auswahl von üblichen Durchmessern direkt unterhalb der Ausbuchtungen das Glasrohr abgesägt. So sitzt die Klappe wieder direkt am Ansatz der Bulben.



Abbildung 3.14: Verschiedene Einsätze für die Rohrstrecke in Strömungsrichtung direkt nach der Herzklappe.

Dadurch dass man die Sockel in den Deckel und in den Boden einzuschrauben kann, ergibt sich außerdem die bislang nicht vorhandene Möglichkeit, die Klappenprothese in den Deckel einzusetzen. So kann jetzt auch der Bereich in Strömungsrichtung vor der Klappe untersucht werden, und man ist in der Lage die Anströmung der Klappe, den Rückfluss während der Diastole oder auch eine eventuelle Kavitation beim Klappenschluss zu untersuchen.



Obwohl die Wände nun erheblich dicker sind, musste trotzdem eine Möglichkeit gefunden werden, die Halterung einspannen zu können, ohne dass schon Wasser in den Zwischenraum eingefüllt wurde, und somit der Kasten wieder auseinander gedrückt würde. In die Wandung der Halterung wurde also eine Bohrung vorgesehen, die mit einer kleinen Schraube und einem O-Ring abgedichtet werden kann. Man spannt die Halterung ein, füllt dann über eine große Spritze mit einer Braunüle den Innenraum voll Wasser und schraubt dann das Loch wieder zu. Bislang war es so möglich, dass die Halterung dicht blieb.

#### **Probenhalterung für 3:1 Modelle**

Da die im Rapid-Prototype-Verfahren gefertigten Modelle der drei-flügeligen mechanischen Herzklappenprothese der Firma Tricumed (siehe Kapitel 4) erheblich größer als die normalen Herzklappenprothesen sind, musste für die Untersuchungen an ihnen auch eine neue Aufnahme gebaut werden. Bei der Untersuchung dieser Proben geht es hauptsächlich um die Verbesserung der Lager der einzelnen Flügel, also ist eine wohldefinierte Anströmung nicht so entscheidend. Hauptsächlich ist man an der Möglichkeit interessiert, die Klappenflügel pulsativ zu bewegen, um deren Beweglichkeit und Öffnungswinkel zu beurteilen. Da die Klappen relativ beliebig geformt werden können, wurde sich für ein möglichst einfaches Design entschieden und auf die Nachbildung des Klappenrings der originalen Prothesen zugunsten einer einfachen, zylindrischen Außenform verzichtet. Es wurde ein Kasten gebaut, der aus einem Sockel mit einer zylindrischen Fassung im Durchmesser des Außenrings des Modells besteht und ansonsten von Seitenwänden und Deckel her dem Prinzip der normalen Probenhalter, natürlich mit einer größeren Kantenlänge, folgt. Damit die Klappe fixiert ist, steht sie unten auf und kann von oben mit einem gelochten Deckel gehalten werden.



Abbildung 3.15: Probenhalter für die 3:1 Herzklappenmodelle.

#### Probenhalter für die Kraftmessung

Wie auch beim ersten Versuch des Entwurfs einer Halterung, die die Messung von Kräften auf Herzklappen ermöglichen soll (sh. [Steiner]), war es notwendig, eine neue Probenhalterung zu konstruieren. Eine Unterbringung der Sensoren zur Kraftmessung ist in der Halterung für Druckverlustmessungen nicht möglich, ohne die Vor- bzw. Nachlaufströmung erheblich zu verändern. Für eine exakte Bestimmung der Kräfte auf die Klappenprothese, muss diese möglichst frei aufgehängt werden. Trotzdem muss auch genügend Auflagefläche für den Ansatz von den Kraftsensoren geboten werden. Die Aufnahme ist als zweigeteilter Ersatz für den Bulbus, der sonst zwischen Boden und Deckel den Volumenfluss führt, entworfen worden. Zwischen den beiden Hälften ist Platz für einen Ring aus Plexiglas, der als Rohling sehr einfach zu fertigen ist und somit schnell für weitere Herzklappenprothesen neu gebaut werden kann. Die eigentliche Herzklappe wird nun in diesen Ring möglichst fest eingespannt, natürlich ohne ihre Funktion zu beeinträchtigen. Entweder, je nach Ausführung der Klappe, kann diese einfach geklemmt, geklebt (aus weiter oben genannten Gründen eher unerwünscht) oder mit kleinen, versenkten Madenschrauben fixiert werden. Wichtig ist, dass der Ring und die Klappe eine möglichst starre und unelastische Einheit bilden, damit Kräfte, die auf die Klappe wirken, ohne Verfälschungen an den Ring übertragen werden.



Abbildung 3.16: Kraftmessbulbus, schematische und reale Abbildung.



Dieser Ring setzt auf je drei, konzentrisch angeordneten Sensoren auf. Diese Piezokristalle werden in Vertiefungen in dem Rand der unteren und der oberen Hälfte der Probenhalterung eingeklebt. Um eine Leckage durch die Kabelkanäle der Sensoren zu verhindern, wurden die Sensoren und ihre Kabel mit einem speziellen 2-Komponenten Kleber für Plexiglas eingegossen. Dieser Kleber härtet vollständig aus und ist für füllende Arbeiten an Plexiglas gedacht. Um eine einstellbare Vorspannung und eine definierte Einstellung des Spaltmaßes für den Mittelteil zwischen den in Ober- und Unterteil eingelassenen Sensoren zu ermöglichen, werden die beiden Hälften mit einem Feingewinde ineinander geschraubt.

### 3.1.5 Die Rücklaufdrossel

Um mit dem starren Rohrsystem der Messanlage einen physiologischen Druckverlauf während der Diastole zu simulieren, muss die Rücklaufstrecke entsprechend der abnehmenden Kolbengeschwindigkeit bei fortschreitender Diastole variabel gedrosselt werden. Würde die Fläche der Rücklaufdrossel während des Zyklusses nicht geringer, brähe der transvalvuläre Druckgradient relativ schnell wieder zusammen.

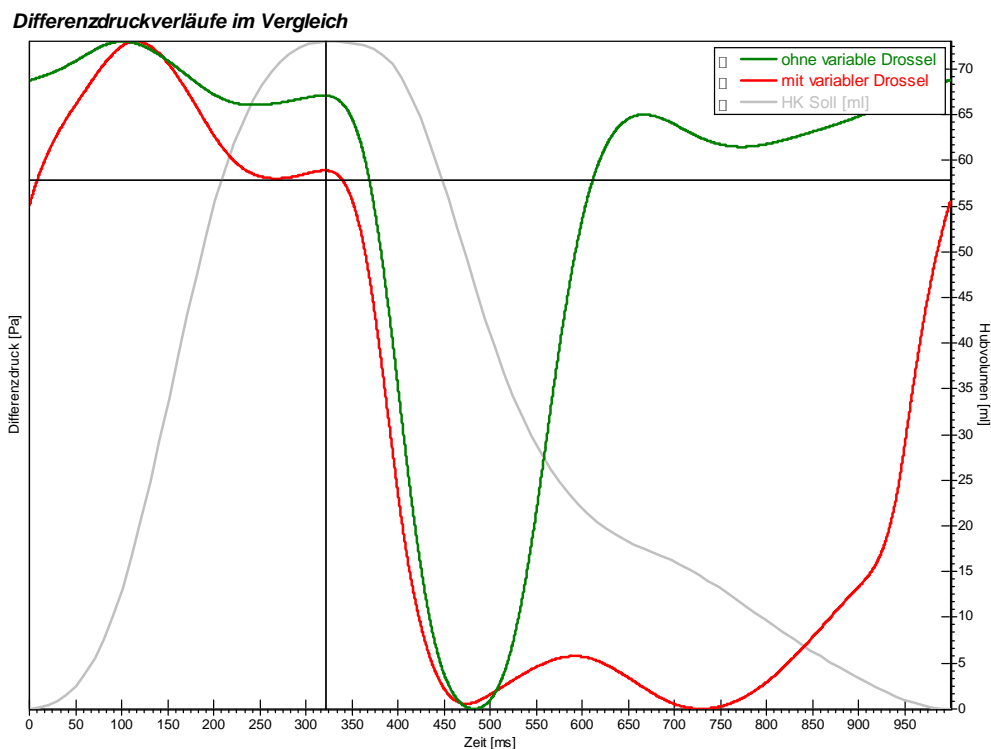


Abbildung 3.17: Vergleich des transvalvulären Druckgradienten mit und ohne variablen Rücklaufwiderstand.

Nach den ausführlichen Erklärungen in [Steiner] zum Aufbau und zur empirischen Ermittlung einer passenden Flächenfunktion für die veränderliche Rücklaufdrossel, sei hier nur kurz ein Übersichtsbild ihrer Funktionsweise dargestellt.

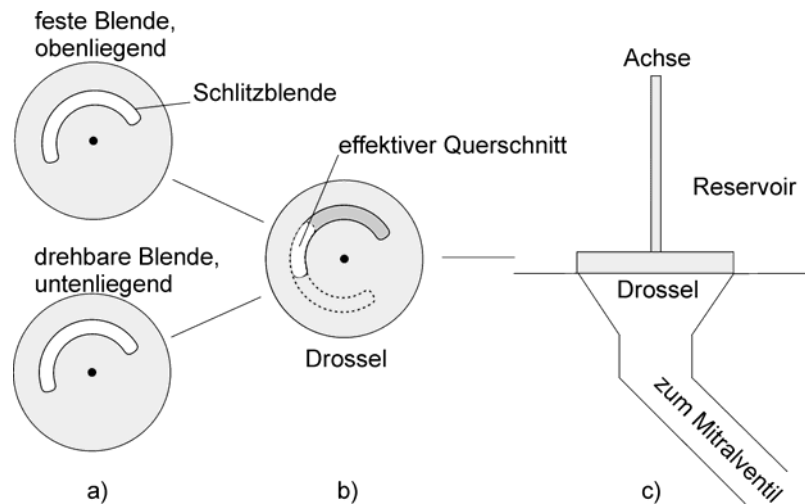


Abbildung 3.18: Funktionsprinzip der variablen Drosselblende in der Rücklaufstrecke.

Leider hat sich bei weiteren Messungen herausgestellt, dass das eingesetzte System aus dem verwendeten Schrittmotor mit nur der Nullpunktsüberwachung nicht vollkommen ausreichend ist bzw. genau grenzwertig arbeitet. Der Motor scheint nicht in jedem Fall ausreichend stark genug für die korrekte Drehung der Schlitzblende zu sein. Es ist wohl so, dass die Lagerung der unteren Schlitzblende teilweise nicht genug gleitet, gerade wenn der Kolben nach unten fährt und somit einen Unterdruck erzeugt. Außerdem ist die Verzahnung des Getriebes verbesserungswürdig. Beide Fehler verursachen manchmal kleine Aussetzer bzw. eine Differenz zwischen dem Soll- und dem Ist-Wert bei der Motoransteuerung. Diese Differenz wäre nicht so schlimm, wenn der Motor, genau wie der große Schrittmotor, über eine kontinuierliche Positionsüberwachung verfügen würde. Aber durch die nur singuläre Regelung durch die Nullpunktslichtschranke kann der PID-Regler nicht entsprechend auf die Abweichungen reagieren. Dem Ganzen könnte abgeholfen werden, indem man einen stärkeren Schrittmotor mit einem neuen Getriebe und/oder zusätzlich einen inkrementellen Drehgeber einsetzt. Die Möglichkeiten für diese Veränderungen wären prinzipiell gegeben.

Da das vorhandene System aber gerade an der Grenze seiner Möglichkeiten arbeitet (nur bei ca. jeder 10. Wiederholung versagt die Drossel), ist es durch die inzwischen nahezu direkte Auswertung nach einer Messung möglich, bei einem Versagen der Drossel einfach so lange

eine neue Messung durchzuführen, bis man einen funktionierenden Messlauf hat. Eine Fehlfunktion der Drossel erkennt man sofort an den aufgenommenen Ist-Werten der Drossel bzw. an den aufgenommenen Druckwerten. Bei einer ausreichenden Zahl der Messungen gab es genügend einwandfreie Wiederholungen. Deshalb wurde in Abwägung mit dem zeitlichen Aufwand auf einen Neuentwurf der variablen Drossel verzichtet und es sei dafür auf zukünftige Projekte verwiesen.

#### 3.1.6 Die Rücklaufstrecke

Die ehemals aus einem Schlauch bestehende Rücklaufstrecke wurde als letzte, unnötige Variabilität im Rohrsystem, neben dem Luftpolster im Reservoir, inzwischen komplett aus einem starren Rohr gefertigt. Die Freiheitsgrade der Anlage, was die Druckverhältnisse in ihrem Inneren angeht, sind so noch erheblich eingeschränkt und ihre Reproduzierbarkeit weiter gesteigert worden.

## 3.2 Elektrik und Elektronik

Die Elektronik und Elektrik, die zur Steuerung der Anlage benötigt wird, wurde aus den schon im Kapitel 2 und den vorherigen Abschnitten genannten Gründen für eine besseren Umsetzung und Optimierung zu einer stabileren, benutzerunabhängigeren und intuitiveren Anlage von mir komplett neu entworfen und aufgebaut.

Die Nachteile der bisherigen Elektronik waren:

- Aufbau im Open-Wire-Verfahren:  
Hierbei werden die Bauteile auf eine Lochrasterplatine aufgesetzt und mittels vielen mehr oder minder kurzen Schaltdrähten miteinander verbunden. Hierbei kommt es sehr schnell zu Fehlern, durch z.B. fehlerhaft gelötete Drähte, falsche Verdrahtung oder Einstrahlung von Störsignalen. Die mechanische Festigkeit ist ebenfalls nicht besonders groß.
- Ungenügende Dokumentation:  
Leider gab es für den bisherigen Aufbau nur eine mehr oder minder genaue, nicht genormt notierte Dokumentation, die eher das Prinzip der Funktion der Schaltung wiedergab, als einen genauen Bauplan. Außerdem wurden die letzten Änderungen anscheinend nicht mehr in die letzten Dokumentationen übernommen. Das machte eine Änderung, Anpassung oder Reparatur für andere als die Entwickler so gut wie unmöglich.

Dieser Zustand war zu rechtfertigen, da der Aufbau der bisherigen Elektronik dem richtigen Prinzip folgte und solange die Anlage nur als rein experimenteller Aufbau für Entwicklungen innerhalb der Arbeitsgruppe diente. Für die Arbeiten und Messungen mit den Zielen in dieser Arbeit waren die genannten Nachteile aber nicht mehr zu tolerieren.

In den Folgenden Abschnitten werden die einzelnen Komponenten in ihrer Ausführung und Funktion beschrieben. Die für die Messwerterfassung benötigten elektronischen Aufbauten, meist die Messverstärker, sind im Abschnitt über die Sensorik beschrieben.

#### 3.2.1 Hubkolbenmotor Leistungselektronik

Die gesamte Elektronik der Anlage wurde zusammengefasst und konnte auf einem erheblich kleineren Raum als dem vorher benutzten untergebracht werden. So war es möglich, den bislang benutzten, unhandlichen 19" Schrank wegzulassen. Zusätzlich zu der Leistungselektronik ist in dem benutzten 19" Rack die durch einen NotAus- und Schutzschalter abgesicherte Stromversorgung der Anlage untergebracht. Sie verteilt den Strom zum einen intern zu der Leistungselektronik und zum anderen an auf der Rückseite herausgeführte Steckdosen für weitere Netzteile oder Leistungsendstufen. Bislang ist an ihr das 24V Netzteil zur Versorgung des binären Druckluftventils und des kleineren Drosselschrittmotors angeschlossen. Wird einer der Notaus-Taster betätigt, schaltet die Sicherheitsschaltung so alle Hochstrom führenden Anlagenteile aus.

Da die Leistungselektronik passend zu dem großen Schrittmotor von [Berger u. Lahr] gekauft wurde, mussten an ihr keine Änderungen vorgenommen werden. Die Verbindungen zum Schrittmotor und Encoder, sowie zur Ansteuerungselektronik werden über die dafür vorgesehenen Kabel bewerkstelligt.



Abbildung 3.19: Schrittmotor-Leistungselektronik und Stromversorgung mit Not-Aus Funktion.

### 3.2.2 Steuerelektronik

Die gesamte Elektronik zur Ansteuerung und zur Auswertung des Status der Anlage wurde ebenso wie die Leistungselektronik des Hubkolbens in einem einzigen 19" Rack untergebracht. Die einzelnen Module sind

- die Platine zur manuellen Steuerung der Anlage,
- die Encoder-Platine zur Auswertung der Hubkolbenposition,
- eine Relais-Platine und
- die Leistungselektronik für den kleinen Schrittmotor.

Deren Ausführung hat sich zu ihren Vorgängerversionen grundlegend geändert. Alle Platinen sind als 19" Einsteckkarten im Euroformat entworfen, in PCB-Technik gebaut, über ein Bus-System miteinander verbunden und haben eine klar beschriftete Frontblende. Sämtliche Funktionen können mittels Druckknöpfen gesteuert werden. Alle Zustände und Funktionen der Elektronik werden über Mikrocontroller umgesetzt und auf zwei 16 Zeichen breite Displays in der Frontblende von Hauptsteuerung und Encoder in Klartext wiedergegeben. Alle I/O Leitungen und sämtliche Versorgungsleitungen werden auf der Rückseite über genormte Steckverbindungen und beschriftete Pinbelegungen in das Rack der Kontrollelektronik eingespeist oder herausgeführt.



Abbildung 3.20: Die Steuerelektronik.

#### Leistungselektronik Drosselmotor

Die Funktion der Leistungselektronik für den Drosselschrittmotor entspricht weitgehend dem Prinzip der Leistungselektronik, die auch schon in [Steiner] beschrieben wurde. Sie besteht in der Hauptsache immer noch aus einem Schrittmotor-Kontroll-IC L297 zusammen mit einem Leistungsbrückentransistor L298 der Firma SGS-Thomson. Zur Stromversorgung erhält die Schaltung +5V aus dem internen Netzteil des Racks, sowie +24V über die externe Einspeisung.

Die Schaltung setzt die eingehenden Signale auf TTL Pegel

- Enable (An / Aus)
- Richtung (cw / ccw, Uhrzeigersinn / gegen Uhrzeigersinn) und
- Geschwindigkeit (Taktsignal, Frequenz)

in eine getaktete Beschaltung der 2 oder mehr verschiedenen Wicklungen des Schrittmotors um. Daraus resultiert eine schrittweise Bewegung der Motorachse in die gewünschte Richtung mit der gewünschten Geschwindigkeit. Für die genauere Funktion eines Schrittmotors sei auf [Steiner], [Malki], [Apitz] oder [Stepper] verwiesen. Für die genaue interne Funktion und Beschaltung sei auf die PCB-Datei der Schaltung im Anhang verwiesen.

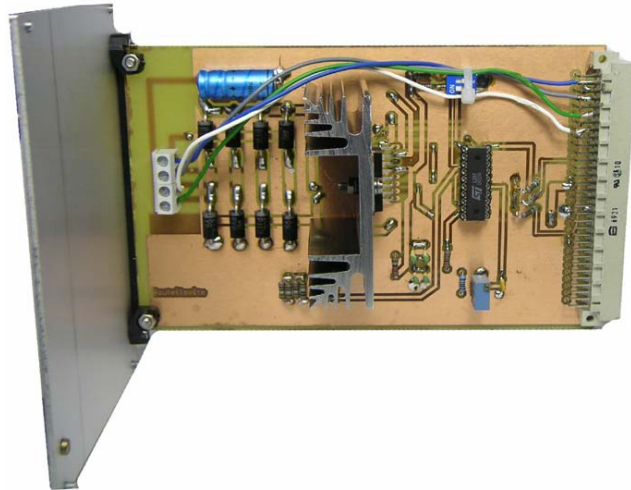


Abbildung 3.21: Die Platine der Leistungselektronik.

#### **Relaisschaltung**

Die Platine zur binären Steuerung von externen Geräten wurde als Transistor Open-Collector Schaltung aufgebaut. Für eine bessere Entkopplung sind die Eingänge durch Optokoppler und Kurzschluss-Dioden gesichert, damit ein unbeabsichtigtes Schalten durch Störungen von außen (z.B. eine Spannungsspitze im System beim Ein- oder Ausschalten von weiteren an der Stromversorgung angeschlossener Geräte) verhindert wird. Ein Fehler, der im bisherigen Aufbau relativ häufig vorgekommen ist.

Durch die Art der Bauweise lassen sich über Eingänge mit TTL-Pegel Ausgänge mit bislang 24V und einer erheblich größeren Stromaufnahme an- und ausschalten. Bislang wurden zwei Schaltausgänge vorgesehen, die momentan das Druckluftventil und eine LED schalten. Das Druckluftventil sperrt oder öffnet die Rücklaufstrecke, die LED wird bei Videoaufnahmen in die Aufnahme eingeblendet. Somit ist sie, bei einer entsprechenden Einstellung der Schaltung, die zeitliche Verknüpfung der gefahrenen Volumenkurve zu dem aufgenommenen Videosignal. Man kann natürlich den Impuls zum Öffnen und zum Schließen für beide Ausgänge getrennt voneinander zu beliebigen Zeiten und in beliebigen Frequenzmustern schalten.



Die Ausgänge für die Versorgung der Last sind als Bananenstecker auf der Frontseite der Platine, sowie, direkt verbunden, auf der Rückseite herausgeführt. Unter jedem Einstecker für + und - Potential ist ein Drucktaster zum manuellen Auslösen der Relaischaltung und eine LED zur Kontrolle des Zustandes der Steuerleitung untergebracht. In einer weiteren Version sollte die Funktion der manuellen Auslösung so implementiert werden, dass eine einrastende Funktion der Schalter möglich ist.

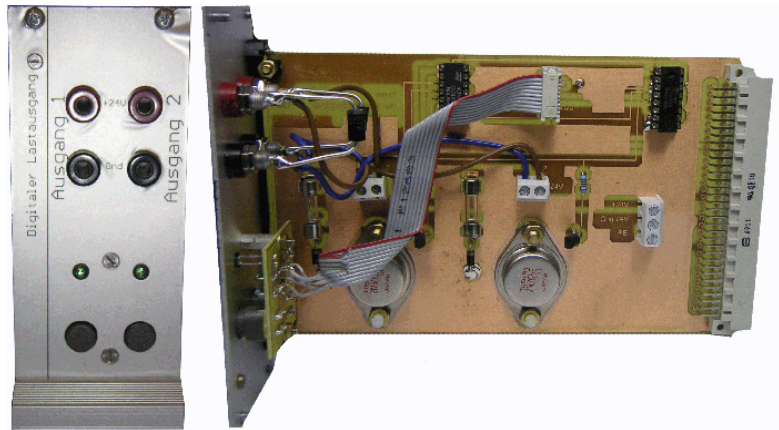


Abbildung 3.22: Die Platine Relaischaltung.

### Encoderauswertung

Das Modul zur Auswertung der Position des Hubkolben-Schrittmotors ist vollkommen neu gestaltet worden, da bei Untersuchungen deutlich geworden war, dass die vorher verwendete Beschaltung bei zu hohen Geschwindigkeiten nicht schnell genug war, um alle Schritte des Motors mitzuzählen und es dadurch auch zu Aussetzern der Anlage kam.

Ein Schrittmotor gibt seine Position mittels eines sogenannten Encoders an. Dieser besteht aus einer Schlitzscheibe auf der Motorachse, die durch zwei 90° zueinander versetzte Lichtschranken läuft. Diese erzeugen ein Signal aus Rechteckimpulsen, dessen Frequenz etwas über die Schrittgeschwindigkeit und die Abfolge der Flanken der Signale zueinander etwas über die Drehrichtung aussagt. Das erzeugte Muster an Rechteckimpulsen wird als 'Gray-Code' (nach seinem Erfinder Elisha Gray) und nicht als reiner Binärcode ausgegeben. Während die MSBs<sup>9</sup> für Binärcode und Graycode identisch sind, gilt dies nicht für die weiteren Bits. Beim Binärcode werden neue Bits stets vom LSB aufwärts hinzugefügt. So entstehen Übergänge zwischen zwei Positionen, bei denen sich mehrere Bits ändern können. Beim Graycode werden neue Bits so hinzugefügt, dass diese bei Positionsübergängen ihren Wert dann nicht ändern, wenn die bereits vorhandenen höherwertigen Bits eine

<sup>9</sup> MSB (engl.): Most Significant Bit, Höchstwertiges Bit in einer Binärzahl  
LSB, Least Significant Bit, Niederwertigstes Bit einer Binärzahl

Änderung zeigen. So werden Fehler bei schnellen Schrittfolgen oder bei Richtungswechseln vermieden. Nähere Informationen zur Typisierung des Gray-Code siehe unter [Gray-Code] und [Recipes C++].

Für die Auswertung der Encodersignale wurde ein spezieller Zählerchip eingesetzt, der LS7083 von LSI Computer Systems. Er ist für die Umsetzung von Binär- oder Gray-Code zu Auf-/Ab-Triggerimpulsen entworfen worden. Er kann hierbei eine maximale Frequenz des Eingangssignals von 625 kHz verarbeiten, was bei dem vorliegenden Encoder mit maximal 10 kHz Schrittfrequenz vollkommen ausreichend ist.

Die Auf-/Ab-Impulse werden an einen, aus einer hintereinandergeschalteten Kette von vier mal 4 Bit Zählern bestehenden, 16-Bit Zähler ausgegeben. Der aktuelle 16 Bit Wert wird an den auf der Platine vorhandenen Mikrocontroller und an den Parallel-Ausgang für den Encoderwert an der Rückseite des Steuerelektronik-Racks angelegt. Der Mikrocontroller ist so programmiert, dass er den anliegenden Zählerwert in die gewünschte Einheit (Schritte [], Hub [m/cm/mm] oder Volumen [ml]) umrechnet (entsprechend der Gewindesteigung und der Kolbenfläche) und auf dem Display der Karteneinheit an der Frontseite ausgibt. Der 16 Bit Ausgang kann über die PCI-Einsteckkarte im PC ausgelesen werden und stellt somit die Position des Hubkolbens der Steuersoftware zur Verfügung.

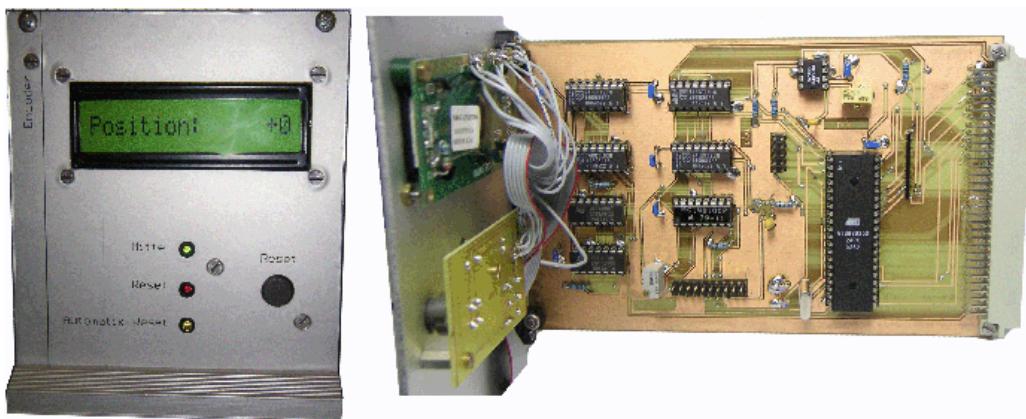


Abbildung 3.23: Der Platine der Encoderschaltung.

Auf der Frontblende ist ein Resetschalter vorgesehen, mit dem der Zählerwert manuell auf Null gestellt werden kann. Ein Reset kann außerdem durch eine Steuerleitung von seiten des Computers oder der Hauptsteuerungsplatine geschehen. Außerdem sind 3 LEDs<sup>10</sup> untergebracht, die anzeigen, ob die Resetleitung auf einem aktivierten Pegel (auf 'high') liegt, ob ein automatischer Reset bei Auslösen der Mittelposition des Hubkolbens stattfinden soll und es die Mittelposition des Hubkolbens über eine LED abgebildet.

---

<sup>10</sup>LED (engl.): Light Emitting Diode, Leuchtdiode



### **Hauptsteuerung**

Die Hauptsteuerung ist die Hauptschaltstelle und übernimmt sämtliche logischen Einstellungen der Anlage. Außerdem übernimmt sie die Abfrage der Grenzzustände der Schrittmotoren und die inzwischen automatisierte Rückstellung auf den definierten Ursprungszustand.

Sie schaltet außerdem den Betriebsmodus von manueller auf automatische Steuerung. Alle Ausgänge der Karte zu den Schrittmotor-Leistungselektroniken, dem Encoder, sowie den Relaisschaltungen sind über einen Multiplexer mit entweder dem Mikrokontroller auf der Platine oder mit dem Sub-D Stecker für den Steuerleitungseingang auf der Rückseite des Racks verbunden. Sämtliche notwendigen Steuersignale können so von der Elektronik erzeugt und über Drucktaster manuell eingegeben oder als durchgeschliffenes Signal aus dem Steuerrechner von der PCI-Einsteckkarte übernommen werden.

Man kann mittels der weiteren Drucktaster auf der Frontblende den Hubkolben hoch und runter und die Drossel nach links und rechts fahren. Um eine genaue manuelle Steuerung zu ermöglichen, kann bei laufendem Motor durch gleichzeitiges Drücken einer der Tasten für den anderen Schrittmotor die Schrittgeschwindigkeit in 10 Hz Schritten erhöht oder gesenkt werden. Das Frequenzsignal zur Taktung der Motoren wird intern durch den Mikrokontroller über einen seiner Pulsgeneratoren erzeugt. Somit kann in dem notwendigen Bereich eine nahezu beliebige Frequenz eingestellt werden.

Neben der manuellen Positionierung der Schrittmotoren ist inzwischen auch ein Resetschalter implementiert worden, der auch ohne einen angeschlossenen Steuerrechner die Rückpositionierung der Anlage in eine definierte Anfangsposition erlaubt. Die Abfrage der Lichtschranken und die Steuerung der Motoren geschieht hier im Prinzip genauso wie in der auf dem Steuerrechner ausgeführten Software, allerdings in der Firmware des Mikrokontrollers. Dies erleichtert die Arbeit mit der Anlage erheblich, da man ohne Steuerrechner oder bei einem Ausfall oder Absturz der Steuersoftware trotzdem eine aktive und wesentlich vereinfachte Kontrolle über die Anlage hat. Außerdem fängt die Anlage nun selbständig Verletzungen der maximalen Wege des Hubkolbens ab und reagiert mit einer Unterbrechung der momentanen Vorgaben, um die Anlage in die Nullposition zurück zu fahren.

Die Elektronik ist auch intelligent genug, um den Zustand der Computer-Einsteckkarte zu erkennen. Wird die Steuersoftware beendet, schaltet die Elektronik automatisch auf manuellen Betrieb. Ein Grund für die Implementation dieser Funktion war das undefinierte Verhalten der Anlage in der vorherigen Ausführung, wenn der Strom der Anlage angeschaltet wurde und die Steuersoftware nicht oder noch nicht

hochgefahren war. Es kam hier zu einigen unangenehmen und unkontrollierten Fahrten der Schrittmotoren.

Die aktive Steuerung der Anlage durch den Mikrokontroller vereinfacht also die Bedienung und verhindert auch im hohen Maße die Fehlbedienung der Anlage, was ein wesentlicher Punkt für ihre Zulassung und Zertifizierung als medizinisch-technische Messanlage ist. Für Informationen über die genaue interne Umsetzung sei auf den Quellcode der Firmware und das PCB-Layout für die Platine verwiesen.

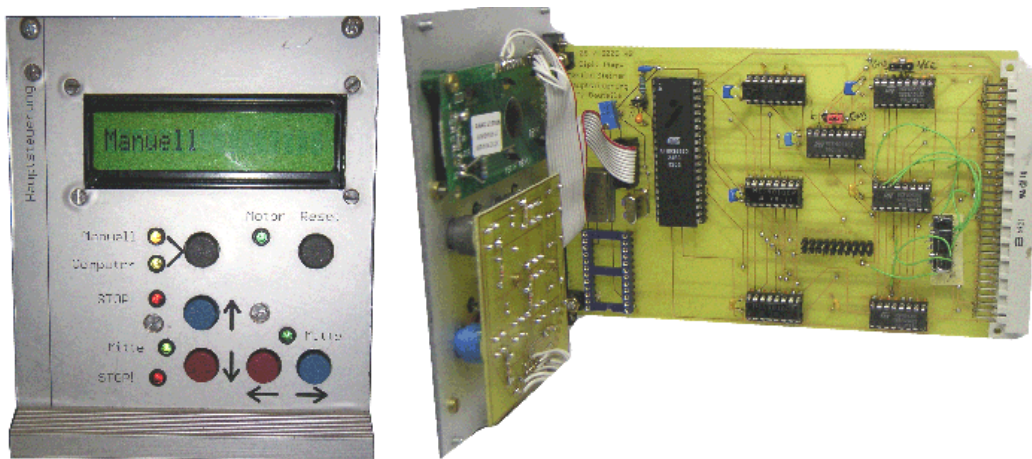


Abbildung 3.24: Die Platine der Hauptsteuerungsschaltung.

Im Prinzip ist mit der freien Programmierbarkeit des Mikrokontrollers die Möglichkeit verbunden, die gesamte, also auch die automatische, Steuerung und die Regelung der Anlage vom Steuerrechner in einen Mikrokontroller umzusetzen und den PC nur noch als reine Datenaquisition zu benutzen. Weitere Verbesserungen wären auch bei der Verbindung zwischen dem Rechner und der Steuerelektronik möglich, indem man die momentan noch parallel übertragenen Informationen von Encoderstellung und der Steuersignale über seriell arbeitende Schnittstellen wie den USB-Bus überträgt. Moderne Schnittstellen wie USB 2.0 oder FireWire bieten in bestimmten Betriebsarten ausreichend Datenübertragungsgeschwindigkeit, um die anfallenden Werte wie die absolute Hubkolbenposition und andere zu übertragen. Es wäre so möglich, die Anlage mit der entsprechenden Software im Prinzip über einen beliebigen Rechner (auch z.B. einem Laptop) zu steuern, der diese sog. Legacy-Schnittstellen bedienen kann.

Man würde sich mit dieser Bausweise aber auch, neben dem Vorteil der wirklich in Echtzeit funktionierenden Regelung, einige Nachteile einhandeln. So ist es nicht trivial, die gemeinsame Zeitbasis für Motorsteuerung und aufgenommenen AD-Daten zu gewährleisten. Eine Lösung wäre, die AD-Wandlung ebenfalls in die Steuerelektronik zu integrieren. Das wiederum ist aber nicht trivial, da entweder zuviel

Speicher auf der Elektronik oder ein noch schnelleres und ohne Latenzzeit übertragendes Bus-System benötigt werden. Die Versuche während dieser Arbeit haben außerdem gezeigt, dass auch unter einem 32bit Multitasking Betriebssystem wie Windows eine Regelung mit ausreichender zeitlicher Genauigkeit möglich ist.

### Netzteil

Da es unter anderem das Ziel war, die gesamte Anlage transportabler und einfacher handhabbar zu gestalten, wurde in jede elektronische Komponente, die nur einen 5V TTL Niedrigstrom-Pegel benötigt, ein eigenes Netzteil mit ausreichender Dimensionierung eingebaut.

Die Schaltungen sind, wie auch die oben beschriebenen Einsteckkarten im 19" Rack, in einer geschlossenen Einheit zusammengefasst, die in ein geerdetes, stabiles Aluminium-Gehäuse eingesetzt wurde. Jedes Gehäuse besitzt einen mit Schutzschalter oder Verdampfungssicherung abgesicherten Eingang für ein handelsübliches Kaltgeräte-Stromkabel und ist für eine Eingangsspannung von üblichem, zumindest in Deutschland überall erhältlichem, Hausstrom (50 Hz, ~230 V) ausgelegt. Es sind so keine speziellen Labornetzeile notwendig. Außerdem wird eine Fehleinspeisung von zu hohen Strömen oder Spannungen weitestgehend verhindert. Die korrekte elektrische Versorgung und Erdung von elektronischen Komponenten ist auch eine zwingende Voraussetzung für die Abnahme einer Anlage als Messanlage.

Ist die Stromaufnahme zu hoch oder wird eine spezielle Spannung benötigt, so sind spezielle Versorgungseingänge (sh. Relaiskarte) oder eigene Leistungsendstufen (sh. Schrittmotor Leistungsendstufe) vorhanden. Für eigentlich alle von mir entwickelten Schaltungen und Verstärker ist das Prinzip des Netzteils/Transformators gleich, also gilt das oben Gesagte und das unten abgebildete Schaltbild auch für die anderen Schaltungen und es wird im Weiteren auf deren Stromversorgung nicht weiter eingegangen.

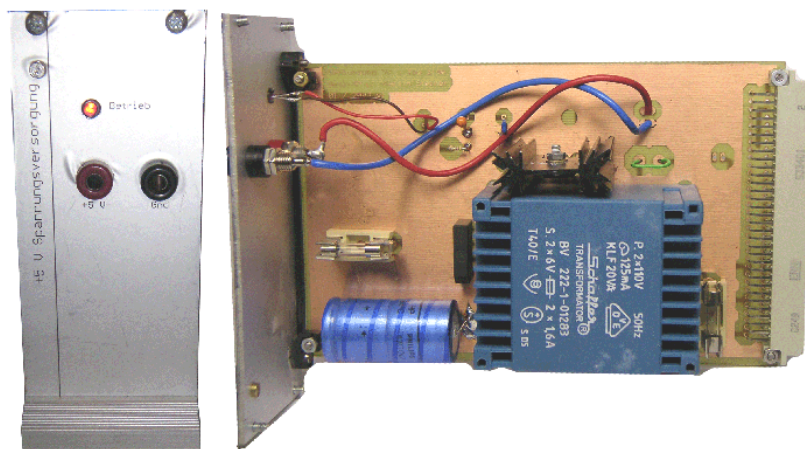


Abbildung 3.25: Die Platine der Netzteilschaltung.

### 3.2.3 Steuerrechner und PCI-Einsteckkarte

Befindet sich die Hauptsteuerungsplatine der Steuerelektronik im Modus 'Computer', so schaltet der Mikrocontroller die Multiplexer so, dass sie die Eingaben vom Steuerrechner und seiner PCI-Einsteckkarte auf ihre Ausgänge abbilden.

Als Steuerrechner kann im Prinzip jeder handelsübliche IBM-kompatible Personalcomputer benutzt werden, der einen PCI Bus zur Verfügung stellt. Tests haben gezeigt, dass selbst ein relativ alter Rechner mit nur 400MHz Pentium III CPU und 256 MB Hauptspeicher für die Ausführung des Messprogramms ausreichend ist, allerdings ist auf einem solchen System die direkte Auswertung der aufgenommenen Druck- und Kraftdaten nicht besonders schnell. Um ein flüssiges Arbeiten zu ermöglichen sollte der Computer schon über 512MB Arbeitsspeicher und einen 700MHz Pentium IV verfügen.

Neben des Vorhandenseins eines PCI-Bus und der Möglichkeit Microsoft Windows auf dem Rechner auszuführen, gibt es an den Steuerrechner keine weiteren Bedingungen, so dass man relativ variabel bei seiner Auswahl ist.

Die vom Benutzer über die Software eingestellten Vorgaben werden über eine Treiberschnittstelle zu Maschinenbefehlen an die selbstentworfene und selbstgebaute PCI-Einsteckkarte umgesetzt. Sie folgt in ihrem prinzipiellen Aufbau den Vorgängerversionen, die als Einsteckkarten für den ISA-Bus gebaut waren. Da der PCI-Bus erheblich schneller und erheblich flexibler seine Ressourcen verwaltet als der ISA-Bus mit seinem festverdrahteten Adressraum, ist eine Umsetzung der Bus-Signale notwendig - ein sog. Translation-Chip. Dieser hört aus dem am PCI-Bus anliegenden Datenstrom die für ihn relevanten Befehle ab, übersetzt sie auf den internen Adressraum der Karte und gibt sie an die auf ihr aufgebaute Elektronik weiter. Um ein Gerät in einem PCI-Bus ansprechen zu können, lässt man sich zunächst vom Bus-Controller alle vorhandenen Geräte aufzählen. Sie identifizieren sich über ein Paar von UIDs<sup>11</sup>, der VID (Vendor ID) und der PID (Product ID). Über dieses Zahlenpaar kann man die gewünschte Hardware eindeutig identifizieren. Hat man die gewünschte Karte gefunden, gibt der PCI-Controller auf der Karte dem PC Informationen über die von ihm benötigten Ressourcen, welche dieser dann für die Karte bzw. für den Slot, in dem sie steckt, reserviert. Dazu gehört ein eigener, dynamisch zugewiesener Adressraum und Speicherbereich. Nun ist die Hardware für das System zugreifbar und man kann, wie im vorliegenden Fall, über den Treiber und den Adressraum der Karte auf die Elektronik-Komponenten auf ihr zugreifen.

---

<sup>11</sup>UID (engl.): Unique Identification Descriptors

Da sich die Funktion der einzelnen Komponenten auf der Einsteck-Karte nicht wesentlich geändert haben, sondern nur für das neue Layout angepasst wurden, sei für ihre genaue Funktion auf das PCB-Layout bzw. das Prinzip-Schaltbild im Anhang und die Beschreibung ihrer Vorgängerversion in [Steiner] verwiesen.

Sie stellt im Wesentlichen 16 Input- und 16 Output-Leitungen, sowie 2 Pulsgeneratoren zur Verfügung. Neu hinzugekommen sind eigentlich nur 3 weitere I/O-Leitungen, um den Status der Karte an die Elektronik bzw. den der Elektronik an die Karte zu melden und um rechnergesteuert einen automatischen Reset im Mikrocontroller der Hauptsteuerung auszulösen. Außerdem wurden alle Ein- und Ausgänge mit einem Verstärker-Puffer versehen, so dass ein stabileres Signal und eine längere Steuerleitung ermöglicht wurde.



Abbildung 3.26: Die Platine der PCI-Einsteckkarte zur Schrittmotoransteuerung.

### 3.3 Sensorik

Eine der wichtigsten Komponenten in einer Anlage für physikalische Messungen ist die Sensorik. In erster Linie gilt das natürlich für die Messaufnehmer, die die eigentliche physikalische Größe erfassen. Muss die Anlage aber, wie die vorliegende, auch gesteuert und geregelt werden, so sind entsprechend ausgelegte Sensoren für die Erfassung der Zustände der Anlage auch zwingend notwendig.

Dieser Abschnitt soll einen Überblick über die in der Anlage benutzten Sensoren, deren Signalaufbereitung und -erfassung geben.



### 3.3.1 Drucksensorik

#### Sensoren

In dem System zur Erfassung der Druckverhältnisse in der Anlage werden dieselben Sensoren der Firma Aktiv-Sensor GmbH benutzt, wie in [Malki] und [Apitz] beschrieben. Diese Druckaufnehmer bestehen aus einem Siliziumkristall, der auf eine Glasplatte geklebt ist und auf der anderen Seite von einem Sockel abgestützt wird. Die Glasplatte dichtet die Gehäuseseite mit dem Silizium-Piezo-Sockel von der mit einem Gewinde versehenen Eingangsbohrung ab. So ist es möglich, den Sensor mit den unterschiedlichsten, im Bedarfsfall, auch aggressiven Medien wie z.B. Blut zu benutzen. Die Sensoren messen immer einen Differenzdruck zwischen dem im Gehäuse und dem in der Eingangsbohrung anliegenden Druck. Wird der Siliziumkristall belastet, so verändert er aufgrund seiner piezoresistiven Eigenschaften seinen Widerstand. Der Kristall ist als einer von vier Widerständen in einer Widerstandsbrücke geschaltet. Legt man eine definierte und möglichst stabile Eingangsspannung an, so ändert sich je nach Widerstandsverhältnis, also je nach Belastung des Sensors, die Ausgangsspannung der Brücke und man hat den Druck in eine messbare Spannung umgewandelt.

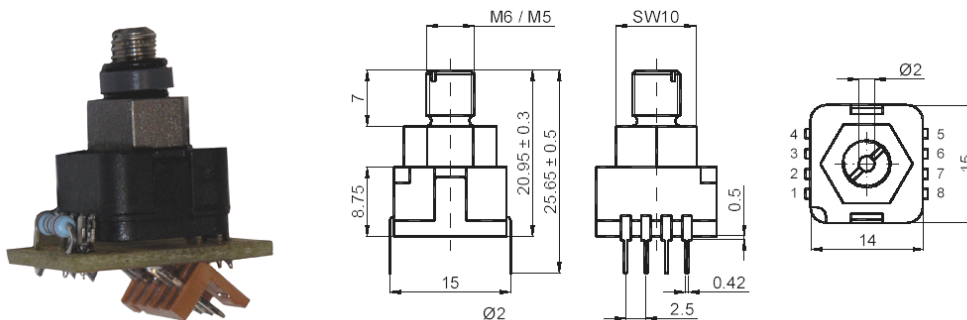


Abbildung 3.27: Eingesetzte Drucksensoren vom Typ AKR 0.250 B01 der Firma Aktiv Sensor GmbH.

Die verwendeten Sensoren an sich können dies, wie schon in [Malki] beschrieben, mit hinreichender Genauigkeit und zeitlicher Auflösung. Sie haben eine Auflösung bis in den Milli-Pascal-Bereich und haben eine Trägheit bzw. Folge-Charakteristik im Mikrosekundenbereich.

#### Messverstärker

Wie die gesamte andere Elektronik auch, wurde auch die zur Aufwertung, also zur Verstärkung, der Ausgangssignale der Drucksensoren neu entworfen und gebaut. Die Sensoren benötigen, um korrekt zu arbeiten, eine wohldefinierte Konstantspannung, damit die einzige Änderung der Ausgangsspannung nur durch eine Widerstandsänderung des Piezokristalls hervorgerufen wird. Allerdings sollte die

Versorgungsspannung des Sensors bei 10 Volt und nicht wie bislang bei 5 Volt liegen. Durch die höhere Spannung liegt der Stromfluss bei gleicher Leistungsaufnahme bei einer geringeren Mikroamperzahl. So wird ein Aufheizen der Sensoren vermieden, die bei einer zu geringen Versorgungsspannung zu einer erhöhten Drift der Sensoren und somit zu einem verfälschten Ausgabewert führt.

Den Kern der Sensorelektronik bildet immer noch der speziell für diese Anwendungen konzipierte Messverstärker-IC INA 625. Um ihn herum wurde eine Schaltung entworfen, die für jeden Sensor die 10V Versorgungsspannung bereitstellt und gleichzeitig das Ausgangssignal über einen doppelten Differenz-Verstärker mit dem Faktor 200 verstärkt auf einer verdrehten Ausgangsleitung weitergibt. Somit werden die Differenzspannungen an der Brückenschaltung, die im Bereich von  $\pm 22$  mV für eine maximale Druckdifferenz von  $\pm 250$  mbar liegen, auf einen Bereich von  $\pm 4,5$  V verstärkt.

In der Verstärkerschaltung ist nun außerdem die Möglichkeit zur Nullpunktskalibrierung vorgesehen. Hier ist nur eine grobe Kalibration notwendig bzw. eine gewollte Verschiebung des Spannungsbereichs möglich, da die exakte Kalibration direkt vor jeder Messung über die Software geschieht.

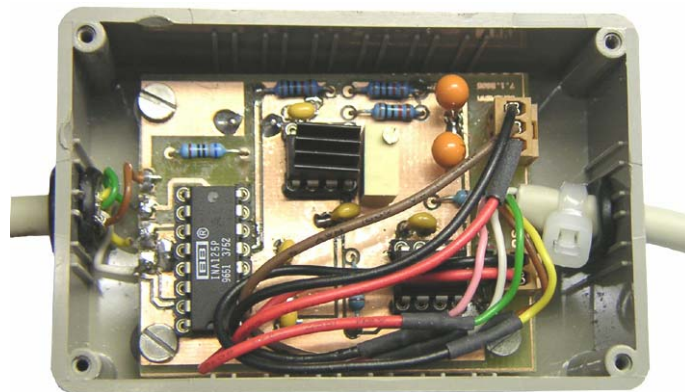


Abbildung 3.28: Die Verstärkungselektronik der Drucksensoren.

Zudem wurden die eigentlichen Sensoren steckbar mit der Verstärkerschaltung verbunden. Es ist so ein erheblich einfacheres Einschrauben und eine erheblich geringere Belastung der Plexiglasgewinde in den Rohren der Anlage möglich.

Die verstärkten Ausgangssignale gehen über ein speziell abgeschirmtes Kabel in eine Verteilerbox. Sie besitzt Eingänge für 8 Sensoren, die über einen genormten Stecker mit den jeweiligen Verstärker-Elektroniken verbunden werden. Sie besitzt ebenfalls ein Netzteil, so dass zur Versorgung der Sensoren nur ein einfaches Kaltgerätekabel notwendig ist. Die Signale der einzelnen Sensoren werden zusammen gefasst und über ein, wiederum verdrehtes, Flachbandkabel zum Eingang der

AD-Wandlerkarte im Messrechner geführt. Durch das Verdrillen der Leitungen und der Ausführung als Differenzsignal wird ein Einstreuen von Fehlern während der Weiterleitung vermieden bzw. falls ein Signal das Messsignal überlagert, wird es beide Phasen / Leitungen gleich verändert. Da von der AD-Karte nur die Differenz zwischen beiden Leitungen gemessen wird, kann das Signal so unverändert detektiert werden. In der Verteilerbox ist es außerdem möglich, über Kippschalter nicht benutzte Eingänge auf das GND von Verstärkerschaltungen, Stromversorgung und AD-Karte zu legen, so dass von den unbenutzten Eingängen keine Potential-Driften den Messwert am AD-Karten-Eingang verfälschen.



Abbildung 3.29: Die Verteilerbox der Drucksensoren.

#### **Analog-Digital-Wandlerkarte**

Zur Aufnahme der Spannungswerte der Drucksensoren kommt eine PCI-AD-Wandlungskarte der Firma ADLink zum Einsatz. Die NuDAQ PCI 9118 besitzt die Möglichkeit, bis zu 8 Kanäle im Differential bzw. 16 Kanäle im Single-Ended Modus mit 12 Bit Auflösung zu sampeln. Sie erreicht dabei eine maximale Abtastfrequenz von 100 kHz, die sich allerdings alle Kanäle teilen müssen. Werden alle 8 Kanäle benötigt, so ergibt sich damit eine maximale Abtastfrequenz von 12,5 kHz pro Kanal. Das reicht, selbst wenn man alle 8 Kanäle benutzt, bei weitem für die Zwecke in der Anlage aus. Ein wesentlicher Vorteil der benutzten Karte, vor allem gegenüber der im alten Aufbau benutzten Wandlerkarten, liegt in ihrer Fähigkeit des DMA<sup>12</sup> und Bus-Masterings. D.h. sie ist in der Lage, selbstständig die digitalisierten Spannungswerte über einen direkten Zugriff am Prozessor vorbei im Hauptspeicher abzulegen. Die Belastung des Prozessors für die Speicherung der AD-Werte liegt dabei nahezu bei Null. Somit steht die Rechenzeit vollkommen für die Verarbeitung des Regelungsalgorithmus zur Verfügung.

---

<sup>12</sup>DMA (engl.): Direct Memory Access



Für eine solche Messung gibt man der PCI 9118 die gewünschten Einstellungen vor und startet die Messung im DMA-Modus. Für die gewünschte Zeit sampelt die Karte dann das anliegende Spannungssignal im Hintergrund in den Hauptspeicher und man kann nach dem Ende des Messzyklus die abgelegten Werte auswerten, wenn die Rechenzeit nicht mehr für die Regelung der Anlage benötigt wird.

Die Genauigkeit der Sensoren an sich wurde hinreichend in [Malki] untersucht, Tests zur Verifikation mit der neuen Elektronik und dem neuen Aufbau ergaben mindestens dieselbe Genauigkeit bei einer stabileren und auch variableren Anwendungsmöglichkeit. Durch die oben beschriebenen Komponenten ist es also möglich, den Druck an den dafür vorgesehenen Stellen in der Anlage in hinreichender Genauigkeit zu bestimmen.

### 3.3.2 Kraftsensorik

#### Sensoren

Im Gegensatz zu dem in [Steiner] beschriebenen ersten Versuch des Aufbaus einer Möglichkeit der Erfassung der Kräfte auf eine Herzklappe, wurde ein komplett neues System an Sensoren ausgewählt. Leider haben die Versuche gezeigt, dass die damals eingesetzten FSR-Sensoren zu langsam und ungenau und die Piezo-Biegebalken rein mechanisch zu empfindlich waren und häufig durchbrachen.

Für die notwendigen Messungen sind Piezosensoren aufgrund ihrer hohen Folgegeschwindigkeit und Auflösung am besten geeignet. Als günstige und vor allem schnell und als OEM verfügbare Lösung kamen Piezokeramik-Scheiben der Firma PI-Ceramic zum Einsatz. Sie bestehen aus dem Werkstoff PIC 155, einem modifizierten PZT (Bleizirkonat - Bleititanat) Material mit sehr hoher Curie-Temperatur, hoher Permittivität, hohem Kopplungsfaktor und hoher Ladungskonstante. Er zeichnet sich außerdem durch hohe piezoelektrische Spannungskoeffizienten und niedrigere Frequenzkonstanten aus. Meist findet er dort Anwendung, wo eine hohe g-Konstante gefordert wird, wie z. B. in Mikrofonen und Schwingungsaufnehmern mit Vorverstärker. Die Kristalle wurden in zylindrischer Bauform mit den Abmassen 2mm Höhe und 5mm  $\varnothing$  ausgeliefert. Zur Kontaktierung mit den Lötflächen, an denen dann die speziell abgeschirmten Messkabel angelötet werden können, sind die Keramiken als Dickschichtelektroden im Siebdruckverfahren mit einer speziellen Silberpaste beschichtet. Diese wird an den elektrisch aktiven Seiten des Kristalls mit einer Temperatur von über 500°C eingebrannt. Somit steht eine Schicht von ca. 10 $\mu$ m Dicke zum Kontaktieren zur Verfügung, die bei einem vorschriftsmäßigen Verlöten eine Elektrodenhaftfestigkeit von um die 5 MPa ermöglicht.



Abbildung 3.30: Zylindrische Piezokeramik zur Erfassung der Kräfte. Links ohne, rechts mit angebrachten Lötflanschen.

#### Messverstärker

Auch die Messverstärkung für die Aufwertung der Signale der Piezosensoren wurde als eigenständiges Aluminiumgehäuse mit eigener Stromversorgung entworfen. Die über spezielle, äußerst flexible und trotzdem sehr gut abgeschirmte Kabel (sie werden normalerweise für die Übertragung der Signale im Tonarm eines Schallplattenspielers benutzt) durch eine Chinch-Steckverbindung in den Messverstärker hineingeführten Spannungs- bzw. Ladungssignale der Sensoren werden in der Box durch einen als Doppel-Operations- Verstärker ausgeführten Ladungsverstärker aufgewertet. Drehregler ermöglichen die Beeinflussung von Offset und Verstärkung des Signals für jeden der 6 Kanäle. Die verstärkten Signale werden als Single-Ended Signal, also nicht differentiell, über ein abgeschirmtes Kabel zum Eingang der zweiten AD-Karte im Messrechner geführt.



Abbildung 3.31: Verstärkermodul zur Aufwertung der Signale der Kraftsensoren.

#### Analog-Digital-Wandlerkarte

Zur Aufnahme der verstärkten Spannungswerte der Kraftsensoren wird ebenfalls eine AD-Wandlerkarte der Firma ADLink, allerdings das Modell NuDaq PCI 9111, eingesetzt. Dieses Modell entspricht in seinem Funktionsumfang weitgehend der oben beschriebenen PCI 9118, hat allerdings weniger Eingangskanäle und kann diese auch nur im Single-Ended Modus abfragen. Außerdem sind bei ihr keine unipolaren Abfragen der Eingangssignale möglich. Da die Messsignale aber

single-ended und bipolar über nur maximal 6 Kanäle einlaufen, reicht sie vollkommen aus. Wichtig ist vor allem ihre ebenfalls vorhandene Möglichkeit zum Speichertransfer im DMA-Modus. Siehe hierzu die Beschreibungen der AD-Karte für die Aufnahme der Druckwerte bzw. zur Aufnahmesoftware.

#### 3.3.3 Lichtschranken und Endabschalter

Um den Zustand der Messanlage beurteilen zu können, sind neben den Encodern für die genaue Motorposition Lichtschranken und Endabschalter notwendig.

Die Lichtschranken sind generell Hufeisen-Bausteine des Modells TCST 2300 von Vishay / Telefunken. Sie arbeiten mit einer normalen Versorgungsspannung und einem Ausgangssignalpegel von 5V bzw. im TTL-Pegel. Ihre Reaktionszeit ist für die benötigten Zwecke vollkommen ausreichend.

Ihr Prinzip ist relativ einfach: Auf der einen Seite leuchtet eine Leuchtdiode im infraroten Spektralbereich, auf der anderen Seite des Hufeisens wird ein, ebenfalls in diesem Bereich empfindlicher, photosensitiver Transistor beleuchtet und schaltet je nach Helligkeitseinfall seine Source-Drain-Strecke frei und es kommt zu einem Spannungseinfall der Vorgabespannung und man hat einen Wechsel von einem High- auf einen Low-Pegel am Signalausgang der Lichtschranke. Für weitere technische Informationen sei auf das entsprechende Datenblatt verwiesen.

Eine der vier Lichtschranken in der Anlage gibt die Nulllage der Drossel in der Rücklaufstrecke an. Sie ist so in das Übersetzungsgetriebe des kleinen Schrittmotors auf die Drehachse der Drosselblende eingepasst, dass das Getrieberad der Achse zwischen ihren Schenkeln verläuft. Das Zahnrad ist an einer Stelle möglichst schmal geschlitzt, so dass die Auslösung der Lichtschranke möglichst binär aber auch zuverlässig passiert.

Die restlichen drei Lichtschranken sind seitlich des Führungsschlittens der Basis des Zylinders angeordnet, die durch die Gewindestange auf und ab geschraubt wird. Am Schlitten ist ein Blech befestigt, welches mit seinem Ende gerade passend durch die Schenkel der Lichtschranken läuft. Die Lichtschranken sind auf einer in der Länge des maximalen Hubs des Zylinders geschlitzten Führungsschiene festgeschraubt. Die mittlere Lichtschranke indiziert die Mittellage des Hubkolbens, die obere und untere dienen der Grenz-Erkennung der Kolbenführung. Löst eine der beiden Lichtschranken aus, übernimmt der Mikrokontroller in der

Hauptsteuerung die Anlage, stoppt den Kolbenmotor und fährt ihn in die entsprechende Richtung zurück zur Mittellage.

Eine Endlagen-Erkennung ist zwingend bei einem solchen System notwendig, da sonst bei einer Fehlfunktion der Ansteuerung und einem so kräftigen Motor irreparable Schäden an der Anlage und/oder auch nicht unerhebliche Unfälle passieren können. Zusätzlich zu dem bisherigen Aufbau mit den Lichtschranken wurden deshalb ober- und unterhalb der Endabschalter-Lichtschranken noch Mikroschalter eingebaut. Diese sind mit dem Schaltdraht verbunden, der über die Not-Aus-Schalter die Abschaltung der Stromversorgung der Leistungselektronik des Schrittmotors ermöglicht. Die Mikroschalter sind so positioniert, dass der Motor, sollte auch die Steuerelektronik und nicht nur die Steuersoftware auf dem Messrechner ausfallen, auch rein mechanisch so rechtzeitig abschaltet, dass eine Beschädigung der Anlage verhindert wird.

## 3.4 Optischer Aufbau

Für die verschiedenen an der Anlage durchgeführten optischen Aufnahmen sind unterschiedliche Lichtquellen und Beleuchtungsmöglichkeiten notwendig gewesen.

### **Halogen-Fotolampen**

Bei einfachen Videoaufnahmen zur Klappenfunktion werden äußerst helle Fotolampen (1000W Halogen) benutzt, indem sie seitlich in einem möglichst günstigen Winkel das Messvolumen ausleuchten.

Diese Lampen werden ebenfalls bei den Messungen zum Durchlichtsignal der Klappen eingesetzt. Dafür wurden sie mit ihrem Stativ an dem Rohramen der Anlage fixiert, so dass sie direkt senkrecht von oberhalb des Reservoirs in das Rohr der Messstrecke hineinleuchten und somit die Ebene der Klappe voll ausleuchten.

### **Laserschnitt**

Gerade um die Strömung durch die Aufnahme von in die Flüssigkeit eingebrachte Streuteilchen zu beurteilen, wird eine starke Lichtquelle benötigt.

Für die Aufnahmen zu diesem Verfahren wird von einer Seite eine möglichst schmale Ebene in Strömungsrichtung mit einem sog. Laserschnitt beleuchtet und senkrecht dazu dann das Videosignal aufgezeichnet. Da die Streuteilchen sehr klein (ca. 40µm) und die Belichtungszeiten der Einzelbilder relativ kurz (ca. 3ms) sind, braucht man eine hohe Lichtdichte um den gewünschten Kontrast in den Aufnahmen zu erzielen.

Diese starke Beleuchtung ist im Prinzip nur mit dem stark gebündelten Licht eines Lasers zu erreichen. In der Arbeitsgruppe stand für diese Zwecke ein Argon-Ionen Laser vom Typ Nova der Firma Coherent zur Verfügung. Allerdings ist dieser Laser schon sehr alt und hatte aufgrund von Gaslecks der Laserröhre sowie durch Dejustage der internen Optik beim Umsetzen des Lasers in andere Räumlichkeiten einen erheblichen Teil seiner ursprünglichen Leistung eingebüßt. Von den ehemals 5W cw<sup>13</sup> konnten nur noch ca. 400 - 600 mW ausgekoppelt werden. Gerade in Bezug auf die im Weiteren beschriebene Auskopplung durch eine Glasfaser, die eine zusätzliche Einbuße von ca. 20% bedeutet, war dies nicht ausreichend. Mit Hilfe eines Technikers des Herstellers wurde deshalb der Laser geprüft, seine Resonator-Spiegel mit Ätzmitteln von eingebrannten Belägen gereinigt und er wurde neu justiert. So war es möglich die Ausgangsleistung wieder auf einen Wert von 3W cw zu steigern.

Ein solches Lasersystem ist relativ groß und unhandlich. Somit ist eine Lichtführung des Strahls zu dem gewünschten Ort an der Anlage nicht trivial. Ein Versetzen der Messanlage ist aus Praktikabilitätsgründen nicht gewünscht. Eine Umsetzung des Laser scheidet aus der oben beschriebenen Empfindlichkeit des betagten Systems und aufgrund seiner Größe ebenfalls aus. Eine Strahlführung durch ein System von Spiegeln ist bei dieser Leistung auch keine Option, denn der Strahl muss meist durch einen ganzen Raum geführt werden. Bei der Gefahrenstufe Laserklasse 4 ist dieses nicht zulässig und zudem nicht flexibel genug. Als Lösung für eine flexible Strahlführung wurde von der Firma Fibertech GmbH in Berlin eine Multimode Glasfaser vom Typ AS 200/220 IRSN gekauft. Mit ihr ist es möglich, den Laserstrahl über eine speziell angepasste Fassung in die Glasfaser einzukoppeln, sie an einen beliebigen Ort im Labor flexibel über 10m zu verlegen und dort wieder über eine weitere Fassung auszukoppeln.

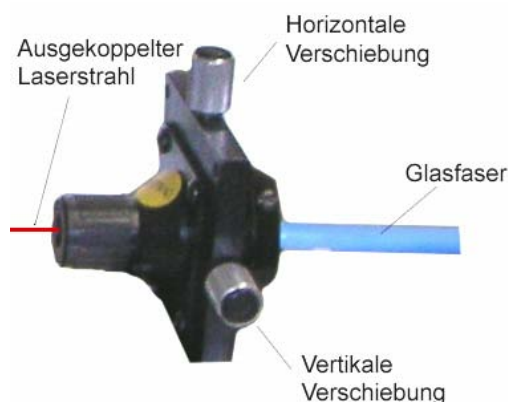


Abbildung 3.32: Halterung zur Fixierung bei der Ein- und Auskopplung des Laserstrahls in die Glasfaser.

<sup>13</sup>cw (engl.): continuous wave, Dauerlicht, Dauerstrich

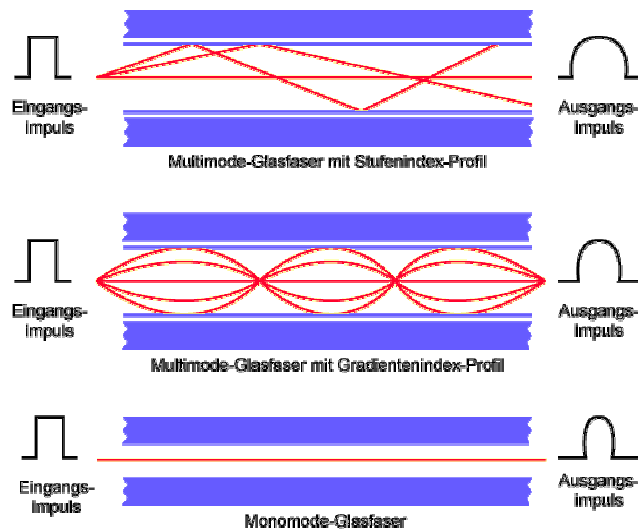


Abbildung 3.33: Prinzip der Lichtleitung in einer Glasfaser.

Da für die in dieser Arbeit durchgeführten Aufnahmen nicht unbedingt die Kohärenz des Laserlichtes, wie z.B. bei dem Verfahren des LDA, benötigt wird, ist dessen Verlust in der Glasfaser kein Problem.

Um nun die gewünschte Strahlaufweitung zu einem möglichst schmalen Laserschnitt zu erhalten und gleichzeitig den Aufbau und die Stabilität des Beleuchtungssystems so hoch wie möglich zu halten, wurde ein System von Schlitten und einer optischen Bank so umgebaut, dass die entsprechenden Linsen in genormten Halterungen in möglichst exakter axialer Führung zueinander verschiebbar sind. Somit kann man die gesamte optische Bank bewegen, ohne dass eine Neujustage notwendig ist. Das System der Linsen bildet den Laserstrahl möglichst schmal auf die Zylinderlinse am Ende der Bank ab, so dass diese den Strahl zu einer Ebene in der Breite des Strahls aufweitet.

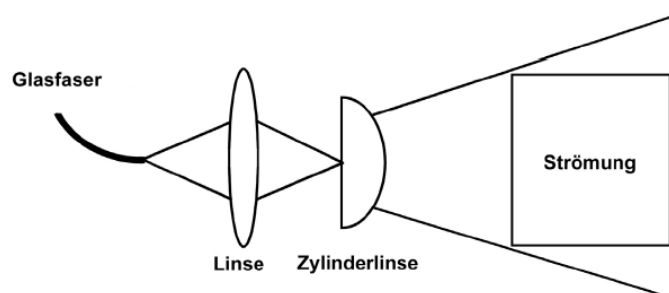


Abbildung 3.34: Prinzip der Beleuchtung mittels eines Laserschnitts.

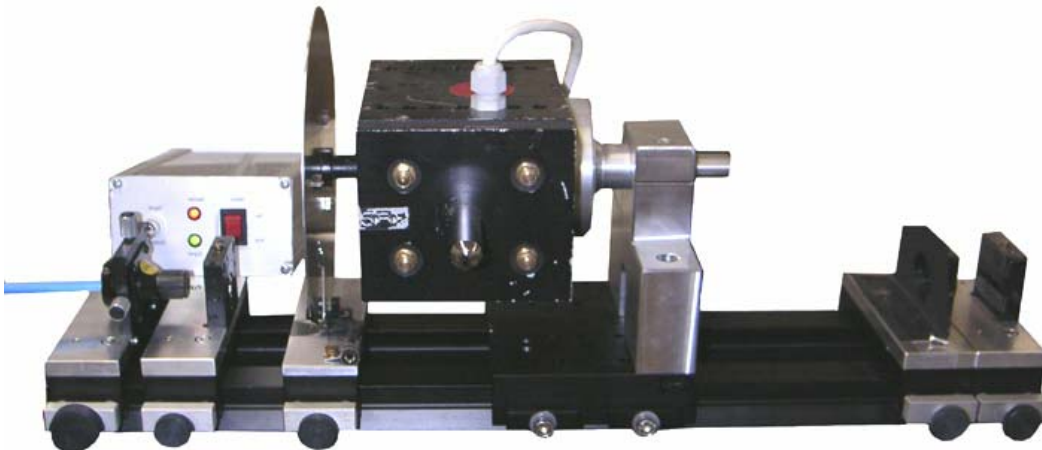


Abbildung 3.35: Optische Bank zur Beleuchtung mittels Laserschnitt.

### Chopper

Bei bestimmten Arten der Videoaufnahme (dem im späteren Abschnitt beschriebenen PIV) ist es notwendig, die Belichtungszeit unterhalb der Bildfrequenz der Videokamera anzusiedeln. Da bei dem normalen Videokamerastandard das Signal fest bei zwei mal 20ms liegt, den sog. Halbbildern, und diese durchgehend belichtet werden, wird mit einem sog. Chopper (engl. für Zerhacker) der Laserstrahl in den gewünschten Belichtungsintervallen ein- bzw. ausgeblendet. Um unterschiedliche Belichtungszeiten, angepasst an das Kamerasignal einer Kamera die im sog. PAL-Modus arbeitet, zu realisieren, wurde ein Synchronmotor mit einer festen Drehzahl von 25Hz auf einen Schlitten für die optische Bank drehbar befestigt. Diese Motoren arbeiten in der Genauigkeit der Schwankungen der Frequenz des Stromnetzes, mit dem sie betrieben werden. Da das Stromnetz in Deutschland sehr Frequenzstabil ist (wenn, dann kommt es eher zu einer leichten Drift im langwelligen Bereich, also bei den im Vergleich dazu relativ kurzen Messzeiten der Videoaufnahme kein Problem) arbeitet der Motor somit mit einer hinreichenden Genauigkeit.

Um den Strahlgang zu zerhacken, wird eine aus Aluminium gefertigte Scheibe mit einem Durchmesser von ca. 20cm benutzt. Sie ist auf einer Hälfte an einer Stelle in einem Winkelbereich von  $45^\circ$  ausgefräst. Bei den vorliegenden 25 Umdrehungen / Sekunde entspricht das einer Winkelgeschwindigkeit von  $360^\circ / 40\text{ms}$ . Der  $45^\circ$  Schlitz entspricht also einem Zeitfenster von 5ms. Neben einem Gegengewicht zur Vermeidung einer Unwucht durch die ausgeschnittene Stelle wurden außerdem Stege in verschiedener Breite gefertigt. Sie haben eine Breite von  $18^\circ$ ,  $9^\circ$ ,  $4,5^\circ$  und  $2,25^\circ$  was einem Zeitintervall von 2ms, 1ms, 0,5ms und 0,25ms entspricht. Diese Stege lassen sich nun so auf der Drehscheibe festklemmen, dass sie einen bestimmten Bereich der 5ms Lücke wieder verschließen. Es ist so möglich, ein Belichtungssignal für 0,25 bis 2,5ms und einen maximalen Abstand von 4,5ms zu realisieren. Die gewählte

Einstellung der Lücken kann über eine Lichtschranke, die ebenfalls von der Scheibe durchlaufen wird, als TTL-Signal abgegriffen werden. Somit ist eine externe Überprüfung und vor allem ein Abgleich des Belichtungssignals mit einer Videoquelle möglich. Ziel ist es nämlich, in einem Abstand von 1 - 2 ms möglichst für 1 - 2ms jeweils ein Halbbild zu belichten. Das erreicht man, wenn man das Choppersignal so mit dem Videosignal der Kamera synchronisiert, dass die von den Stegen verdeckte Fläche der Scheibe dann den Strahl ausblendet, wenn sie zeitlich direkt über der Halbbildgrenze eines Videobildes liegt.



Abbildung 3.36: Prinzip der variablen Chopperscheibe.

Eine grobe Justierung kann durch einfaches, kurzes Abbremsen des Motors geschehen, eine feinere Justage ist durch eine Drehung des Motors in seiner Aufhängung möglich. Bei der zweiten verwendeten Kamera, einer Hochgeschwindigkeits-CMOS Kamera, die erst zum Ende der Arbeit verfügbar wurde, kann die Belichtungszeit aufgrund des Bauprinzips der Kamera intern unabhängig von der Bildrate eingestellt werden. Somit ist der Chopper teilweise unnötig geworden. Ein großer Nachteil der Belichtung eines PIV-Systems durch einen gepulsten Dauerstrich-Laser ist, dass dabei die Lichtenergie pro Bild mit der Belichtungsdauer stark abnimmt. Ein geeigneteres System wäre hier, einen gepulsten Laser mit dem Kamerasignal zu koppeln und den Laser immer in den passenden Intervallen und Abständen zu den Bildern blitzen zu lassen. Hierbei gibt der Laser im Puls die angesammelte Energie komplett ab, beleuchtet also in der Zeit der Belichtung erheblich heller als ein gepulster cw-Laser. Obwohl solche Systeme inzwischen möglich und auch kommerziell erhältlich sind, wären die Anschaffungskosten von 200 - 400 Tausend Euro nicht möglich gewesen. Für eine genauere Beschreibung der Aufnahmeverfahren und der Einstellungen sei auf die Kapitel zur Beschreibung der bildgebenden Messverfahren verwiesen.



## 3.5 Kalibration Kraftmessung

Um die Kraftsensoren zu kalibrieren, wurde ein Aufbau entwickelt, der es ermöglicht, auf die Sensoren eine definierte dynamische Kraft auszuüben. Als einfaches System hierfür wurde eine Möglichkeit geschaffen, die Sensoren über einen Adapter durch eine periodisch ausgelenkte Feder mit einer sinusförmigen Kraft zu belasten.

Hierfür wurde als treibender Motor der sehr starke, in seiner Geschwindigkeit regelbare Drehstrom-Motor des unter [Gries] beschriebenen Dauerbelastungsmessstands benutzt. Die eigentliche Anlage wurde abgekoppelt und an seine Übersetzungsscheibe wurde ein im Radius verschiebbarer Stift angepasst, an dem ein hochfester Edelstahl Draht mit extrem niedrigen Dehnungskoeffizienten mittels einer Schlinge befestigt ist. Dieser Draht läuft über eine Führungsbohrung zu einem Federkraftmesser. Somit wird die kreisförmige Bewegung der Scheibe in eine nahezu lineare axiale Längendehnung der Feder im Federkraftmesser umgesetzt. Auf der anderen Seite des Federkraftmessers ist über ein weiteres Stück Draht ein Blindeinsatz befestigt, der in seinen Abmessungen dem Einsatzring für die Herzklappenprothesen entspricht. Durch eine angeschrägte Bohrung genau im Zentrum des Einsatzes und einem Lager aus Halbkugel und Halbschale wird der Draht hinter dem Einsatz fixiert. So ist auch bei einem leicht schrägen Zug am Draht eine gleichmäßige Belastung des Rings gewährleistet. Die Genauigkeit des Federkraftmessers kann durch einfaches Anhängen von Gewichten relativ genau überprüft werden. Die auf seiner Skalierung angegebenen Werte stimmten mit den überprüften hinreichend genau überein. Über den frei verschiebbaren Exenter an der Übersetzungsscheibe kann die maximale Auslenkung des Federkraftmessers und somit seine maximale Kraft eingestellt werden. Da die Halterung für den Federkraftmesser und den Kraftmesskopf zueinander und im Abstand zum Exenter verschiebbar sind, ist auch die Vorspannung der Feder frei einstellbar. So ist es möglich, die Piezosensoren mit einer im Bereich der Feder des Federkraftmessers einstellbaren Kraft in der durch den Motor einstellbaren Frequenz zu belasten, das Signal gleichzeitig über die AD-Karte einzulesen und somit die Sensoren zu kalibrieren.



Abbildung 3.37: Aufbau zur Kalibration der Kraftsensoren.

## 3.6 Software und Programmierung

### 3.6.1 Steuerungs-Software auf dem PC

Für die Ansteuerung der Motoren und der Zusatzgeräte in der Anlage über die in den vorigen Kapiteln beschriebene Hardware und die Aufnahme von über die AD-Wandlerkarten in digitale Werte gewandelte Messsignale, ist es nötig, dass auf dem Mess- und Steuerrechner ein Programm ausgeführt wird.

Aus den inzwischen mehrfach schon beschriebenen Gründen hinsichtlich Nutzbarkeit und Handhabbarkeit der Anlage wurde auch die Software für die Ansteuerung der Anlage, unter Einbeziehung der verwendbaren bisherigen Prinzipien, komplett neu entwickelt. Das Programm ist nun, wie in den Grundlagen beschrieben, als vollwertiges 32bit Multitasking Programm unter dem, hauptsächlich auf der grafischen Ein- und Ausgabe beruhenden, Microsoft Windows XP Betriebssystem entwickelt worden. Seine gesamte Bedienung kann wie von anderen Anwendungen gewohnt über die Maus oder die Tastatur vorgenommen werden. Alle Möglichkeiten und Parameter wurden in bekannten Menü- und Bedienstrukturen zusammengefasst, so dass auch bei der Software eine nahezu intuitive Bedienung möglich ist.

Es lag bei der Entwicklung ebenfalls ein besonderes Augenmerk auf einer sehr starken Intergration der einzelnen Komponenten, so dass nun die gesamten Module (im weiteren beschrieben) unter einer Oberfläche zusammengefasst wurden. Trotzdem wurde darauf geachtet, die einzelnen Komponenten so modular wie möglich zu halten, so dass ein Erweitern oder Verändern der Software problemlos möglich ist.

Es gibt jetzt unter einer Oberfläche die Möglichkeit der kompletten manuellen und automatischen Regelung der Anlage, der Digitalisierung von Druck und Kraftwerten, sowie ihrer direkten Auswertung und grafischen Ausgabe. Natürlich bietet die Software auch genormte Schnittstellen zum Abspeichern der Daten in dem Format des Datencontainers oder im XLS Format zum Weiterverarbeiten in Tabellenkalkulationsprogrammen wie Microsoft Excel. Die in der Software erzeugten Grafiken lassen sich in vielen üblichen Bildformaten abspeichern und ausdrucken.

Alle notwendigen Dateien für die Ausführung der Software wurden in einer Setup-Datei zusammengefasst. Somit kann die Software im Prinzip auf allen Windows Rechnern installiert und ausgeführt werden. Es folgen nun die Beschreibungen für die einzelnen Module der Software.

## Modul 1 - Automatische Regelung der Anlage

Dieses Modul stellt alle nötigen Einstellungen und Möglichkeiten für die automatische Steuerung und Regelung der Anlage bereit. In ihm können direkt die gewünschte Schlagzahl pro Minute, das maximale Auswurfvolumen und die Anzahl der Wiederholungen eingegeben werden. Die Oberfläche bietet die Möglichkeit, die Anlage auf die Nullposition zu fahren und das Dialogfenster für die tiefer gehenden Einstellungen zu öffnen. Über einen Schalter kann außerdem die PCI-Karte an- und ausgeschaltet werden. Im Grafikenfenster werden vor einem Lauf die Vorgabekurven für die Kolben- und Drosselbewegungen, sowie die Öffnungs- und Schließzeitpunkte des Ventils dargestellt. Nach einer Messung kann man sich dann die wirklich gefahrenen Motorpositionen in der Abfolge der Wiederholungen und über die Wiederholungen gemittelt darstellen lassen. Bei den gemittelten Werten lassen sich ebenfalls die Fehler mit angeben. Es lassen sich über ein Kontext-Menü die anzuzeigenden Kurven aussuchen, die Einheiten auf den Achsen verändern, sowie beliebige Vorgaben oder auch gespeicherte Messungen (wieder) laden. Dazu gibt es Menüpunkte zum Drucken, Speichern oder Verändern der Grafik.

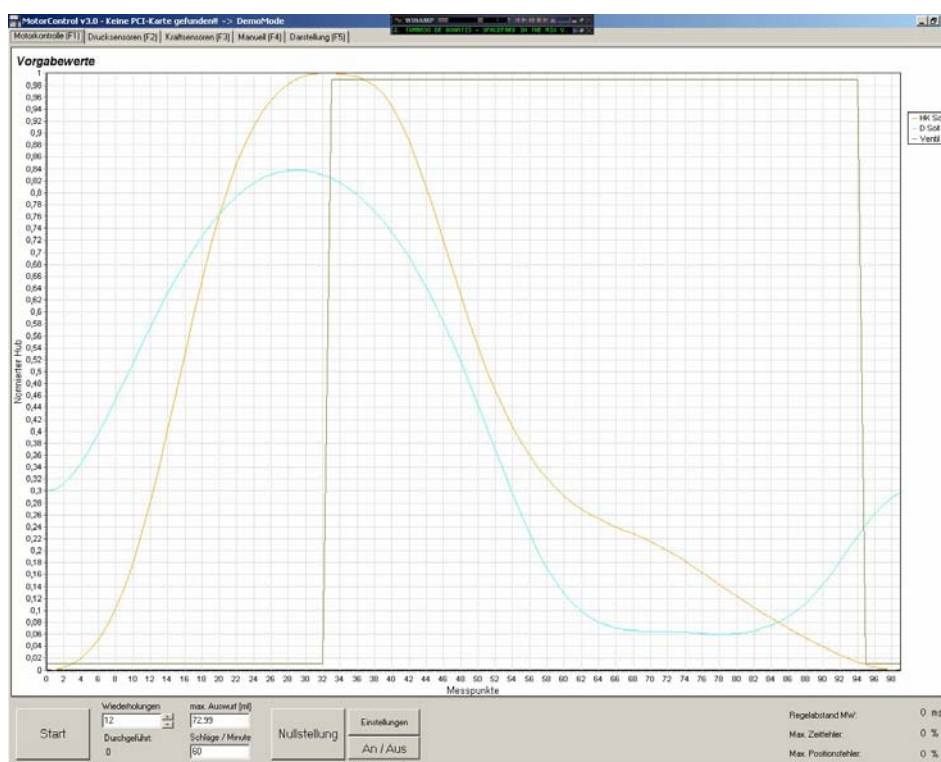


Abbildung 3.38: Modul 1 - Automatische Steuerung

Nach dem Start einer Messung beginnt die Software damit, Speicherplatz für die Datencontainer im RAM des Rechners zu reservieren, damit es nicht bei Zugriffen auf die Festplatte zu Zeitverzögerungen kommt.

Danach startet das Programm die AD-Aufnahme der Druck- und/oder Kraftdaten, indem es die jeweiligen AD-Wandlerkarten anweist, mit der angegebenen Sample-Frequenz eine Datenaufnahme auf den gewünschten Kanälen im weiter oben beschriebenen DMA-Modus durchzuführen. Dann beginnt die eigentliche Regelschleife für die Motoren. Dafür wird die Ausführungspriorität des Programms und des ausführenden Threads auf die Priorität 'High' gesetzt, so dass nur noch wirklich notwendige Aufgaben für die Stabilität des Betriebssystems den Ablauf unterbrechen können. Ein Messlauf gliedert sich in die Wiederholungen und die Stützstellen pro Wiederholung. 100 Stützstellen pro Zyklus haben sich hierbei, wie auch schon früher, als ausreichend und praktikabel erwiesen. Das Programm nimmt die Vorgabewerte für die Position von Hubkolben, Drosselblende und Druckluftventil, ebenso wie die aktuelle Position über den Encoder und die weitere Sensorik und vergleicht diese miteinander. Es wird aus der Differenz und dem Zeitabstand zum nächsten Schritt die Frequenz für die Motoren ausgerechnet. Hierbei wird noch eine Korrektur zu der idealen Frequenz hinzugerechnet, die durch einen PID-Regler bestimmt wird. Der Regler folgt dem allgemeinen Aufbau eines Proportional-Integral und Differential-Reglers und er berücksichtigt dabei sämtliche in [Malki] beschriebenen Zusatzanforderungen, wie den Zugriff auf zukünftige Stützstellen und er wurde inzwischen auch in seiner Dimensionalität auf die Anzahl der Stützstellen erweitert. Allgemeine Beschreibungen eines PID Reglers finden sich in [Malki] und [Steiner] und den dortigen Literaturhinweisen.

Die Parameter des Reglers können nun direkt nach einem Messlauf in den erweiterten Optionen verändert werden, so dass eine empirische und sogar eine semiautomatische Bestimmung der Parameter möglich ist. Nachdem alle aktuellen Werte abgespeichert wurden, wartet das Programm am Ende der Regelschleife, bis die Zeit für einen Regelschritt vergangen ist. Zur Ermittlung der für die Ansteuerung und Regelung benötigten Zeit wird der auf einem IBM-System zur Verfügung stehende High-Definition Counter benutzt. Dieser läuft mit einer Frequenz von üblicherweise 24MHz oder mehr, bietet also eine erheblich genauere Zeiterfassung als die unter Windows zur Verfügung stehenden Timer im Millisekundenbereich. Durch diese Maßnahmen wird selbst auf einem Windows Multitasking Betriebssystem eine maximale zeitliche Abweichung von nur 0,1% erreicht.

Nachdem alle Wiederholungen abgearbeitet wurden, stoppt das Programm die Motoren, fährt sie in die Nulllage und wartet, bis die AD-Karten mit ihrer Messwerterfassung fertig sind. Danach wertet es die Motordaten aus, mittelt sie über die Wiederholungen und stellt sie grafisch dar.

In dem Dialog für die erweiterten Optionen können alle tiefergehenden Einstellungen vorgenommen werden. Es gibt hier die Möglichkeit zu bestimmen, wieviel Zyklen am Anfang und am Ende als Offset bei der Mittelung der Wiederholungen einer Messung ausgelassen werden. Man kann den einzelnen Messungen einen Titel geben und sie werden automatisch mit dem Datum versehen in einzelne Ordner abgespeichert. In weiteren Seiten werden die Parameter für die Motoren angegeben. Neben den maximalen Schrittzahlen werden die Abmaße für Hub pro Umdrehung und Kolbenfläche bzw. Winkel pro Schritt angegeben. Hieraus kann die Software selbstständig dann die Hubvolumina und die Öffnungsflächen ausrechnen.

### **Modul 2 - Aufnahme der Druckwerte**

In diesem Modul stehen alle notwendigen Möglichkeiten zu den Einstellungen, der Aquisition, Auswertung und Darstellung der Druckdaten zur Verfügung.

Direkt lassen sich die gewünschte Samplefrequenz und ob die Druckdaten überhaupt aufgenommen werden sollen einstellen.

Nach der Messung lassen sich die Druckdaten grafisch darstellen. Hierbei hat man die Wahl, ob die Rohdaten, gefilterte Daten oder über die Wiederholungen gemittelte Daten dargestellt werden. Natürlich können die Achsenskalierungen jederzeit zwischen den üblichen Einheiten

- Spannung in Volt
- Druck in Pascal
- Druck in mm H<sub>2</sub>O
- Druck in mmHG

umgestellt werden.

Für die Filterung wurde ein FFT-Algorithmus implementiert. Für die Beschreibung einer Filterung via FFT sei auf *[Malki]*, *[Recipes C++]*, *[Gehrtsen]* und die dort genannten Quellen verwiesen.

Alle Möglichkeiten der Datenverarbeitung wurden in die Klasse der Datencontainer eingebunden, so dass sie immer in der gleichen Art und Weise vorgenommen wird. Auch ist es dadurch möglich, neue oder andere AD-Karten-Hardware einfach einzubinden, ohne die eigentliche Programmierung zu ändern. Es müssen einfach nur für die neue Hardware dieselben Funktionen zum Programm hin abgebildet werden.

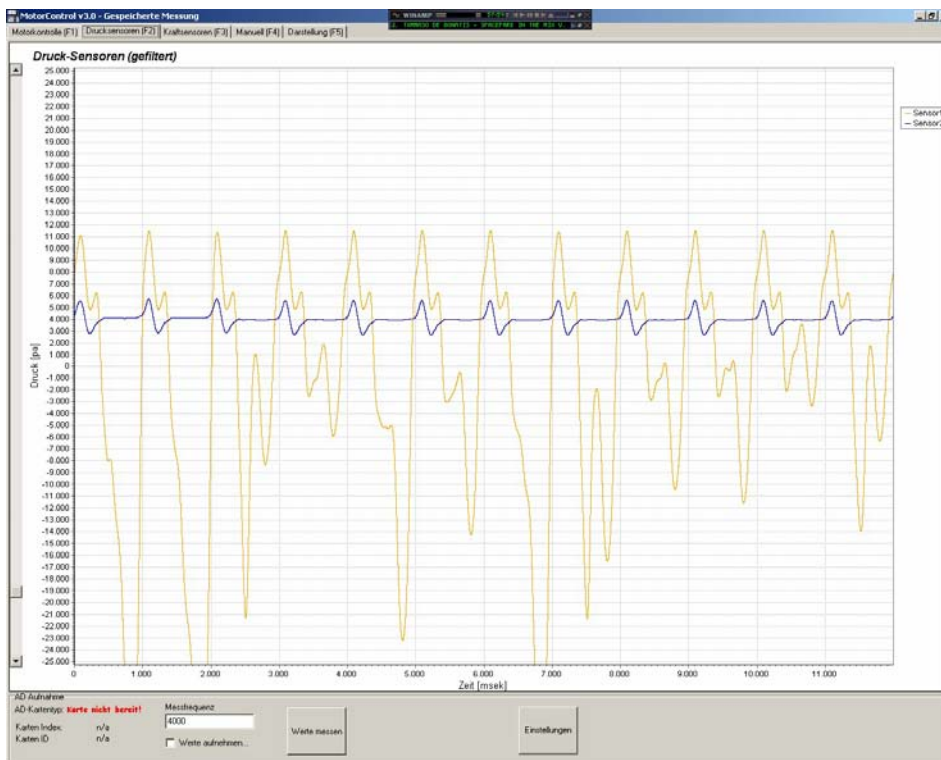


Abbildung 3.39: Modul 2 - Aufnahme und Auswertung der Druckdaten.

Eine detaillierte Auflistung des Programmcodes für die Klasse ist hier aus Platzgründen nicht möglich und es sei dafür auf den kommentierten Quelltext in der digitalen Dokumentation dieser Arbeit verwiesen. Es ist auch direkt in der Software möglich, sich eine Darstellung der einzelnen Sensoren, der Mittelung über die Sensorebenen und die Möglichkeiten der Differenzen der Sensorebenen anzeigen zu lassen. Die Differenz der Druckwerte der Ebene direkt überhalb zu der Ebene unterhalb der Klappe ergibt den für die Beurteilung der Druckverluste über der Herzklappe wichtigen Wert des transvalvulären Druckgradienten. Über den Dialog zu den erweiterten Einstellungen kann man die Filterart und die Filterfrequenzen einstellen. Man kann angeben an welcher Position die Sensoren in der Anlage angeordnet sind. Außerdem ist es hier möglich die Sensoren zu kalibrieren.

Zur Kalibration trägt man zunächst die Dichte des Messfluids, mit dem die Anlage gefüllt ist, ein. Dann kann man eine Füllhöhe bezogen auf die untere Sensorebene angeben. Wird nun die Kalibration gestartet, so fragt das Programm in einer Schleife die Drucksensoren ab und gibt die Füllhöhen für die Flüssigkeit vor. Die erste Messung geschieht ohne Flüssigkeit, so kann man den Nullpunkt der Sensoren bestimmen. Nach der Bestätigung fordert die Software zum Auffüllen bis zur angegebenen Füllhöhe auf. Mit den dann aufgenommenen Werten kann die Steigung der Sensoren bestimmt werden. Das Programm trägt diese Informationen

für jeden Sensor getrennt ein und speichert sie ab. Es ist so sehr einfach möglich, bei jedem neuen Befüllen der Anlage die Sensoren automatisch neu zu kalibrieren.

Genau wie auch alle anderen Parameter werden die Kalibrationsdaten in jeder gespeicherten Datendatei mit gespeichert, so dass eine nachträgliche Überprüfung und Neuberechnung möglich ist.

### Modul 3 - Aufnahme der Kraftwerte

Das Modul funktioniert im Prinzip genauso wie das für die Aufnahme der Druckwerte. Es greift dabei für die Messungen und Einstellungen nur auf die PCI 9111 AD-Karte zu. Natürlich gibt es die Werte nicht in der Einheit Druck, sondern in der Einheit Kraft wieder. Und die Kalibration geschieht anders. Hier gibt man die Frequenz vor, mit der der Federkraftmesser im Kalibrationsaufbau ausgelenkt wird. Zunächst wird wieder eine Messung bei nicht belasteten Sensoren zur Nullpunktsbestimmung durchgeführt. Dann wird der Motor gestartet und die Software nimmt eine Datenreihe mit der geeigneten Frequenz auf, so dass mit ausreichender Auflösung genug Zyklen aufgenommen werden können. Dann werden aus diesen Zyklen 5 Maxima und Minima bestimmt. Daraus wird wiederum die Steigung der Sensoren bestimmt, denn die ausgeübte Kraft ist durch die Einstellung der Auslenkung des Exzenters bekannt.



Abbildung 3.40: Kalibrationssignal der Piezokraftsensoren bei einer Federauslenkung von maximal 6 N und einer Periodizität von 3 Hz.



#### Modul 4 - Manuelle Steuerung der Anlage

Im vierten Modul ist es möglich, alle Bewegungen der Anlage manuell einzustellen. Es wurden hier mit Softwareschaltern sämtliche Funktionen der Elektronik nachgebildet. Im oberen Bereich des Fensters werden alle sensorischen Informationen der Anlage wiedergegeben.

Wird über einen Schalter ein Befehl gegeben, so wird in der Ereignisbehandlungsroutine für den Mausklick auf einen bestimmten Knopf eine Funktion der Klasse ausgeführt, die die Möglichkeiten der PCI-Steuerkarte über den dafür programmierten Hardwaretreiber bedient. Auch hier sei für die genaue Ausführung der Umsetzung der gewünschten Funktionen in einen Programmcode auf den Quelltext der entsprechenden Module bzw. der Klasse verwiesen, da eine detaillierte Beschreibung den hier möglichen Rahmen übersteigen würde.

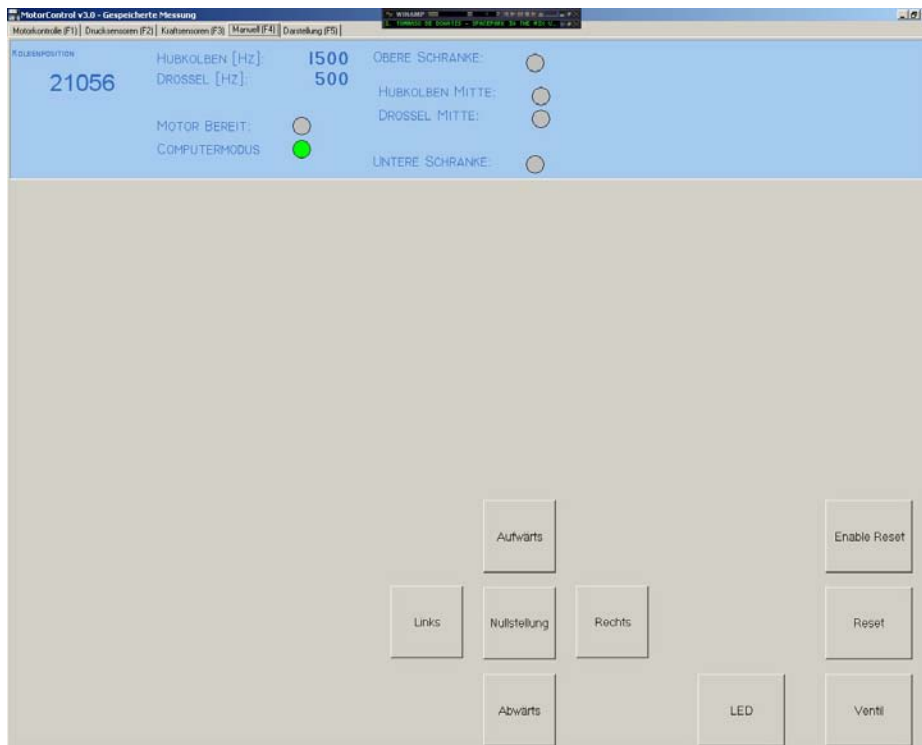


Abbildung 3.41: Modul 4 - Manuelle Anlagensteuerung.

#### Modul 5 - Darstellung der Daten

Im 5. Modul der Software gibt es die Möglichkeit, verschiedene Datenreihen, die aufgenommen wurden, miteinander zu verknüpfen und in ihrer Abhängigkeit darzustellen. Natürlich können hier auch alle Bearbeitungsfunktionen wie bei Modul 2 und 3 benutzt werden.

Erst der Vergleich von Motordaten zu Druckdaten macht einige Zusammenhänge bei der Beurteilung von Herzklappenprothesen deutlich.



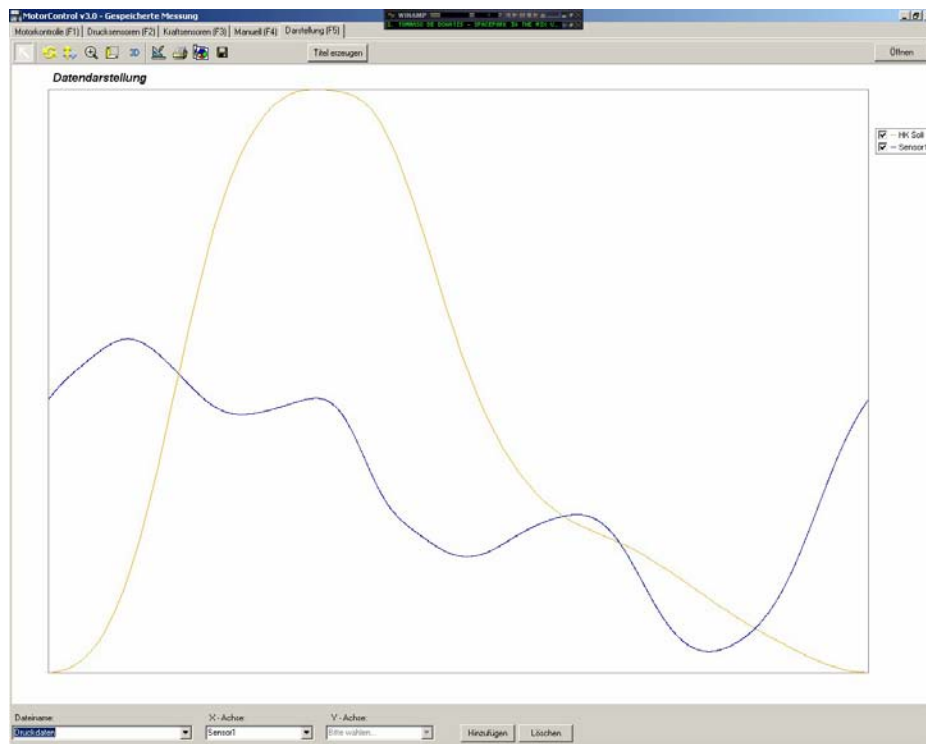


Abbildung 3.42: Modul 5 - Verknüpfte Datendarstellung.

Durch dieses Modul ist es erheblich einfacher, die aufgenommenen Daten entsprechend aufzubereiten und vergleichbar darzustellen. Es ist so garantiert, dass die verschiedenen Daten immer gleich ausgewertet werden, was eine notwendige Konstanz beim Vergleich von mehreren Herzklappen und/oder Serien von Produktionsreihen ergibt.

### 3.6.2 Mikrokontrollere Firmware

Da die Funktionen der Mikrokontrollere schon im Abschnitt Elektrik und Elektronik beschrieben wurde, soll hier auf eine detaillierte Beschreibung der Firmware verzichtet werden. Eine Programmierung von Mikrokontrollern ist sehr nah an ihre Funktionalität angelehnt und erheblich weniger komplex als ein Programm, welches auf einem PC ausgeführt wird. Deshalb erschließt sich ihr Funktionsumfang durch ihre Möglichkeiten. Im Gegensatz dazu ist die genaue Umsetzung der gewünschten Funktionen nicht so einfach und eine ganz genaue Beschreibung aller Programmier Techniken würde einen sinnvollen Rahmen überschreiten. Für nähere Informationen der Umsetzung der Funktionen sei deshalb auf den Quelltext in der digitalen Dokumentation zu dieser Arbeit und auf die Quellen und Beispiele für die Programmierung von Mikrokontrollern, hauptsächlich im Internet, verwiesen.



# Kapitel 4

## Untersuchte Prothesen

In diesem Kapitel sollen alle im Verlauf dieser Arbeit untersuchten Typen von Herzklappen vorgestellt werden. Es soll kurz auf ihre Entwicklungsgeschichte, ihre Herkunft und ihre speziellen Eigenarten eingegangen werden.

### 4.1 3:1 Prototypen

Die Grundlage für die Konstruktion der 3:1 Modelle ist der derzeitige Entwicklungsstand der drei-flügeligen Herzklappenprothese der Firma Tricumed Medizintechnik. Es wurde von diesem Typus ebenfalls eines der letzten 1:1 Muster aus Titan-Oxid untersucht, so dass die Herkunft und die Ziele für dieses Modell weiter unten beschrieben werden. Das Ziel des Entwurfs der 3:1 Modelle war eine Optimierung bzw. Neuentwicklung der Lager für die Aufhängung der Klappenflügel. Die Modellierung in einem anderen Maßstab hat seinen Grund darin, dass für die Herstellung eines Musters ein einfaches, günstiges und schnelles Verfahren gesucht wurde und dieses nur eine geringere Auflösung zuließ.

#### 4.1.1 Konstruktion

Die oben genannten Einsatzziele für die Modelle bedingen folgende Vorgaben bei der Konstruktion :

- Die Flügelgrundform soll erhalten bleiben
- Der Öffnungswinkel soll erhalten bleiben
- Die Schließposition der Klappen soll erhalten bleiben
- Die Drehachse soll erhalten bleiben
- Der Strömungsquerschnitt soll erhalten bleiben

Um diese Vorgaben einzuhalten, blieb die Grundform des Herzklappenflügels erhalten, da dieser schon früher mit der Finite-Elemente-Methode strömungsoptimiert wurde. Daraus ergibt sich auch das Beibehalten des Öffnungswinkels und der Schließposition. Veränderungen würden das Strömungsverhalten zu sehr beeinflussen. Die Drehachse soll erhalten bleiben, um bei senkrecht gestellter Herzklappe die unteren Flügel in geschlossener Position zu halten. Durch die Schwerpunktlage wird die unten liegende Klappe bei dieser

Drehpunktlage dank der eigenen Gewichtskraft geschlossen. Der Strömungsquerschnitt sollte so groß wie möglich gewählt werden, um das Blut möglichst leicht durchfließen zu lassen.

### **Einschränkungen der Konstruktion**

Die entstandenen Baugruppen bestehen aus einem Herzklappenflügel, einem Außenring und ggf. aus zusätzlichen Achsstiften. Die Außenringe der einzelnen Varianten unterscheiden sich nur im Lagerbereich. Dies hat mehrere Gründe:

- Einfaches Montieren in die Probesthalterungen der Testeinrichtung
- Ähnliche Strömungseigenschaften
- Vereinfachen des Konstruierens

Bei den Testkonstruktionen der ersten Versuchsreihe wurde nur ein Flügel verwendet, um auftretende Interferenzen der einzelnen Flügel beim Öffnen und Schließen zu unterbinden. Sollte ein Flügel sich in einer offenen Position verklemmen, würde sich das auf das Schließverhalten der anderen Flügel auswirken. Bei nur einem Flügel passiert das nicht, darum wurden die anderen Flügel zunächst durch eine starre Abdeckung ersetzt.

Seit der zweiten Baureihe wurde die Herzklappe mit allen drei Flügeln gebaut, da sich aufgrund der weiteren Optimierungen am Lager keine signifikante gegenseitige Beeinflussung oder Behinderung der Flügel gezeigt hat und die Klappe somit dem gewünschten Ziel ähnlicher wurde.

### **4.1.2 Herstellung**

Fertige dreiflügelige Herzklappenprothesen aus der später zu verwendenden Titanlegierung im MIM<sup>14</sup>-Verfahren herzustellen, wäre aufgrund des anzufertigenden Gießwerkzeugs zu kostspielig und zu zeitaufwendig. Deshalb wurde auf das günstigere Verfahren des Rapid-Prototyping zurückgegriffen. Das für den Entwurf der Klappenmodelle benutzte Herstellungsverfahren an der Fachhochschule Kiel wird auch als Lasersintern bezeichnet. Ausgangspunkt der Fertigung sind die 3D-CAD Daten des herzustellenden Modells. Diese werden in die Maschine eingegeben. Die Maschine zerlegt dann das 3D-Modell mit ihrer Software in einzelne Schichten. Schicht für Schicht trägt ein Mechanismus ein Pulver in der aus der Software ermittelten Schichtdicke auf. Jede dieser Schichten fährt die Maschine dann mit ihrem CO<sub>2</sub>-Laser ab und belichtet die Bereiche innerhalb der Bauteilgeometrie. Durch die Belichtung wird das Kunststoffpulver verschmolzen, wodurch das Modell schichtweise nach und nach aufgebaut wird. Man heizt den Innenraum der

---

<sup>14</sup>MIM (engl.): Metal Injection Molding, Metal-Pulver-Spritzguss Verfahren mit anschließenden Sintern

Maschine auf eine Temperatur kurz unter dem Schmelzpunkt des Pulvers auf, um die Belichtungsenergie durch den Laser nicht zu groß werden zu lassen. Der Laser sorgt nur für die zum Schmelzen notwendige Restenergie. Die einzige problematische Geometrie sind abgeschlossene Innenvolumina, da man aus ihnen das unverschmolzene Pulver nicht entfernen kann. Mit diesem Verfahren bekommt man schnell maßhaltige Prototypen und Funktionsmodelle, die nahezu beliebige Geometrien besitzen können. Dabei können auch Baugruppen im Zusammenbau realisiert werden, vorausgesetzt die notwendigen Toleranzen werden beachtet. Die Gestaltung der Lager und die daraus folgende Montage der Teile ist kompliziert, deshalb wurde hier auf die Option der Baugruppenfertigung zurückgegriffen. Der Nachteil bei dem Verfahren der Lasersinterung ist, dass die Geometrien nicht im Maßstab 1:1 hergestellt werden können, bedingt durch den Querschnitt des Laserstrahles, der Schichtdicke und der Größe der Pulverteilchen. Die Maschine hat ein unteres Auflösungsvermögen von Strukturen einer Größe von ca. 1 mm. Die Abmessungen der Teile sind deutlich kleiner. Folglich mussten die Teile in einem größeren Maßstab realisiert werden. Die Analyse der Bilddaten wird bei größeren Modellen über die höhere Auflösung genauer. Der Nachteil, nicht die Originalgröße herstellen zu können, wird mit der besseren Anschaulichkeit der Modelle wettgemacht. Ein guter Kompromiss ist die Herstellung im Maßstab 3:1.

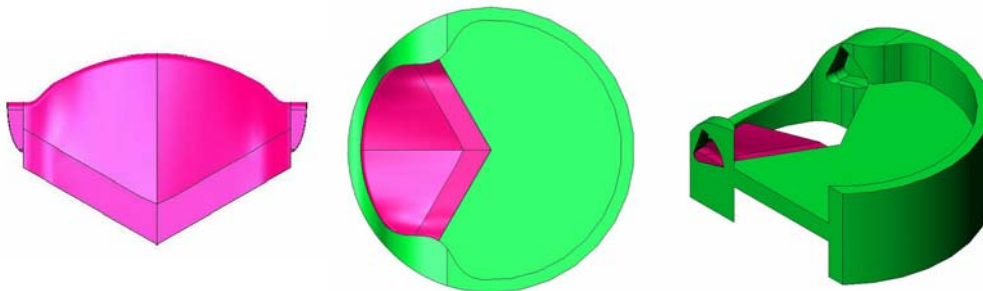


Abbildung 4.1: Beispielhafte Konstruktionszeichnungen für die erste Baureihe von 3:1 Prototypen.



Abbildung 4.2: Darstellung der 3:1 Modelle der ersten Baureihe. Vlnr: Freigleitendes Lager in der Übersicht und im Detail, Stiftlager im Detail.

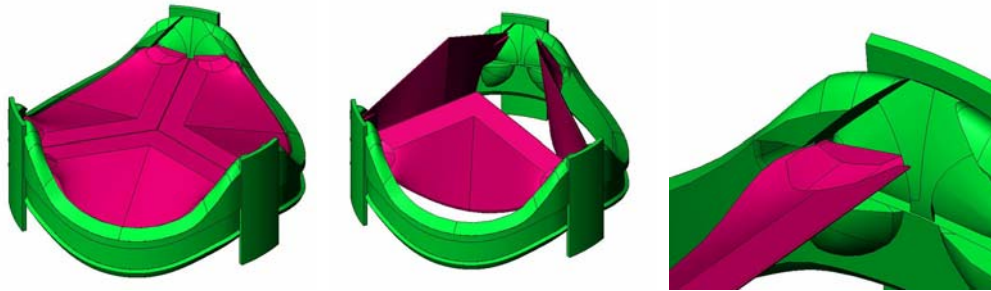


Abbildung 4.3: Beispielhafte Konstruktionszeichnungen für die zweite Baureihe von 3:1 Prototypen.



Abbildung 4.4: Darstellung des dreiflügeligen 3:1 Modells der zweiten Baureihe in verschiedenen Öffnungspositionen.

Über die schichtweise Herstellung erhalten Modelloberflächen, die nicht horizontal oder vertikal zur Bearbeitungsrichtung liegen, eine stufenförmige Oberfläche. Diese Stufen bilden sich als Folge der sich in die unbelichtete Bauteilumgebung entladenden Wärmekapazität des belichteten Pulvers. Sie bilden ein Übermaß und rauhen die Oberfläche auf, deshalb wurden die Teile manuell nachbearbeitet und besonders der Lagerbereich geglättet. Das Übermaß liegt in der Regel in der Größenordnung der Schichtdicke. In diesem Falle wurde mit einer Schichtdicke von eineinhalb Zehntel Millimeter gearbeitet.

## 4.2 Mechanische Prothesen

Der Begriff mechanische Herzklappe bezeichnet Prothesen, die vollständig aus anorganischen Materialien bestehen. Bei mechanischen Herzklappen gibt es die verschiedensten Formen und Ausführungen, sie unterscheiden sich dabei nach dem Material, aus dem sie bestehen, so wie anhand der Anzahl und Ausführung der Klappenflügel. Alle mechanischen Herzklappen bewirken eine relativ starke Thrombosebildung, weshalb die Patienten dauerhaft Antikoagulate einnehmen müssen. Sie werden dadurch zu künstlichen Blutern. Außerdem stehen die Medikamente bei langjähriger Einnahme im

Verdacht schwere Nebenwirkungen auf das Gehirn zu haben. Die Hauptursachen der Thrombosebildung sind die hohen Scherkräfte und die Wirbelbildung durch die Flügel, sowie die Kavitation und die generelle Unverträglichkeit des Materials. Sie stehen als Hindernis im zentralen Bereich der Blutströmung und ragen in die Bereiche hoher Strömungsgeschwindigkeiten. So erzeugen die Flügel hohe Schubspannungen, die die Blutzellen zerstören. Der Hauptvorteil der mechanischen Herzklappenprothesen gegenüber den biologischen Herzklappenprothesen ist ihre längere Lebensdauer. Die Zulassungsvorschriften sehen eine Mindestlebensdauer von 15 Jahren vor, die von den meisten Implantaten überschritten wird. Die Lebensdauer ist somit ca. doppelt so hoch wie bei biologischen Herzklappenprothesen. Die mechanischen Prothesen werden heutzutage hauptsächlich aus Kunststoff (Polyurethane) oder pyrolitischem Kohlenstoff hergestellt.

### 4.2.1 Hall-Kaster (HK)

Die Hall-Kaster Prothese besteht aus einer Kippscheibe und dem Klappenring mit einer Halterung, die die beiden miteinander verbindet. Die Halterung besteht aus nur einer Strebe. In der Mitte der Kippscheibe befindet sich eine Bohrung, durch welche diese Strebe geführt wird.

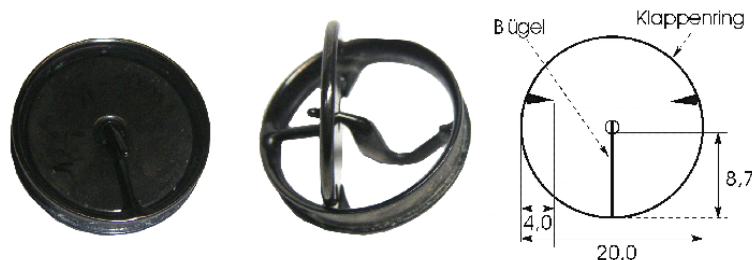


Abbildung 4.5: Abbildung der bei den Messungen eingesetzten Hall-Kaster Kippscheiben-Prothese.

Am Klappenring sind zwei 4 mm lange, in die Klappenebene hineinragende, Anschläge angebracht. Ihr maximaler Öffnungswinkel beträgt  $70^\circ$  und ihr Innendurchmesser 20 mm. Der Abstand vom Klappenring zur mittleren Bohrung in der Kippscheibe beträgt 8,7 mm. Die Dicke des Flügels beträgt 1,45 mm. Wie schon im Kapitel über die Physiologie beschrieben, ist sie eine Weiterentwicklung einer der ersten Kippscheiben-Klappen, der Björk-Shiley. Es wurde versucht, den Öffnungswinkel der Scheibe zu vergrößern und somit den Klappenwiderstand zu verringern. Durch die Führungsbohrung zeigt sie im Allgemeinen eine größere Insuffizienz im Vergleich zur Björk-Shiley. Die Kippscheibe besteht aus pyrolitischem Kohlenstoff und der Ring aus einer Kobalt-Chrom-Legierung.

### 4.2.2 St. Jude (SJ)

Um die Strömungseigenschaften für mechanische Klappenprothesen zu verbessern wurde die St. Jude Prothese als eine zweiflügelige Variante entwickelt. Die Lagerachse der Flügel liegt dicht an der Mitte des Klappenrings und die Lager sind als freigleitende Flächenlager ausgeführt, was eine relativ freie Durchspülung und somit eine Thrombenbildung vermindern soll. Im geöffneten Zustand befinden sich beide Flügel nahezu senkrecht zur Strömung, aber immer noch in der Mitte der Klappenöffnung, also im Bereich der größten Geschwindigkeiten der Strömung. Der Innendurchmesser der Klappe beträgt 20, der Außendurchmesser 23,2mm. Der Abstand der beiden Lager zueinander beträgt 3,2 mm. Die St. Jude Prothese wird vollständig aus pyrolitischen Kohlenstoff hergestellt. Teilweise werden Wolfram Partikel mit eingearbeitet, damit die Klappe auf Röntgenbildern besser zu erkennen ist.

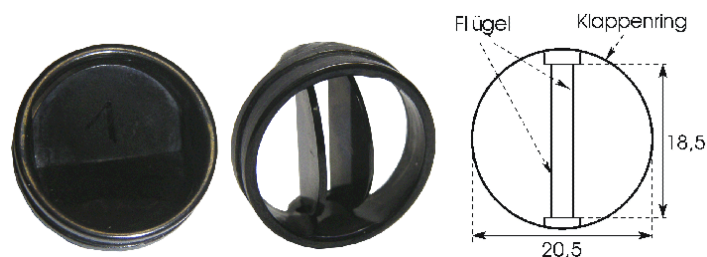


Abbildung 4.6: Abbildung der bei den Messungen eingesetzten 2-flügeligen St. Jude Prothese.

### 4.2.3 Tricumed 1:1 Prototyp (TM4)

Das Problem der Thrombogenität von mechanischen Herzklappenprothesen ist bis heute ungelöst. Aus diesem Grund hat die Firma Tricumed Medizintechnik GmbH eine neuartige mechanische Herzklappenprothese entwickelt. Ziel ist es, die Herzklappe so auf ihren Einsatzort zuzuschneiden, dass auf eine Antikoagulat-Therapie verzichtet werden kann. Diese Prothese wurde speziell auf den Einsatz an der Aortenposition ausgelegt. Dort werden die meisten Implantationen (70% der Gesamtzahl) vorgenommen. Sie besitzt drei Flügel, wie ihr natürliches Vorbild, und einen an den Implantationsort angepassten Außenring. Die bisher auf dem Markt erhältlichen mechanischen Herzklappenprothesen besitzen einen kreisrunden Außenring und höchstens zwei Schließkörper. Durch das an die natürliche Klappe angepasste Design soll sich das Auftreten von turbulenten Strömungsbereichen verringern. Die große, zentrale Öffnungsfläche der Prothese und eine spezielle, strömungsoptimierte Flügelgestaltung sollen einen weitgehend laminaren



Fluss im zentralen Bereich ermöglichen, vor allem sollen so Strömungshindernisse im Bereich der höchsten Strömungsgeschwindigkeiten, wie sie bei den anderen Klappen auftreten, verhindert werden. Dadurch würden auch zu große Gradienten der Strömung und damit einhergehende Blutschädigung durch Scherkräfte, verhindert werden. Zusätzlich sollen durch die besonders gestalteten Flügel in den drei Randbereichen gezielt Wirbel erzeugt werden, welche die Bulben auswaschen. In den Bulben besteht durch die Entfernung der natürlichen Herzklappe verstärkt die Gefahr der Thrombenbildung, was durch den auswaschenden Effekt der Wirbel verhindert wird. Die Geometrie des Lagers soll dessen ständige Durchspülung mit Frischblut gewährleisten, wodurch Ablagerungen im Lagerbereich vermieden werden sollen. Die Frage eines hämokompatiblen Werkstoffes und dessen Verarbeitung zu der komplizierten und eng tolerierten Geometrie wurde von der Firma Tricumed Medizintechnik GmbH in Zusammenarbeit mit anderen Firmen im Rahmen eines „BMBF-Projektes“ untersucht. Nach Untersuchungen verschiedener Werkstoffe zeigte die Titanlegierung Ti-6Al-7Nb die größte Eignung. An den Werkstoff werden besondere Anforderungen gestellt bezüglich der Biokompatibilität, einer möglichst geringen Masse der bewegten Teile, einer hohen Festigkeit bei gleichzeitig hoher Duktilität und einer zu erzielenden Oberflächenqualität von  $R_a < 50 \text{ nm}$ , die bei einem Vergütungs- bzw. Beschichtungsprozess erhalten bleiben muss. Als das am besten geeignete Herstellungsverfahren stellte sich MIM (Metal-Injection-Moulding) heraus. Nach der Durchführung von verschiedenen Verschleißtests entschied man sich für das Beschichtungsverfahren der Plasmanitrierung, das sich als besonders geeignet gezeigt hatte. Nach diesem Konzept wurden die ersten Prothesen in dem neuartigen Design hergestellt. Bei ersten Tests an diesen Prototypen stellte sich heraus, dass die Lagerung nicht wie gewünscht funktionierte und es zu Ausfällen in Form von sich nicht oder nicht ausreichend öffnenden bzw. schließenden Flügeln kam. Es war anzunehmen, dass die Lagerstifte (drei auf jeder Flügelseite) die wahrscheinlichste Ursache für die Ausfälle darstellten.

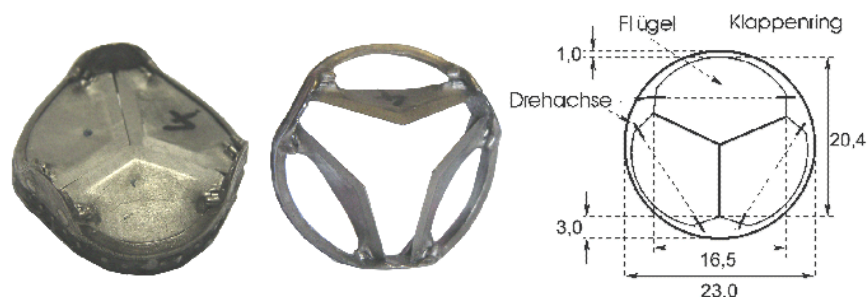


Abbildung 4.7: Abbildung des bei den Messungen eingesetzten dreiflügeligen Spritzguss-Prototyps der Firma Tricumed Medizintechnik GmbH.

Während des Herstellungsverfahrens im Sinterprozess kommt es verfahrensbedingt zu minimaler Schrumpfung. Diese Schrumpfung führt auch zu geringem Verzug im Bereich von  $\pm 0,1$  mm über den Klappendurchmesser. Die Lagerstifte liegen als Folge nicht mehr koaxial zueinander und der Flügel wird nicht richtig geführt. Die entstehende Lagerreibung ist so groß, dass der Blutstrom den Flügel nicht wie vorgesehen bewegen kann und es zu dem Ausfall kommt. Unter anderen um diesen Umstand zu beheben, wurden die 3:1 Modelle und die im weiteren beschriebenen Tests durchgeführt. Der Prototyp TR4 hat drei Flügel, die jeweils genau  $120^\circ$  der Öffnungsfläche einnehmen. Sie Öffnen bis zu einem Winkel von  $75^\circ$ . Der Ring hat einen Außendurchmesser von 21,7mm und einen Innendurchmesser von 20,7 mm.

### 4.3 Biologische Prothesen

Biologische Herzklappen haben meist dieselbe Flügelanzahl wie die Klappen, die sie ersetzen und werden in Auto-, Allo- und Xeno-Bioprothesen bzw. -Grafts unterteilt. Bioprothesen bestehen aus chemisch vorbehandeltem Gewebe, Grafts aus unbehandeltem Gewebe. Auto- bezeichnet Herzklappen, die aus Eigengewebe des Patienten (Auto, gr. Selbst), Allo- nennt man Herzklappen, die aus Gewebe anderer Spender bestehen (Allo, gr. Anders). Xeno- bezeichnet Prothesen aus tierischem Gewebe, meist vom Schwein oder Rind (Xeno, gr. Fremd). Herzklappenprothesen werden nicht nur aus Herzklappengewebe hergestellt, sondern auch aus Herzbeutelgewebe (Pericard) oder aus Fascia-Lata-Gewebe. Fascia-Lata-Gewebe ist ein derbes sehnenähnliches Gewebe, das die Oberschenkelmuskulatur umgibt.

Biologische Herzklappen sind also entweder explantierte natürliche Herzklappen oder aus Fremdgewebe zusammengenähte Prothesen. Diese zusammengenähten Implantate werden dabei der natürlichen Herzklappe, die sie ersetzen sollen, nachempfunden. Die zusammengenähten Prothesen haben alle einen sehr ähnlichen Aufbau. Sie besitzen einen formgebenden, flexiblen Stützring (Stent), in den das Gewebe eingenäht wird. Der Stent wird meist durch einen Metallring verstärkt, welcher auch dazu dient, die Prothese im Röntgenbild kenntlicher zu machen. Durch ihre Form und auch das flexible Gewebe aus dem sie bestehen, haben sie nur kleine Auswirkungen auf die Hämodynamik. Größere Probleme bereitet bei ihnen eine Verkalkung, die vor allem bei jungen Menschen auftritt. Ein anderes Manko ist, dass die Implantate nicht mehr aus lebendem Gewebe bestehen und somit die Fähigkeit zur Zellregeneration nicht mehr besitzen. Das macht sie bei Langzeitbelastung anfällig. Ihre typische Lebensdauer beträgt 8 - 10 Jahre.

Neben der engen Kooperation mit der Firma Tricumed Medizintechnik und ihrem Projekt zur Entwicklung einer neuartigen dreiflügeligen mechanischen Herzklappenprothese gab es während dieser Arbeit auch eine weitere enge Kooperation mit der Arbeitsgruppe Herz- und Gefäßchirurgie des Universitätsklinikum der CAU Kiel. Ziel dieser Arbeitsgruppe bei ihren Forschungen im Bereich der Herzklappenprothetik ist die Entwicklung einer neuen minimal-invasiven Implantationsmethode für den Ersatz von Herzklappen. Um die Herzklappe über die dabei meist sehr engen, endoskopischen Zugänge in den Körper einführen zu können, wird gleichzeitig auch an dem Aufbau von faltbaren biologischen Prothesen geforscht.

### **Motivation für minimal-invasive Operationstechniken**

Die Herzklappenoperation am offenen Herzen kann zu Recht als eine sehr erfolgreiche Methode der chirurgischen Medizin angesehen werden. Die Operation gilt als sehr sicher, die Sterblichkeitsrate liegt mittlerweile bei etwa zwei Prozent. Die Lebensqualität der meisten Patienten bessert sich mit der künstlichen Herzklappe deutlich, viele führen nach der Operation ein weitgehend normales Leben.

Nichtsdestotrotz ist die konventionelle Operation sehr aufwendig (extrakorporale Zirkulation, offener Thorax) und mit vielen Risiken verbunden. In einer vor kurzem veröffentlichten Studie wurde die Ein-Monats-Sterblichkeitsrate der Über-90-Jährigen auf fast 24% nach Herzklappenoperation am offenen Herzen beziffert. Für viele ältere, komorbide und Hochrisikopatienten ist eine solche Operation oft nicht mehr medizinisch vertretbar, auch wenn sie von einer neuen Herzklappe unbestritten profitieren würden. Es darf daher von einem nicht unerheblichen, unbefriedigten Bedarf an Klappenersatzoperationen ausgegangen werden und aufgrund der alternden Gesellschaften in fast allen Industrienationen und dem Anstieg altersbedingter Klappenveränderungen werden risikolosere, weniger invasive Alternativen zur „offenen“ Operation immer bedeutender. Bei der perkutanen Klappenimplantation wird eine faltbare Klappe in einem expandierbarem Nitinol-Stent befestigt und perkutan über einen Katheter am erkrankten Aortenannulus implantiert. Berichte über erfolgreiche perkutane Implantationen von Pulmonalklappen bei Kindern und Aortenklappen bei Erwachsenen zeigen, dass der perkutane Klappenersatz ein wirksames Verfahren werden könnte, der einer breiten Patientenpopulation nutzen kann. Da das endoskopische Verfahren weitaus weniger aufwendig ist als das konventionell chirurgische, ergibt sich daraus neben besseren kosmetischen Ergebnissen und dem Verzicht auf eine Vollnarkose auch ein bedeutender ökonomischer Vorteil.

Alternative, interventionelle Verfahren müssen sich allerdings an dem hohen Leistungsstandard der konventionellen Therapie messen lassen. So vielversprechend ein minimal-invasiver Ansatz auch sein mag, ob derartig gute postoperative Überlebensraten mit dem endoskopischen

Ansatz erzielt werden können wie mit dem herkömmlichen Verfahren, bleibt abzuwarten.

Minimalinvasive Verfahren als Zugangsmethode zu den Herzklappen wurden in den letzten Jahren – dem generellen Trend der Chirurgie folgend – vermehrt entwickelt und haben sich teilweise im klinischen Alltag schon durchgesetzt. Vollendoskopische transthorakale Operationen mit Etablierung der extrakorporalen Zirkulation über die Leistengefäße haben sich an der Mitralklappe schon in manchen Zentren etabliert und sind möglicherweise auch an der Aortenklappe erfolgreich anwendbar. Hierbei wird in einem katheterbasierten perkutanen Verfahren eine in einem Aorten-Stent montierte Klappenprothese in der Aortenwurzel fixiert. Die Chirurgie gilt zwar immer noch als „Gold-Standard“ für den Aortenklappenersatz, aber in einigen experimentellen Studien wurde die technische Durchführbarkeit der Aortenklappenimplantation mit entferntem Zugang schon aufgezeigt.

Neben Messungen an den in der AG Herz- und Gefäßchirurgie aufgrund der oben beschriebenen Zusammenhänge entwickelten Prototypen von faltbaren biologischen Klappen, wurde es vor allem durch den Einsatz von Philip Haaf, der derzeit dort seine Promotion im Fach Medizin bearbeitet, ermöglicht, dass ebenfalls ein voll funktionsfähiges Explantat einer humanen Aortenklappe in der vorliegenden Anlage vermessen werden konnte. Durch die Kalibration der Anlage auf das Humane Explantat kann man nicht nur relative Aussagen der Prothesen untereinander, sondern auch absolute Aussagen über die Eigenschaften und die Mehrbelastung durch die Prothese zu treffen. Dies ist eine wesentliche Neuerung im Vergleich zu früheren Arbeiten.

### 4.3.1 Humane Aortenklappe (HAK)

Um möglichst physiologische Druckverhältnisse an der pulsativen Strömungsmessanlage zu erreichen, wurden die Parameter der Anlage, vor allem der zeitliche Verlauf des Druckverlusts während der Diastole, mit einer humanen Aortenklappe kalibriert. Das Explantat kam aus dem Pathologischen Institut der Universität Kiel, nachdem die Ethik-Kommission der Universität Kiel auf Antrag ihre Zustimmung erteilt hatte. Es ist eine für das Alter des Spenders von ca. 35 Jahren einwandfrei funktionierende humane, dreizipfelige Aortenklappe, die, ähnlich wie die weiter unten beschriebenen bovinen Jugularvenenklappen, ebenfalls mit einem Prolene Faden in einen Nitinol-Stent mit dem passenden Durchmesser eingenäht wurde. Neben der Kalibration konnten außerdem Vergleichswerte für alle anderen untersuchten Klappen bestimmt werden.

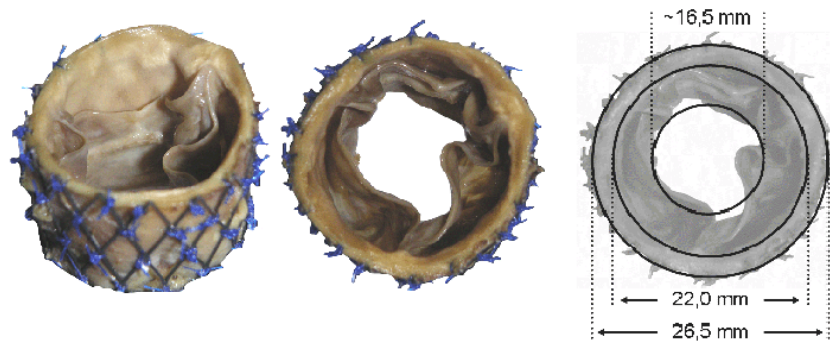


Abbildung 4.8: Abbildung des bei den Messungen eingesetzten humanen Aortenklappen Explantat.

### 4.3.2 Engage Aortic Valve Model 6000 (EAV 21)

Dieses industriell hergestellte Modell stammt von der Firma 3f-Therapeutics und ist laut Unternehmensangaben die einzige künstliche Klappe, die komprimiert werden kann, ohne dabei ihre Form oder ihre Strömungseigenschaften zu verlieren. Daher eignet sie sich besonders gut für endoskopische, minimal-invasive Verfahren. An ihr wird neben den Jugularvenenklappen die Möglichkeit für den Einsatz bei der endoskopischen Implantation überprüft. Die untersuchte Prothese (EA21) hat einen Nenndurchmesser von 21mm.



Abbildung 4.9: Abbildung des bei den Messungen eingesetzten biologischen Engage Prothesenersatzes.

### 4.3.3 Klappentragende Stents (JVK A1, A3, A5)

Viele herbivore Tiere besitzen eine Venenklappe in ihren Jugularvenen (Halsvene), die einer Hämostase und Koagulation des Blutes während der Nahrungsaufnahme mit gesenktem Kopf entgegen wirkt. Um faltbare Klappen herstellen zu können, wurden aus der Jugularvene von frischen bovinen Kadavern die Klappen explantiert. Die äußere Wand der Vene

wird dabei so weit wie möglich entfernt. Insgesamt wurden drei sowohl bi- als auch trikuspidale bovine Jugularvenenklappen (JVK A1, A3, A5) sorgfältig präpariert. Die Venenklappen sind widerstandsfähig gegenüber mehrfacher Kompression und Reexpansion und behalten die Integrität ihrer Klappenfunktion bei. Als Stützkorsett für die weichen Aderstücke, werden diese in ein Schlauchförmiges Drahtgeflecht, einen sog. Stent, aus Nitinol eingenäht. Nitinol ist ein Memory-Metall, welches die Fähigkeit besitzt, nach einer Verformung wieder in seine ursprüngliche Position zurückzukehren.

Das Einnähen der drei Klappen in einen radiär selbstexpandierenden Nitinol-Stent (Nitinol Devices & Components Inc, Fremont, CA) erfolgte mittels eines 7-0-Prolen-Fadens. Die verwendeten Stents waren 28 mm lang und haben einen Durchmesser von 22 oder 24 mm. Der Nitinol-Draht besteht zu fast gleichen Teilen aus Nickel (55 %) und Titan, ist weich und in hohem Maße reversibel verformbar, man spricht auch von der Superelastizität des Nitinols. Durch die hohe Verformbarkeit ist eine hohe Anpassungsfähigkeit gewährleistet, die für ein endoskopisches Implantationsverfahren benötigt wird.

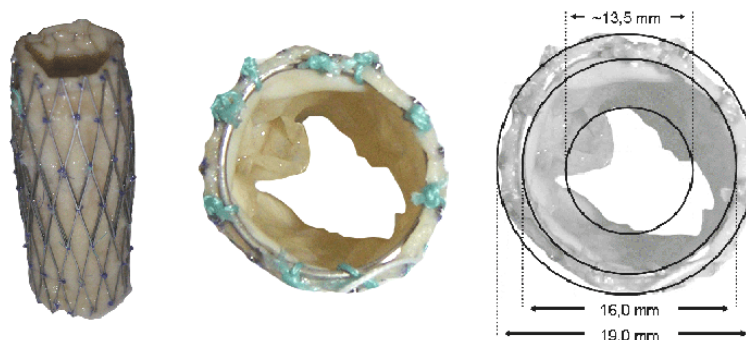


Abbildung 4.10: Generelle Abbildung der bei den Messungen eingesetzten bovinen Jugularvenen Präparate (hier die JVK A3). Die weiteren Präparate (A1 und A5) sind nach dem gleichen Prinzip aufgebaut und haben annähernd dieselben Maße.

Die Aufbewahrung der biologischen Klappen erfolgt zusammen mit dem vernähten Nitinol-Stent oder Stützring in einer Glutaraldehydlösung bei 4° C.

# Kapitel 5

## Prinzip der Messungen

In diesem Kapitel werden sämtliche in dieser Arbeit durchgeführten Messmethoden exemplarisch beschrieben. Es wurden zum einen piezoresistive Druckmessungen und piezoelektrische Kraftmessungen als sensorische Erfassungen durchgeführt. Zum anderen sind bildgebende Verfahren anhand von Seitlicht-, Durchlicht- und Laserschnitt-Videoaufnahmen gemacht worden, aus denen dann verschiedene Parameter der hydrodynamischen Verhältnisse an einer Herzklappe ausgewertet werden konnten.

Wird nicht explizit für die dargestellten Messwerte etwas anderes angegeben, so gilt, dass in diesem Kapitel, als biologische Klappe und auch für Messungen wo nichts weiter angegeben ist, das humane Aortenklappenexplantat benutzt wurde. Für spezifische Messungen die nur an mechanischen Prothesen Sinn machen, wurde die Hall-Kaster Einscheiben Prothese als Beispiel benutzt.

Die nach den in diesem Kapitel beschriebenen Prinzipien durchgeführten Messungen und Ergebnisse an den verschiedenen Prothesen werden in den folgenden Kapiteln wiedergegeben.

Um eine Vergleichbarkeit direkt zu gewährleisten, wurde sich im Rahmen dieser Arbeit bei allen Messungen an eine Vorgabe von 60 Schlägen / Minute (1 Hz) Wiederholfrequenz und 73 ml Auswurfvolumen mit dem auch schon in [Apitz], [Malki] und [Steiner] ermittelten und benutzten physiologischen Auswurfverlauf gehalten. Das druckluftgesteuerte Mitralventil öffnet zu den physiologischen Zeitpunkten der Mitralventile im menschlichen Herzen und die effektive Drosselfläche wird so gesteuert, dass sie bei einer Messung am humanen Explantat als Kalibrierungsnormal einen physiologischen Druckverlauf erzeugt. Die Kurve für Hubvolumen und die Zeitpunkte für das Mitralventil wurden medizinischer Fachliteratur entnommen, die Drosselvorgabekurve wurde empirisch ermittelt.

Für Informationen über die Notwendigkeit eines physiologischen Auswurfprofils des Hubkolbens für anwendbare Messungen und für weitere Erklärungen zum Aufbau der Anlage sei auf das Kapitel über die Physiologie des menschlichen Herzens in dieser Arbeit oder auf [Malki] und [Steiner] verwiesen.

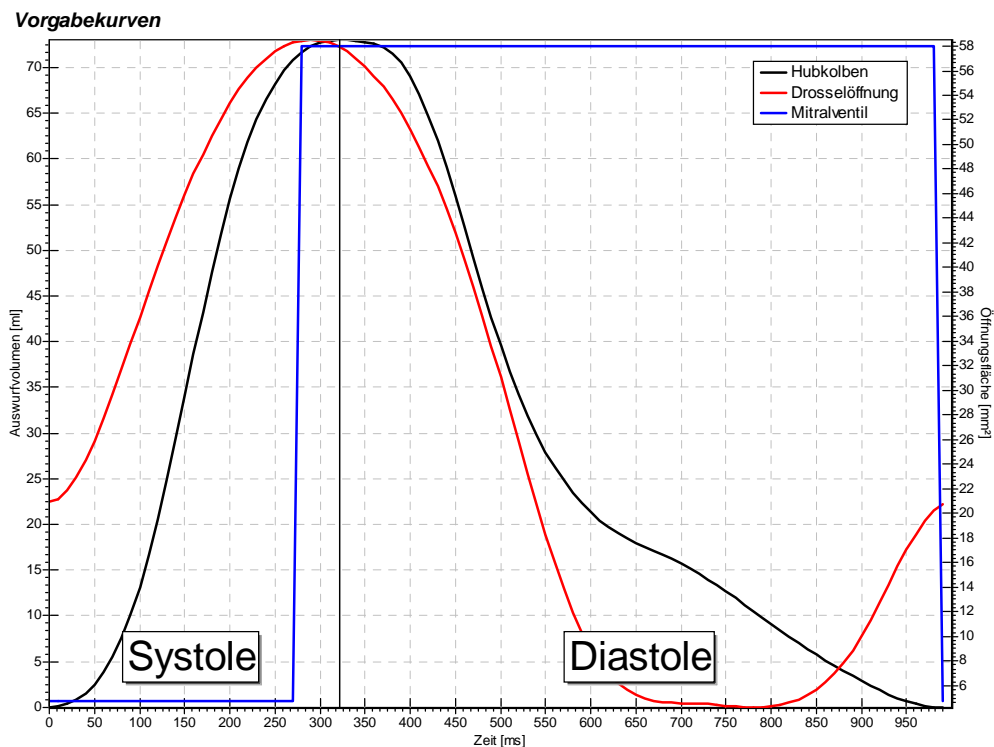


Abbildung 5.1: Vorgabegrößen bei einer Messung in der pulsativen Herzklappentestanlage.

Für eine bessere Darstellung wird bei den meisten dargestellten Messwerten der Umkehrpunkt des Hubkolbens, also der Übergang von Systole zu Diastole markiert. Teilweise wird ebenfalls im Hintergrund die gesamte Hubkurve, entsprechend das Auswurfverhalten, dargestellt. Sofern es Sinn macht, werden auch die wichtigen Grenzwerte oder Punkte im Signalverlauf markiert.

## 5.1 Sensorische Messungen

Beide Verfahren, die Druck- sowie die Kraftmessung, erlauben eine zeitliche Auflösung von weit mehr als 10 kHz. Für eine ausreichende Beurteilung des Verhaltens dieser beiden Messgrößen an den Herzklappenprothesen sind dabei aber 4 kHz als Sample-Frequenz vollkommen ausreichend, da die in der Medizin interessierenden Veränderungen sich in einem zeitlichen Bereich von 20Hz abspielen. Aus diesem Grund werden auch bei medizinischen Messgeräten, wie z.B. Herzmonitoren, grundsätzlich Filter in diesem Bereich eingesetzt. Bei 4 kHz Sample-Frequenz ist somit eine ausreichende Eindeutigkeit für die Filteralgorithmen gegeben.



Eine Messung und Aufbereitung geschieht immer anhand der gleichen Abfolge von Schritten, um zu dem interessierenden Signalverlauf zu gelangen:

- Während einer Messung werden die Daten der Sensoren in den notwendigen Ebenen und Sensoranzahlen als Spannung in Volt eingelesen.
- Als zweites werden die Rohdaten dann anhand der Kalibrationsinformationen für jeden Sensor in die gewünschte physikalische Einheit umgerechnet.
- Danach werden sie mit der gewünschten Frequenz, dem gewünschten Filter und der gewünschten Fensterfunktion gefiltert. Dabei werden die Artefakte, die in einem unphysiologischen Bereich liegen und deshalb eindeutig als nicht durch die reine Anströmung erzeugt angesehen werden können, eliminiert und man kommt zu Verläufen, die auch physiologisch beobachtbar sind.
- Dann werden die Daten über die Wiederholungen einer Messung gemittelt. Hierbei ist es möglich, eine Anzahl von Wiederholungen am Anfang und am Ende anzugeben, die nicht mit gemittelt werden. Dies soll Anlauf- und Anhalteartefakte in den Signalen vermeiden. Natürlich wird bei jeder durchgeführten Mittelung auch der Fehler in Form der Standardabweichung bestimmt.
- Nach der Mittelung werden die Signalverläufe in der gewünschten Art und Weise miteinander verknüpft, um z.B. den Differenzdruck über der Klappe aus dem Drucksignal ober- und unterhalb der Klappe zu bestimmen.
- Im letzten Schritt wird je nach Bedarf noch eine weitere Mittelung über mehrere Messläufe, natürlich immer mit der vollständigen o.a. Aufbereitung der Daten, durchgeführt. Man erhält so einen repräsentativen Verlauf der gewünschten Messgröße für eine bestimmte Herzklappenprothese. Diese letzte Mittelung ist insbesondere bei den biologischen Prothesen wichtig, da diese durch ihre eigene Flexibilität bedingt eine erheblich größere Streuung in ihren Signalverläufen aufweisen als die mechanischen Prothesen.
- Als letztes werden die Daten grafisch dargestellt. Dabei ist es möglich, die Achsen zu skalieren, sich bestimmte Ausschnitte aus dem Verlauf herauszuzoomen oder auch den angezeigten Ausschnitt zu verschieben. So kann man immer die interessierenden Bereiche in der bestmöglichen Auflösung darstellen.

Für eine vergleichende und vor allem schnelle Auswertung hat es sich als sehr wichtig herausgestellt, dass sämtliche Schritte der Auswertung und Darstellung nun in für den Benutzer nahezu einem Schritt direkt nach einer Messung automatisiert durchgeführt werden können.

Für eine bessere Kontrolle der Daten kann sich der Benutzer trotzdem noch jeden der Zwischenschritte ausgeben lassen. Eine Kontrolle von Messung und Auswertung, sowie eine evt. Wiederholung einer Messung unter nahezu gleichen Voraussetzungen ohne ein aufwendiges neues Setup der Anlage ist mit der automatisierten, standardisierten Auswertung erst möglich geworden.

Ich habe mich entschieden, bei den automatischen Sicherungen der Messungen die aufgenommenen Rohdaten als Spannungswerte zu sichern, da so die ursprünglichen, unveränderten Daten erhalten bleiben. Natürlich werden alle Information zur Kalibrierung und um eine nachträgliche Auswertung zu ermöglichen, in der Datendatei abgespeichert. Wie im Kapitel über den Aufbau der Software schon beschrieben, ist es selbstverständlich auch jederzeit möglich, die Daten nach jedem Zwischenschritt der Auswertung abzuspeichern.

### 5.1.1 Piezoresistive Druckmessungen

Die Durchführung der Druckmessungen ist eine (notwendige) Weiterentwicklung bzw. Optimierung des bei [Malki] beschriebenen Systems zur Bestimmung von Druckgradienten an mechanischen Herzklappenprothesen. Seine grundlegenden Annahmen und Messungen zur Eignung der eingesetzten Sensoren sind sehr ausführlich und auch nachvollziehbar beschrieben. Es wurde deshalb versucht, den neuen technischen Aufbau sowie die Auswertung den gleichen Prinzipien, aber einer verbesserten Umsetzung im Detail, folgen zu lassen. Es wurde durch den neuen elektronischen Aufbau der Störsignaleintrag während der Übertragung zum Rechner verringert und die Sensoren lassen sich nun erheblich einfacher und sicherer bei einem Wechsel in die Anlage einschrauben und wieder entfernen. Außerdem wird jetzt bei jeder Neubefüllung der Anlage eine komplette Neu-Kalibrierung vorgenommen und nicht nur der Offset des statischen Drucks aufgrund der Wassersäule bestimmt. Dies minimiert erheblich den Einfluss von Drift und Schwankung der Sensoren hinsichtlich Temperatur und Umgebungsdruck. Es gelten alle bei ihm gemachten Einschränkungen und Bestimmungen von Grenzwerten oder idealen Arbeitspunkten von Filterungen oder Samplefrequenzen auch bei dem jetzigen Aufbau. Es wurden mit dem neuen Versuchsaufbau Messungen zur Überprüfung der Linearität und dem Frequenzverhalten der Piezodrucksensoren gemacht, die die früheren Aussagen bezüglich ihrer Eigenschaften bestätigt haben. Deshalb wird hier auf eine Darstellung dieser Messungen verzichtet. Für Referenzen hierzu sei auf die o.a. Arbeit verwiesen. Im Folgenden ist ein Beispiel für die verschiedenen Schritte einer Druckmessung dargestellt:

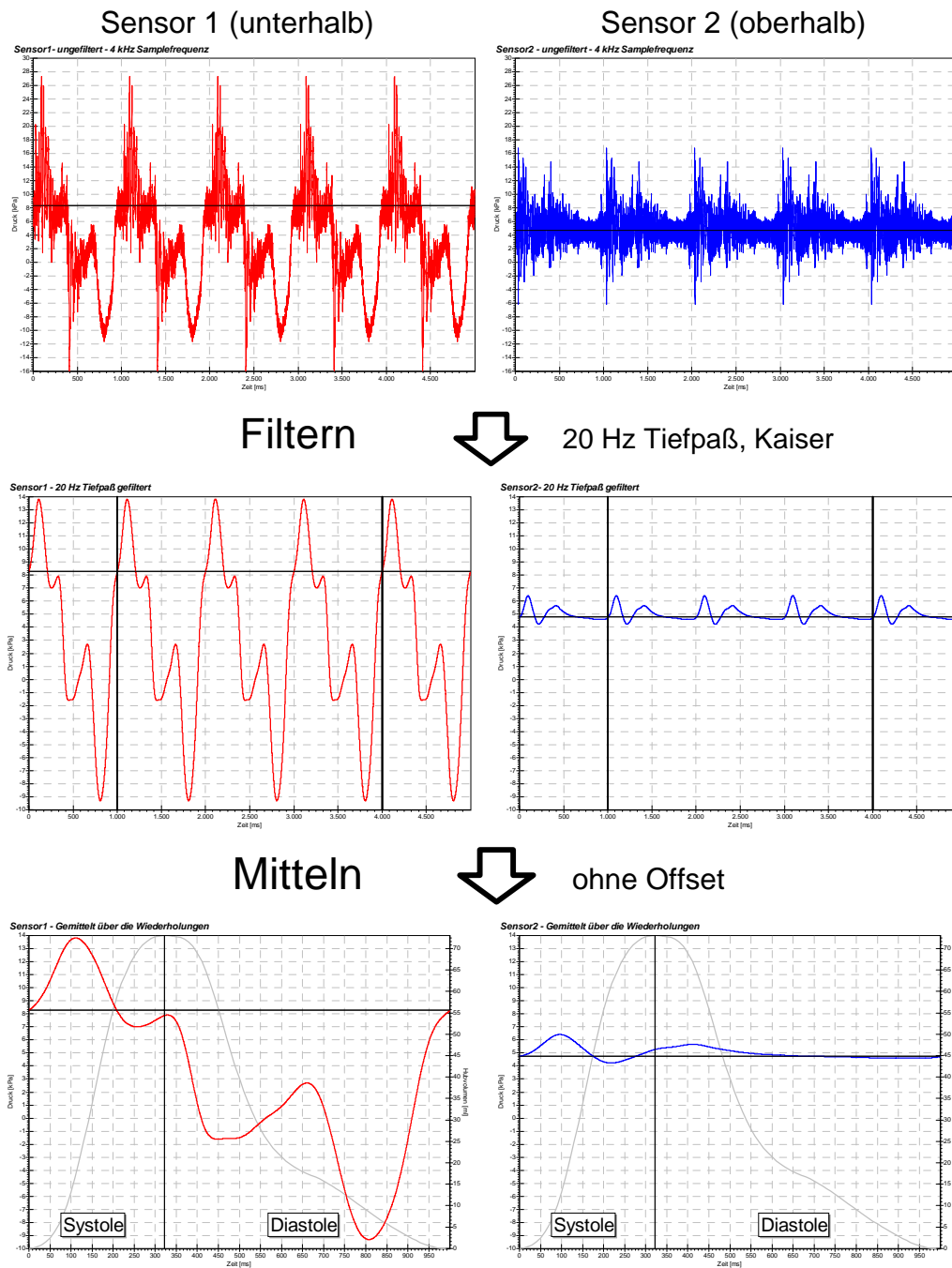


Abbildung 5.2: Prinzipieller Ablauf einer Druckmessung:

- Es wird das Signal eines Drucksensors oberhalb und eines unterhalb der Klappenbene während der Pumpzyklen mit 4 kHz aufgenommen.
- Die Signale werden dann mit einer Grenzfrequenz von 20 Hz und einer Fensterfunktion nach 'Kaiser' mittels einer FFT Tiefpass gefiltert.
- Dann werden die Signalverläufe über die Anzahl der Wiederholungen abzüglich eines Offsets am Anfang und am Ende gemittelt. Dabei wird ebenfalls die Standardabweichung als Fehler ermittelt.

Die Druckverläufe werden ermittelt, indem zunächst eine Tiefpassfilterung mit einer Grenzfrequenz von 20Hz auf die, durch die Empfindlichkeit der Piezosensoren relativ stark verrauschten Signale angewendet wird. Die dabei ausgeblendeten hochfrequenten Anteile entstehen in der Anlage z.B. durch die mechanische Reibung und den Antrieb des Hubkolbens durch den Schrittmotor. Danach wird über mindestens 10 Wiederholungen gemittelt, wobei die erste und die letzte Wiederholung nicht mit berücksichtigt werden, um An- und Nachlaufeffekte der Anlage auszuschließen. Die dann vorliegenden Druckwerte können nun in verschiedene Beziehungen zueinander gesetzt werden. Messungen zum Vergleich haben gezeigt, dass das jetzige System die Drücke und Druckdifferenzen im System mit mindestens derselben Genauigkeit bestimmen kann wie vorher, nur dass es dabei erheblich stabiler, einfacher zu handhaben und weitaus flexibler ist.

Bei allen Darstellungen zu den Prinzipien der Datenauswertung wurde zu Gunsten der Übersichtlichkeit darauf verzichtet, die Achsbeschriftungen überproportional zu vergrößern. Eine Lesbarkeit ist hier aber auch nicht zwingend notwendig, da es bei den Grafiken nicht auf die exakten Werte, sondern nur um das Prinzip der Auswertung geht. Die aus diesen Druckmessungen abzuleitenden Parameter einer Klappe werden im Folgenden beschrieben.

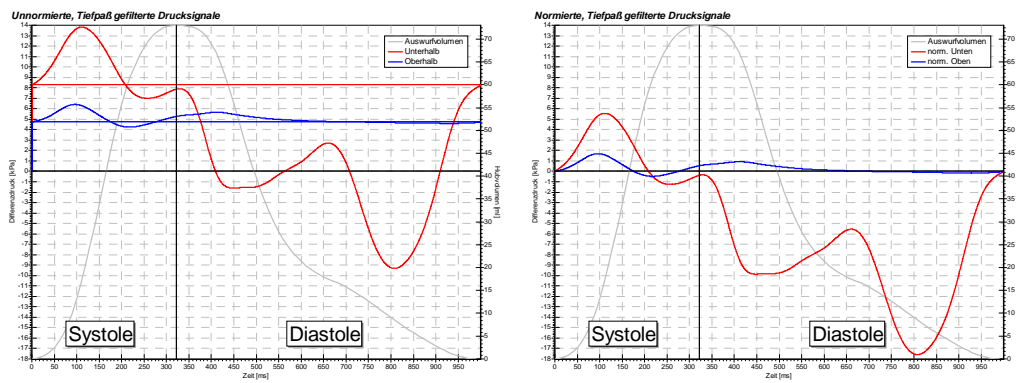
### **Transvalvulärer Druckgradient**

Primäres Ziel der Druckmessungen ist es, den Differenzdruck von oberhalb zu unterhalb der Herzklappe im systolischen sowie diastolischen zeitlichen Verlauf zu bestimmen. Dieser sog. transvalvuläre Druckgradient ist ein Maß für verschiedene Eigenschaften der Herzklappe.

Im systolischen Bereich des Schlagzyklus ist er ein Maß für den hydrodynamischen Widerstand den die Klappe als Hindernis bzw. Verengung im Volumenstrom hervorruft. Er ermöglicht außerdem beim Vergleich von verschiedenen Klappentypen, bzw. den Druckverlusten bei verschiedenen Volumenflüssen (z.B. bei einer anderen Schlagzahl) gewisse Aussagen über den Turbulenzgrad der Nachlaufströmung. Im Diastolischen ergibt sich eine Aussage über die Abdichtung der Klappe.

Ein Vergleich bzw. eine Mittelung mehrerer Messungen an einer Klappe erlaubt außerdem eine Aussage über die Güte und die Reproduzierbarkeit des Schließverhaltens und der Lage der Klappenflügel, gerade bei den mechanischen Prothesen.

Der transvalvuläre Druckgradient wird bestimmt, indem nach der Aufbereitung der Daten die auf den Sensorebenen gemittelten Druckwerte von direkt unterhalb der Klappe von denen direkt oberhalb abgezogen werden:



Normieren  $\Rightarrow$  auf statische Offsets  
 Differenzbildung  $\Downarrow$

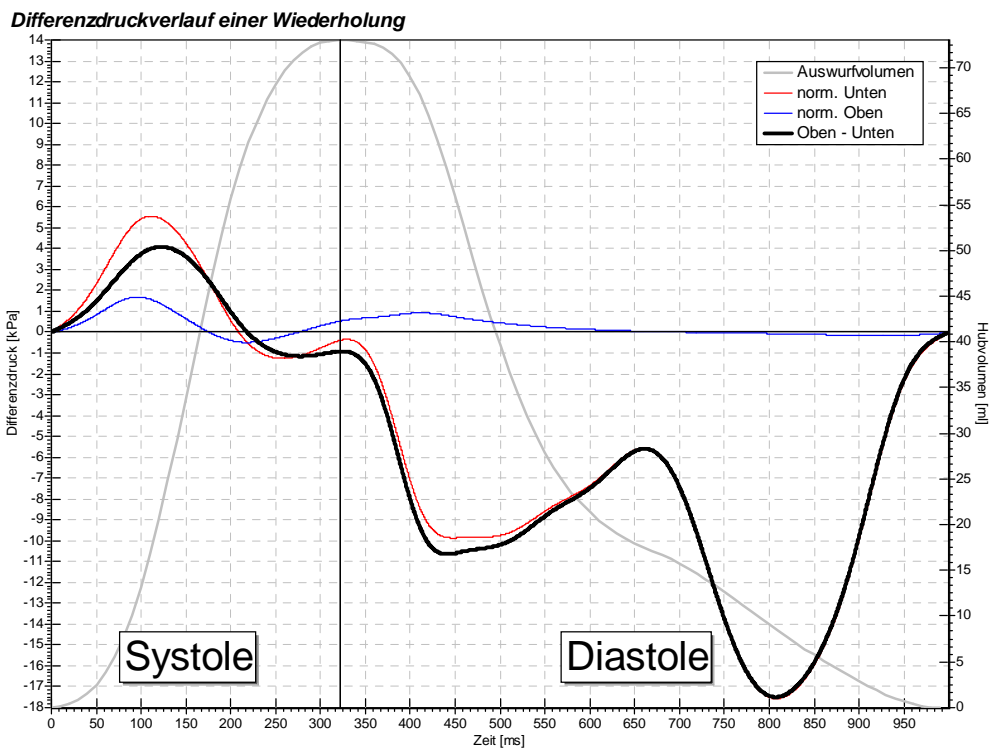


Abbildung 5.3: Prinzip der Auswertung der Druckdaten bezüglich des transvalvulären Druckgradienten.

Um einen besseren Vergleich der Differenzdrücke zu ermöglichen, werden bei den vorliegenden Messungen nur die dynamischen Anteile des Drucksignals betrachtet, d.h. sämtliche Sensorwerte werden von einem Offset durch den statischen Druck befreit und auf Null normiert, bevor sie mit einander in Beziehung gesetzt werden.

### Systolischer Energieverlust

Aus dem transvalvulären Druckgradienten lässt sich der systolische Energieverlust für einen Schlagzyklus errechnen. Das ist die Arbeit, die das Herz zu leisten hat, um das Blutvolumen durch die Herzklappe aus dem linken Ventrikel auszuwerfen.

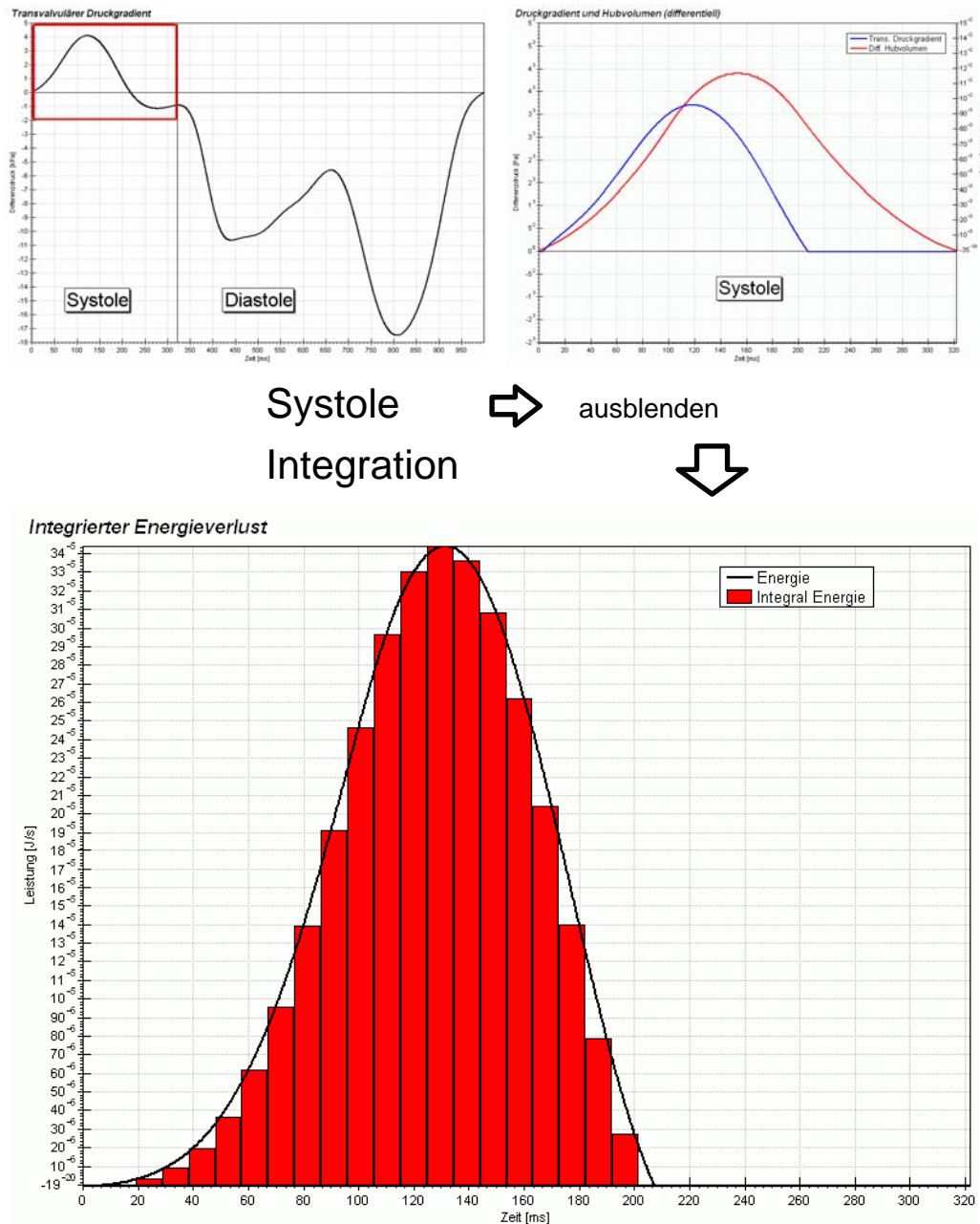


Abbildung 5.4: Prinzip der Auswertung der Druckdaten bezüglich des systolischen Energieverlusts.

Ist  $\Delta p$  ein Druckverlust, dann entspricht das Integral

$$E_{Gesamt} = \sum_{i=0}^N \Delta p(i \cdot \Delta t) \cdot \Delta V(i \cdot \Delta t) \quad (5.1)$$

mit T als Zeit für die Auswurfphase und V als Auswurfvolumen, der Arbeit, die aufgewendet werden muss, um das Flüssigkeitsvolumen durch das Hindernis zu bewegen.

Für einen Vergleich der Prothesen interessiert nur der energetische Mehraufwand, der aufgrund des Klappenwiderstands zusätzlich aufgebracht werden muss. Bei den Auswertungen werden deshalb nur die positiven Druckdifferenzen aufintegriert.

Bei dem Druckverlauf handelt es sich um eine normierte Darstellung. Sämtliche Offsets durch statische Drücke sind von den Signalen abgezogen worden, so dass nur noch die reinen dynamischen Druckdifferenzen übrig sind. Negative Druckdifferenzen wären bei einem absoluten Druckverlauf nicht möglich, da dieses einen Rückfluss durch die Klappe entgegen der Hubrichtung des Kolbens bedeuten würde. In der differentiellen Betrachtung kann bei einem Abbremsen des Kolbens der dynamische Druck aber durchaus auch negativ werden.

## 5.1.2 Piezoelektrische Kraftmessungen

Die Durchführung der Kraftmessungen ist eine Neuentwicklung in dieser Arbeit. Sie dient dazu die exakte Belastung der Herzklappe in einem Zyklus zu ermitteln.

Dies gibt z.B. einen Anhaltspunkt dafür, wie oft eine Prothese in dem sie umgebenden Gewebe festgenäht werden muss. Hierbei darf die Knotenanzahl nicht zu gering sein, damit es nicht zu Ablationen oder einem Ausreißen der Prothese kommt. Andererseits ist eine zu große Anzahl an Knoten auch nicht gewollt, da viele Nähte und Fäden auch mehr Vernarbung in einem bereits schon belasteten Bereich bedeuten. Außerdem kostet jeder Knoten Zeit und die hat man bei einer Operation am stillgelegten, offenen Herzen nur sehr begrenzt. Jede eingesparte, überflüssige Naht bedeutet also eine erheblich geringere Belastung des Patienten.

Die Kraftmessungen erlauben darüberhinaus eine sehr genaue, die Durchlichtaufnahmen unterstützende, Beschreibung des Schließverhaltens der Klappe. Das Signal ist hier erheblich genauer und direkter, ohne so viele Störeinflüsse der Anlage wie bei einem hochpassgefilterten Signal der Drucksensoren (sh. [Malki]), zu ermitteln.

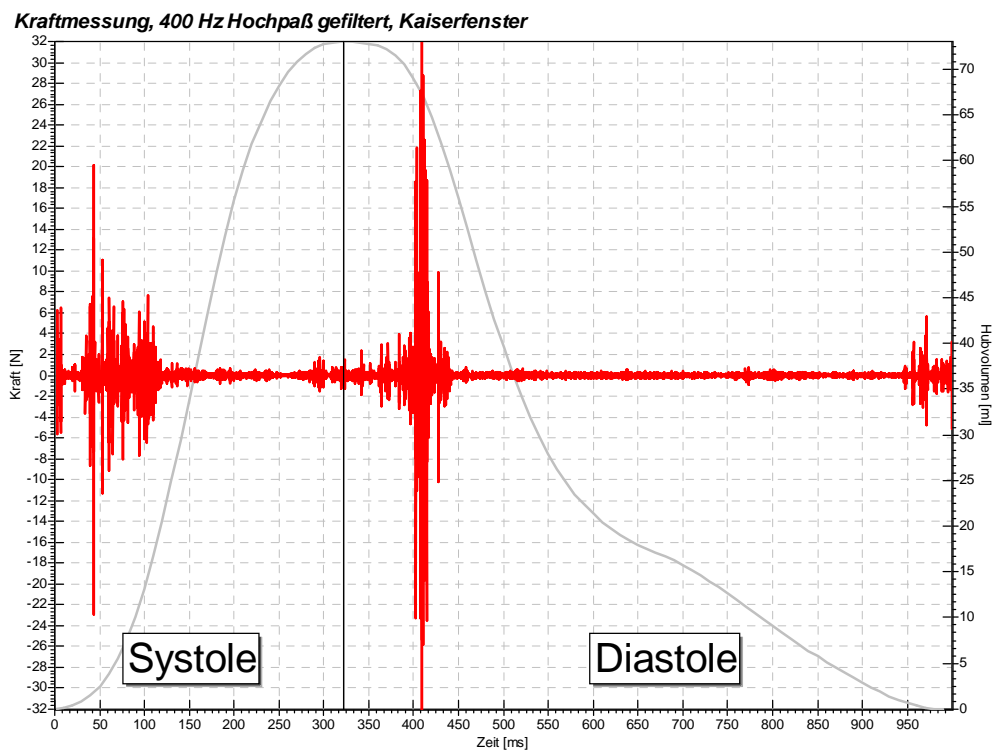
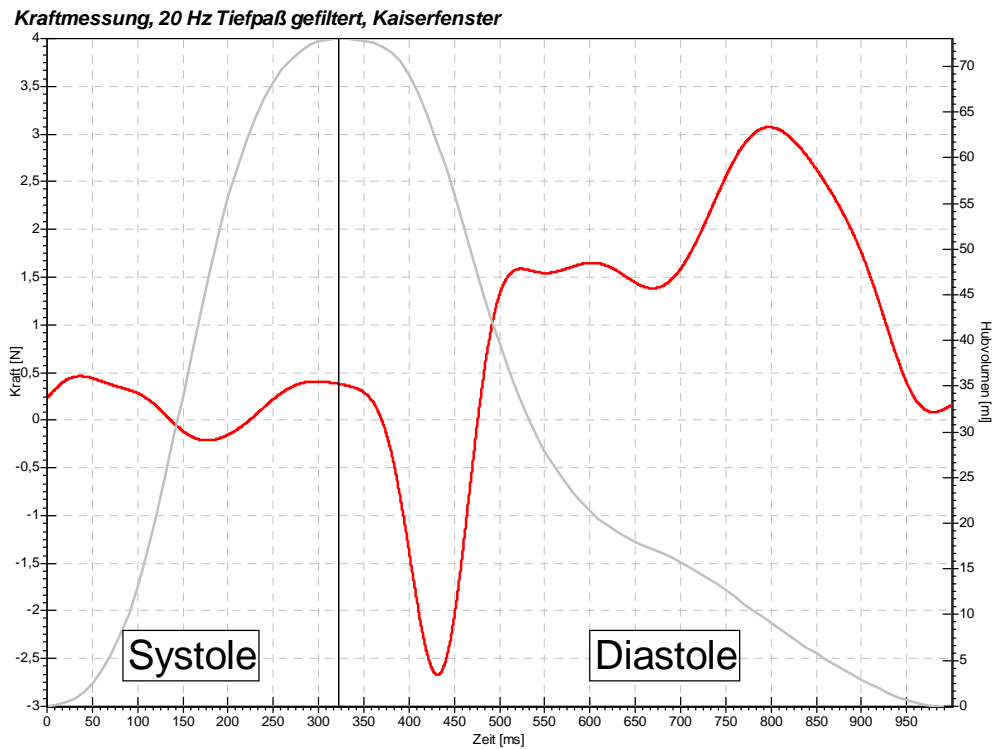


Abbildung 5.5: Verschieden gefilterte Kraftsignale bei einer Messung mit einem physiologischen Druckverlauf an der Hall-Kaster Prothese.



Das Signal lässt sich sogar so genau aufschlüsseln, dass man bei mehrflügeligen Klappen das unterschiedliche Schließen der einzelnen Flügel erkennen kann. Bei der Schließkraft geht es auch darum, die Maße der Ursachen für eine eventuelle Blutschädigung zu bestimmen. Je härter die Klappe schließt, desto größer ist die Winkelgeschwindigkeit des/der Flügel und somit auch die Blutschädigung im Moment des Schließens. Es lässt sich also aus dem Kraftsignal ein direkter Zusammenhang zum Auftreten von Kavitation bestimmen.

Die Auswertung der aufgenommenen Kraftwerte erfolgt nach demselben Schema wie die Auswertung der Druckdaten. Auch hier hat sich für die Bestimmung der generellen Haltekräfte eine Tiefpassfilterung mit einer Grenzfrequenz von 20Hz als gut erwiesen. Für die Bestimmung des Schließzeitpunkts und die Betrachtung des Schließverhaltens wurden die Kraftsignale zwischen 100 und 400 Hz hochpassgefiltert, damit die schnell veränderlichen Signale erfasst werden. Hierbei wird deutlich, dass gerade mechanische Herzklappenprothesen kurzzeitig sehr hohen Kräften (bis zu 30N) ausgesetzt sind.

## 5.2 Bildgebende Verfahren

Ein ganz wesentlicher Aspekt dieser Arbeit liegt darin, dass es ermöglicht werden sollte, die Zustände der Herzklappenprothesen nicht nur über den Umweg einer sensorischen Messung zu erfassen, sondern diese durch bildgebende Verfahren sichtbar zu machen. Im Unterschied zu den ersten Versuchen dazu in vorhergehenden Arbeiten war dabei das besondere Ziel, dass die bildgebenden Verfahren nicht nur aus an zufälligen Zeitpunkten aufgenommenen Einzelbildern ermittelt werden. Vielmehr sollte in einer ausreichenden zeitlichen Auflösung und vor allem mit einer definierten Korrelation der Zeitbasis zwischen Messansteuerung und aufgenommenem Bildsignal eine oder mehrere komplette Zyklen hintereinander aufgenommen werden können. Man hat so die Möglichkeit, eine wirkliche Aussage über die Öffnungs- und Schließverhaltensweise einer Klappe zu machen, nicht nur punktuelle Einzelbildaufnahmen einer repräsentativen Messung. Ebenfalls ist es so ermöglicht worden, nicht nur generalisierte Aussagen über das Strömungsverhalten hinter einer Klappe zu machen, sondern man kann der Dynamik einer pulsativen Anströmung und einem nicht unerheblich komplexen hydrodynamischen System Rechnung tragen. Wie sich im Weiteren zeigen wird, sind so weit genauere und auch bislang noch nicht bekannte Ergebnisse möglich geworden. Zusätzlich wurden weitere Auswertungsmöglichkeiten entwickelt, die zusätzliche Auswertungen, wie z.B. der EOD<sup>15</sup> erlauben.

---

<sup>15</sup>EOD (engl.): Effective Orifice Diameter -> Effektive Öffnungsfläche

Für zeitlich zusammenhängende Folgen von Bildaufnahmen gibt es im vorliegenden Falle eigentlich nur die Möglichkeit der Videoaufnahme. Erste Versuche, Aufnahmen mittels einer analogen Hochgeschwindigkeitskamera durchzuführen, waren aufgrund des finanziellen und auswertungstechnischen Aufwands keine Alternative. Hierbei muss für eine Bildfolge von ca. 4 mal 8 Sekunden eine Filmrolle im Wert von ca. 80 Euro belichtet und bei einer Spezialfirma für nochmal ca. 60 Euro entwickelt werden. Erst dann, ca. 2 Wochen später, hatte man analoges Filmmaterial, welches gesichtet und, falls man die Belichtung richtig eingestellt hatte, digitalisiert hätte werden müssen. Dieser Aufwand ist für eine praktische Anwendung einfach nicht zu rechtfertigen.

Bei einer Videoaufnahme wird das Bildsignal über ein Linsensystem auf eine Matrix aus photoempfindlichen Halbleitertransistoren abgebildet. Diese bilden die sogenannten Bildpunkte oder auch Pixel<sup>16</sup> genannt. Ihre Flächendichte und die Kantenlängen der Matrix geben die Auflösung des Sensorarrays vor. Hierbei ist zu beachten, dass nur viele Pixel nicht immer bedeuten, dass sich dadurch auch die Auflösungsseigenschaften der Sensoren verbessern. Z.B. kommt es bei einer zu dichten Packung von Transistoren auch zu gegenseitigen Beeinflussungen, so dass man im Endeffekt ein schlechteres Signal als bei einer etwas geringen Pixeldichte hat. Nach einer bestimmten Belichtungszeit, während der sich Ladungen an diesen Halbleitersingularitäten ansammeln, können diese - meist zeilenweise - ausgelesen und wieder gelöscht werden. Die angesammelten Ladungen pro Bildpunkt werden dann in eine Abfolge von Spannungssignalen umgewandelt. Diese werden entweder in einer seriellen Sequenz mit einer bestimmten Reihenfolge als analoges Spannungssignal aus der Kamera herausgeführt. Ist die Reihenfolge der Signale bekannt, kann so eine Bilderzeugung, wie z.B. ein Monitor, angesteuert werden oder man speist dieses Signal in einen speziellen AD-Wandler (einen sog. Framegrabber) ein, wo die Werte für die einzelnen Bildpunkte digitalisiert werden und somit in einem Computer als digitales Bild eingelesen werden können. Da die Digitaltechnik in neuerer Zeit immer leistungsfähiger wird, ist es inzwischen andererseits auch möglich, dass das Bildsignal schon direkt in der Kamera digitalisiert und auch so übertragen wird. Egal in welcher Form die Signale übertragen werden und wie sie digitalisiert werden, bei einem Videosignal fallen generell sehr hohe Datenmengen an. Ein normales, heute übliches Format für Bildinformationen ist das RGB-Signal. Sein Name ist ein Synonym für den Aufbau dieses Formates. Ein Bildpunkt wird hier aus den Helligkeitswerten der drei Grundfarben Rot, Grün und Blau additiv gemischt. Man sagt außerdem, dass eine Abstufung in 256 Helligkeitsstufen eine für das menschliche Auge kontinuierliche Helligkeitsverteilung bietet. Rechnet man das für alle drei Farben, so kommt man auf einen Speicherplatzbedarf von  $3 \cdot 8 \text{ Bit} = 3 \text{ Byte}$  pro Pixel. Je nach Auflösung

---

<sup>16</sup>Pixel (engl.): Zusammensetzung aus Picture und Elements

des Sensorarrays kommt man so leicht auf einige Megabyte pro Bild. Zusätzlich braucht man ein System, welches diese Datenmengen auch, noch multipliziert mit der Bildfrequenz, über sein Bussystem übertragen kann. Der hohe Aufwand bei der Datenverarbeitung dieser Mengen an Informationen ist, dass das Bildsignal hierbei vollkommen unkomprimiert, also auch noch mit allen seinen Informationen vorliegt. Gerade bei der Auswertung der PIV werden durch heutzutage gängige Komprimierungsverfahren die wichtigen Informationen aus dem Bild herausgeschnitten. Die heutigen Komprimierungsverfahren arbeiten z.B. so, dass sie das aktuelle mit dem nächsten Bild vergleichen und erkennen, welche Pixel sich nicht geändert haben. Diese Pixel werden dann einfach über die Bilder zusammen gefasst und man hat sozusagen ein ganzes (das Keyframe) und danach ein oder mehrere 'löchrige' Bilder. So kann man erheblich Bildinformationen und somit Datengröße einsparen, bei der Darstellung eines solchen Bildes müssen die fehlenden Pixel aber wieder interpoliert werden. Die eigentliche Kunst bei einer Videokomprimierung ist die Bestimmung der Detektionsschwelle von physiologisch unnützen Bildinformationen, also Veränderungen, die das menschliche Auge sowieso nicht wahrnehmen würde. Sie ist so wichtig, denn setzt man sie zu niedrig an, kann das Bild nicht korrekt wiederhergestellt werden und man sieht Artefakte im errechneten Bild.

### 5.2.1 Video-Systeme

Für die Aufnahme und Digitalisierung von Videobildern standen während dieser Arbeit zwei Rechner-Systeme zur Digitalisierung und 3 verschiedene Kameras zur Verfügung.

#### **PAL / S-VHS Videosystem**

Das erste System ist ein handelsüblicher PC mit einem relativ großen RAM-Speicher. Er hat als Zusatzausstattung eine handelsübliche TV-Karte, die eigentlich immer und relativ günstig verfügbar ist. Die TV-Karte ist in der Lage, eine analoge Videoquelle im sog. PAL-Standard zu erfassen und digitalisiert abzuspeichern. Der PAL-Standard besagt, dass das Videosignal in festen Parametern aufgezeichnet wird. Hierbei wird mit einer Wiederholfrequenz von 25 Hz (also einem Bildabstand von 40 ms) das vollständige Sensorarray erfasst. Um die Übertragungsraten niedrig zu halten, wird hierbei aber nicht immer die gesamte Sensorfläche ausgelesen, sondern im Abstand von 50 Hz (20 ms) jeweils die geraden und dann die ungeraden vertikalen Bildzeilen erfasst und weitergeben. Die Farbtiefe beträgt dabei 8 Bit pro Farbkanal, also RGB 24Bit. Die eigentliche Pixelauflösung für PAL beträgt 640 x 480 Bildpunkte, die meisten modernen Kameras für diesen Standard benutzen aber inzwischen 720 x 580 Pixel. Durch eine leichte Modifikation des Aufnahmetreibers für die TV-Karte war es möglich, die Bilder mit der

vollen Pixel- und Farbauflösung zu digitalisieren. Da hierbei jedes Vollbild 1,2 MB groß ist, kommt man auf eine Datenrate von ca. 30 MB / sek. Diese auf eine Festplatte abzuspeichern ist selbst bei modernen Rechnersystemen nicht ohne weiteres möglich. Deshalb wurde im Speicher des PC's eine sog. RAM-Disk eingerichtet, so dass man die Bilddaten direkt in den Hauptspeicher des PC einlesen kann. Der Hauptspeicher hat eine maximale Datentransferrate von ca. 200 - 300 MB / sek., also für die vorliegenden Zwecke vollkommen ausreichend. Natürlich ist man dafür durch die Größe der RAM-Disk in der Aufnahmelänge für das Video beschränkt. 1,5 GB Hauptspeicher sind heutzutage aber durchaus zu realisieren. Dies ermöglicht eine RAM-Diskgröße von bis zu 1 GB, was wiederum eine Aufnahmelänge von ca. 34 Sekunden ergibt. Bei einer maximalen Zyklusdauer von 2 Sekunden schafft man so die kontinuierliche Aufnahme von 17 Zyklen hintereinander.

Als eine Kamera, die das gewünschte PAL-Signal liefert, wurde ein handelsüblicher Digital-Camcorder der Firma Sony mit einem S-Video Ausgang eingesetzt. Diese ist äußerst lichtempfindlich und hat eine absolute Sensoranzahl von 0,8 Mpx. Sie hat eine eingebaute Zoomoptik. Da allerdings die interessierenden Bereiche in der Anlage, um sie bildfüllend darzustellen, im Nahbereich der Kamera liegen, wurde noch ein aufschraubbarer Ring entworfen und gebaut, durch den weitere vergrößernde Linsen vor die Optik vorgesteckt werden können. So ist es möglich, mit dieser Kamera aus einer Entfernung von ca. 20cm eine Fläche von 2 x 3 cm formatfüllend auf das Sensorarray abzubilden. Diese Kamera wurde für alle Aufnahmen verwendet, in der ein Farbsignal gebraucht wurde. Außerdem ist sie für darstellende Übersichtsaufnahmen besser geeignet als die anderen Kameras.

Mit dem Grabber-System für den PAL-Standard können auch die Bilder der zweiten Kamera aufgenommen werden. Sie ist eine Spezialkamera, die dafür gebaut ist, auf ein Endoskop aufgesetzt zu werden. Die dient im Normalfall dazu, während einer Operation den durch das Endoskop gewährten Einblick freier und für mehrere Personen zugänglich zu machen. Von ihrem Videosignal-Standard her unterscheidet sie sich nicht von der ersten Kamera, ihre Optik ist lediglich auf den extremen Nahbereich ausgelegt.

### **CMOS Hochgeschwindigkeits-Videosystem**

Das zweite System zur Aufnahme von Bildfolgen ist ein spezielles, auf Hochgeschwindigkeitsaufnahmen ausgelegtes System, welches aus einem speziellen Kamera-Sensor-Modul, dafür geeignete Objektive zum direkten Einschrauben vor das Sensor-Modul besteht, sowie einem Rechner / Framegrabber-System, welches speziell darauf ausgelegt ist, die hohen anfallenden Datenraten zu verarbeiten. Die lichtempfindlichen Punkte auf dem Array sind in der sog. CMOS<sup>17</sup> Technik aufgebaut, was

---

<sup>17</sup>CMOS (engl.): Complementary Metal-Oxide Semiconductor

ein erheblich schnelleres Auslesen und einen teilweise deutlich besseren Kontrast als bei normalen Transistor-Arrays zulässt. Außerdem wird bei dieser Kameratechnik die gesamte Arrayfläche als gesamtes, im sog. Progressive-Scan Modus, ausgelesen. Somit hat man bei jedem Bild auch denselben Belichtungszeitpunkt in allen Zeilen, nicht wie bei PAL mit einem Versatz von 20ms zwischen geraden und ungeraden. Zusätzlich ist es kann man, über die Ansteuerung der Kamera die Belichtungszeit einzustellen. So ist es möglich, ohne die Hilfe eines Choppers bei einer bestimmten Bildrate eine geringere Belichtungszeit einzustellen. Natürlich gelten hier aber auch weiterhin die weiter oben beschriebenen Nachteile einer Dauerstrich-Beleuchtung durch den Laser.

Der Aufnahmerechner ist mit der modernsten Busarchitektur, dem sog. PCI-Express, ausgestattet, welcher aufgrund seiner höheren Taktrate gegenüber dem normalen PCI eine auch erheblich höhere Datenübertragungsrate erlaubt. Mit 3GB RAM steht genug Speicher zur Verfügung, um selbst bei höheren Bildraten eine Aufnahme ausreichender Länge durchzuführen. Das ganze System ist in der Lage, mit bis zu 148 Hz Bildwiederholrate in einer Auflösung von 1024 x 1024 Bildpunkten und einer variablen Belichtungszeit von minimal 0,01 ms bis zu 750 Vollbilder am Stück aufzunehmen. Da für jeden Bildpunkt nur ein Sensorpunkt zur Verfügung steht, liegen die Bilddaten im 8 Bit Graustufenformat vor. Sie haben somit eine Dateigröße von ca. 1 MB.

Diese sehr spezielle und leistungsfähige Kamera wurde für alle Aufnahmen benutzt, für die eine hohe Zeitauflösung und eine kontrastreiche Darstellung ohne Farbinformationen (z.B. alle Streuteilchenaufnahmen) notwendig ist. Meist wurde hier (auch aus Gründen der Belichtung) eine Bildrate von 100 Bildern/Sekunde gewählt, was sich mit der Rate der Regelschritte eines Pumpzyklus deckt.

Da ein oben beschriebenes CMOS-Kamera-System sehr teuer und auch nicht überall vorhanden ist, wurde Wert darauf gelegt, dass sämtliche Auswertungen aus den Videosignalen prinzipiell auch mit einer normalen und leicht zugänglichen PAL Videotechnik möglich sind. Natürlich sind dann hier, alleine durch die Zeitauflösung, enge Grenzen für z.B. das PIV gesetzt.

### 5.2.2 Videobearbeitungs Software

Um die Videosignale der oben beschriebenen Systeme aufzuzeichnen und zu bearbeiten, sind verschiedene Programme notwendig.

Für die Aufnahme von Videodateien unter dem PAL-System wurde das hervorragende Programm VirtualDub, bzw. eines seiner Ableger VirtualDubMod, benutzt. Es ist frei im Internet unter der GNU-Public-Licence herunterladbar. Obwohl es Freeware und keine besonderen Komfortmerkmale hat, ist es aufgrund seiner Entwicklung und

seiner auf den jeweils eingesetzten Prozessor auf Assemblerebene optimierten Routinen für eine einfache Aufnahme und einen simplen Schnitt für Videos perfekt geeignet. Es erlaubt vor allem die Speicherung der Videos in Einzelbildfolgen, da diese für die weitere Bearbeitung notwendig sind. Auch hier wurde also darauf geachtet, dass die Verarbeitung der Daten mit allgemeinen und ohne Probleme zugreifbaren Mitteln möglich ist.

Für die Hochgeschwindigkeitskamera stehen beigelegte Treiber und ein einfaches Digitalisierungsprogramm des Herstellers zur Verfügung. Auch hier werden die Aufnahmen in Einzelbildfolgen abgespeichert.

Die Software, mit der aus den Einzelbildfolgen die spezifischen Auswertungen vorgenommen werden, ist von mir komplett selbst entworfen und programmiert worden. Die Software ist in der Lage, Bilddateien und chronologische Bildreihen im sog. Windows-Bitmap Format zu laden. Dieses Format beinhaltet die Bildinformationen in einem unkomprimierten Format. Es werden im Datenteil der Datei, also die einzelnen Helligkeitswerte für die Pixel der Zeilen und Spalten, bzw. für die 3 Farbanteile der jeweiligen Pixel, hintereinander abgelegt. Zusätzlich existiert noch ein sog. Header in der Datei, der auf einer definierten Länge Informationen zur Decodierung der Bilddaten enthält. Hier stehen vor allem der Dateityp, die Länge der Datei und des Bilddatenanteils sowie die Information, ob es sich um eine Farb- oder um eine Grauwertdatei handelt. Das Prinzip der Bilderverarbeitung im Programm geht nach folgenden Schritten vor. Jede Datei, die ausgewertet werden soll, wird zunächst in ein Graustufenbild umgewandelt.

Um eine physiologische Umwandlung der Farbanteile zu gewährleisten, werden die einzelnen Farben mit Gewichtungsfaktoren zusammengefasst. Eine anerkannte Formel hierfür lautet

$$\text{Grauwert} = 0,299 \cdot \text{Rot} + 0,578 \cdot \text{Grün} + 0,114 \cdot \text{Blau} \quad (5.2)$$

Danach kann das Bild zunächst vorverarbeitet werden. Hierfür können auf das Bild in sog. Pixelmanipulationen eine Inversion, Schwellwert-, Helligkeits- oder Kontrastkorrekturen vorgenommen werden. Für alle vorgenommenen Manipulationen gilt, dass die Bilder mit einer Auflösung von 8 Bit, also einen minimalen Helligkeitswert von 0 und einem maximalen von 255 dargestellt und berechnet werden.

**Inversion**

Bei einer Inversion werden einfach alle aktuellen Helligkeitswerte der Pixel von dem maximal möglichen Helligkeitswert abgezogen.

$$G_{invers} = 255 - G \quad (5.3)$$

**Schwelldwert**

Wird ein Schwellwert auf ein Bild angewendet, so kommt es zu einer binären Teilung der Grauwerte bei dem angegebenen Helligkeitswert

$$\begin{aligned} G < G_{Schwelle} &\Rightarrow G = 0 \\ G > G_{Schwelle} &\Rightarrow G = 255 \end{aligned} \quad (5.4)$$

**Helligkeit**

Um die Helligkeit eines Bildes zu verändern, wird folgende Operation auf jeden Pixel angewendet

$$G + G_{Delta(-255..+255)} \Rightarrow \begin{cases} \nearrow G < 0 = 0 \\ \searrow G > 255 = 255 \end{cases} \quad (5.5)$$

**Kontrast**

Häufig ist es auch notwendig, vor der weiteren Auswertung eines Bildes dessen Kontrast zu verändern. Hierbei wird im Prinzip von einem Schwellenwert ausgehend das Spektrum des Bildes zu dem oberen bzw. unteren Grenzwert gespreizt. Um eine korrekte Berechnung zu ermöglichen, wird als Schwellenwert aus dem Spektrum die mittlere Helligkeit des Bildes berechnet. Von dem aktuellen Grauwert  $G$  wird dieser Wert dann abgezogen und somit die Werte auf den mittleren Grauwert normiert. Der (in diesem Falle evt. auch negative) Wert wird dann mit dem gewünschten Faktor der Kontrastverschiebung zwischen  $-1$  und  $+1$  multipliziert. So werden die Grauwerte zum normierten Nullpunkt oder zum Maximum / Minimum hin verschoben. Danach wird zum Wert wieder der Mittelwert addiert und man erhält das kontrastärmere oder -reichere Bild.

$$\begin{aligned} G - G_{Mittelwert} &\Rightarrow \\ G \cdot f_{Kontrast}(-1..+1) &\Rightarrow \\ G + G_{Mittelwert} &\Rightarrow \begin{cases} \nearrow G < 0 = 0 \\ \searrow G > 255 = 255 \end{cases} \end{aligned} \quad (5.6)$$

Am Ende einer Auswertung können noch einmal dieselben Verfahren wie bei der Vorverarbeitung angewendet werden.

Generell lassen sich verschiedene Darstellungen des zu bearbeitenden Bildes anzeigen. Man kann hier zwischen dem ursprünglichen Original, der unveränderten Schwarz-Weiß-Version und dem verarbeiteten Bild wechseln. Zusätzlich lässt sich auch noch das Histogramm der Helligkeitsverteilung in dem Bild ausgeben und natürlich die Spezialansichten für die einzelnen Auswertungen.

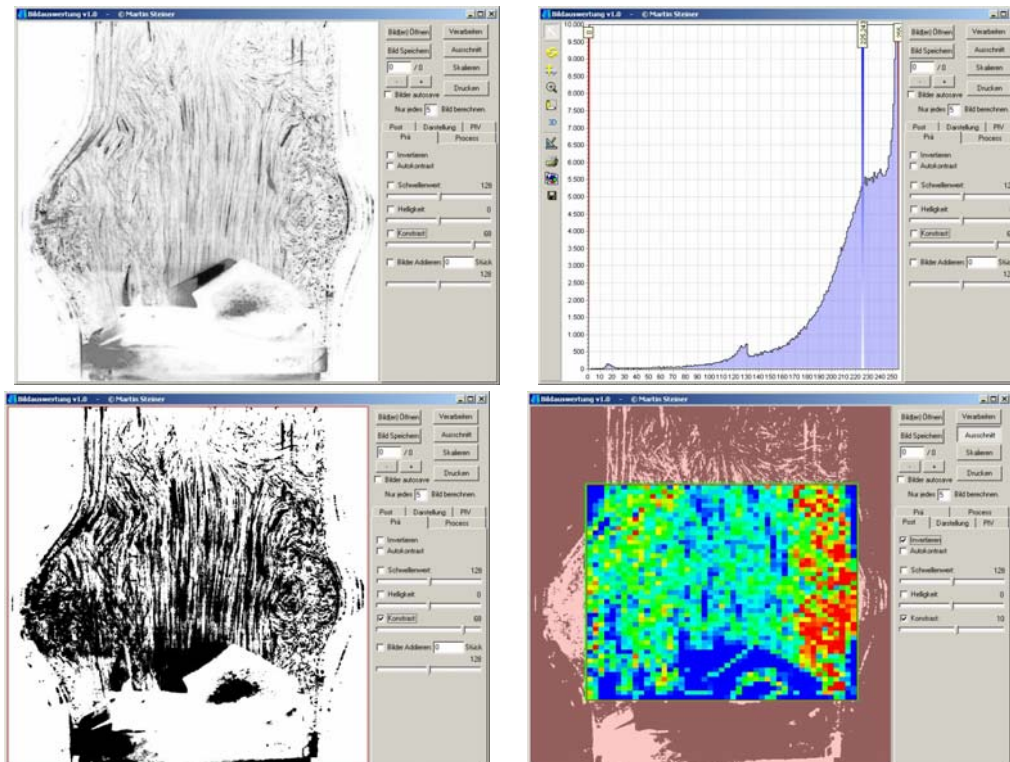


Abbildung 5.6: Möglichkeiten der Bildverarbeitung. O.I.: Ursprüngliches Bild, o.r.: Spektrum des Bildes, u.l.: Kontrastüberhöhung von 80%, u.r.: Auswertung des Bildinhalts mit der Eingrenzung auf einen bestimmten Bereich im Bild.

Auf die speziellen Funktionen zur Auswertung der einzelnen Messparameter und der Darstellung der Ergebnisse wird in den folgenden Paragraphen eingegangen. Die Auswertungen richten sich hierbei hauptsächlich nach der Art der Beleuchtung.



### 5.2.3 Kopplung der Zeitbasis

Damit man die Videoaufnahmen eindeutig dem zeitlichen Verlauf der gefahrenen Parameter der Anlage zuordnen kann, ist eine Kopplung der Zeitbasis beider Systeme notwendig. Da eine Triggerung der Kamerasysteme durch die Anlagensoftware eine viel zu komplexe und anfällige Möglichkeit dafür gewesen wäre, wurde eine sehr einfache und robuste Lösung gefunden. Über den zweiten Relais-Ausgang der Steuerelektronik wird einfach eine möglichst helle LED angeschlossen. In der Steuersoftware kann nun nicht nur das Öffnungs- und Schließverhalten des binären Pneumatikventils, sondern auch mit der gleichen Regelfrequenz die LED an und aus geschaltet werden. Die LED wird nun bei jeder Videoaufnahme so positioniert, dass sie (oder zumindest ein ihr eindeutig zuzuordnender Lichtschein) mit von der Kamera erfasst wird. Wird nun die LED am Beginn eines Zyklusses an- und in seiner Mitte wieder ausgeschaltet, so hat man eine klare Zuordnung der Anlagenvorgaben zu dem aufgenommenen Bildmaterial. Die Einzelbilder sind bei beiden Videosystemen immer in äquidistanten Zeitschritten voneinander entfernt, so dass man durch einfaches Zählen der Bilder seit dem Aufleuchten der LED den momentanen Zeitpunkt im Zyklus ermitteln kann.

### 5.2.4 Halogen Beleuchtung

Hierbei wird das PAL-System mit entweder der normalen S-VHS Kamera oder das Endoskop eingesetzt. Es wird entweder mit 1000 Watt Halogen Fotoscheinwerfern seitlich oder mit der für das Endoskop spezifischen Kaltlichtquelle eingesetzt. Beim Endoskop ist das im Prinzip auch eine Halogenlampe, ihr Licht wird dann aber über ein Glasfaserbündel zum Ausgang des Endoskops geleitet. Es lassen sich an allen im letzten Kapitel beschriebenen Herzklappenprothesen (außer den 3:1 Modellen) so folgende Aufnahmen durchführen:

#### **Aufnahmen zur Klappenfunktion**

Bei diesen Aufnahmen wird die Klappe einfach seitlich von schräg oben aufgenommen. Man erhält so, gerade im Vergleich mit den Vorgaben der Anlagenansteuerung, einen Überblick über die generelle Funktion der Klappe. Es lassen sich hier sehr schnell Unzulänglichkeiten, unbewegliche Flügel, Verzögerungen oder auch zu große Klappenbewegungen durch eine ungenügende Fixierung der Klappe beobachten.

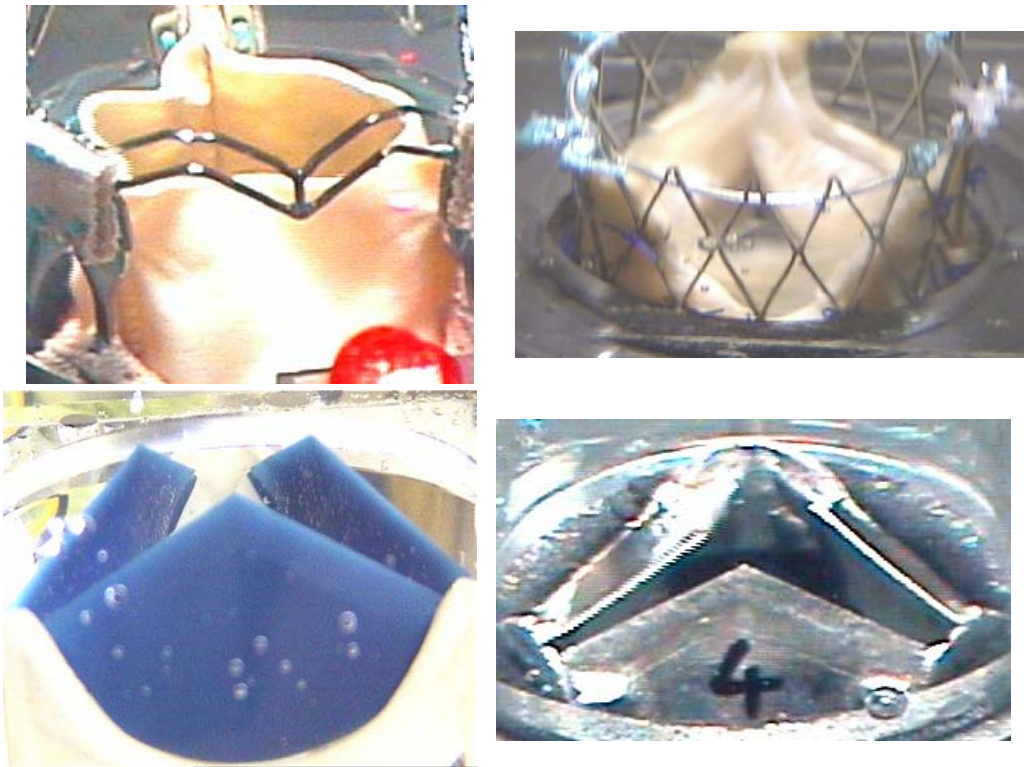


Abbildung 5.7: Beispielbilder für die seitlichen Videoaufnahmen.

### Endoskopische Aufnahmen zur Klappenfunktion

Da die in dieser Arbeit untersuchten biologischen Präparate meist in einen Nitinol-Stent eingenäht sind und vor allem häufig mit einem gesamten Aderstück präpariert wurden, war es bei den biologischen Prothesen häufig nicht möglich, seitlich die Klappenfunktion zu beobachten. Stattdessen wurde die Möglichkeit genutzt, ein Endoskop durch die Öffnung im Flüssigkeitsreservoir der Anlage über das Nachlaufrohr der Messstrecke direkt oberhalb der Herzklappe einzubringen. Durch diese Methode sind relativ detaillierte Aufnahmen, von z.B. der schlagenden menschlichen Herzklappe, mit relativ einfachen Mitteln möglich geworden.



Abbildung 5.9: Stützkonstruktion zur Fixierung der Mittellage des Endoskops oberhalb der Herzklappe.

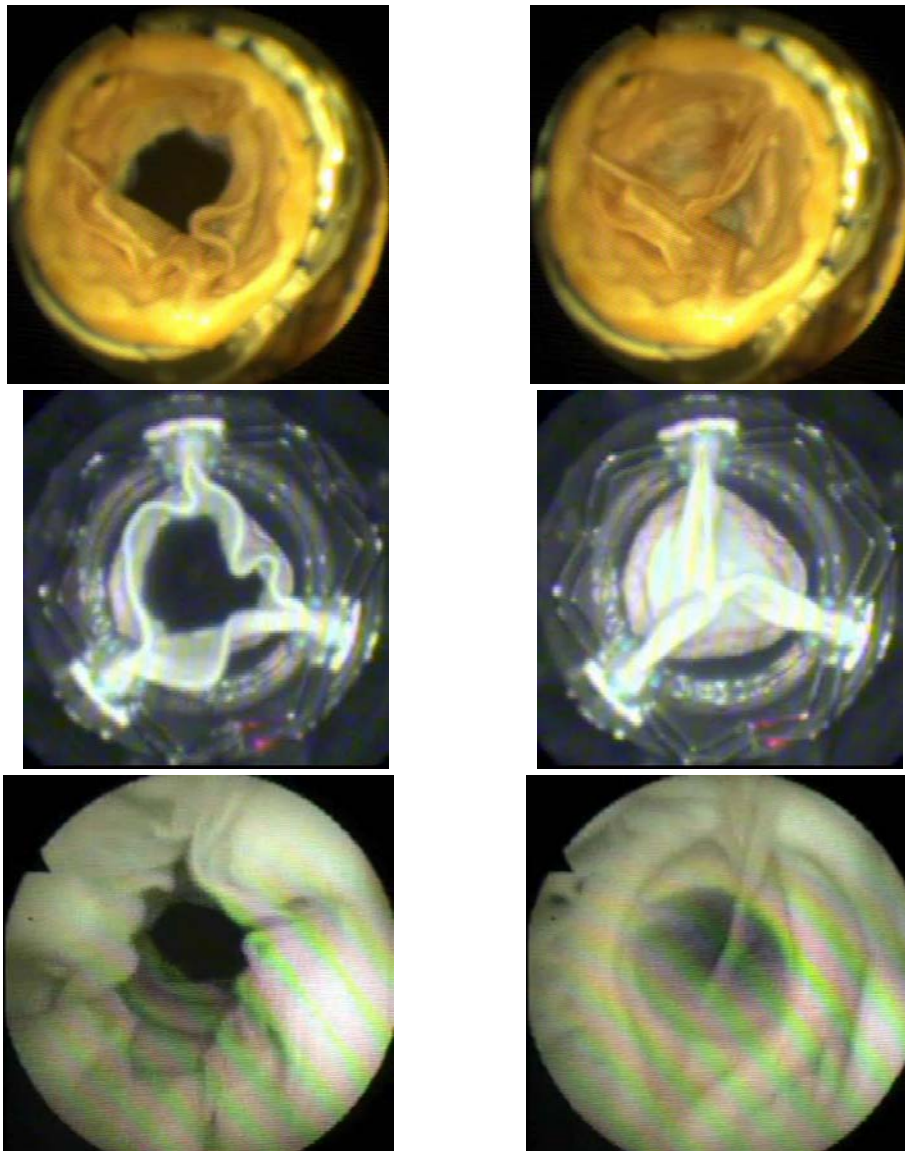


Abbildung 5.8: Beispielbild für eine endoskopische Aufnahme.

Natürlich kann bei einer endoskopischen Aufnahme kein exaktes Drucksignal realisiert werden, da zum einen der Reservoirdeckel offen sein muss und zum anderen direkt in der Nachlaufströmung das Endoskop ein weiteres Hindernis bildet. Die durchgeführten Aufnahmen lassen aber trotzdem eine gute Beurteilung des zeitlichen Folgeverhaltens der Klappe zu. Um das Endoskop zentriert über der Herzklappe halten zu können, wurde für die Aufnahmen ein Stützring am unteren Ende fixiert, der dem Innendurchmesser des Nachlaufrohres entspricht.

### **Öffnungswinkel der Klappenflügel**

Vor allem bei den mechanischen 3:1 Prothesen interessiert man sich für den wirklichen Öffnungswinkel der Flügel, um ein entworfenes Flügellager zu optimieren oder zu verifizieren. Durch die seitlichen Aufnahmen, aber auch durch die Durchlichtaufnahmen, und einer Zuordnung des Maßstabes des Videobildes zu den realen Abmessungen kann eine solche Auswertung erfolgen. Gerade für die Entwicklung von neuen Herzklappenprothesen, wie der Prothese der Firma Tricumed und ihrer 3:1 Modelle, sind solche Auswertungen wichtig.

### **Blutschädigung durch Kavitation**

Auf die Schädigung von Blutbestandteilen ist in den Kapiteln zu den Grundlagen in dieser Arbeit sowie in [Malki], [Steiner] und [Gries] schon eingegangen worden. Nicht nur durch das Fremdmaterial, welches von den körpereigenen Abwehrmechanismen angegriffen wird, sondern auch aufgrund ihrer starren Bauweise kommt es bei mechanischen Herzklappenprothesen zu einer bisweilen erheblichen Schädigung der roten Blutkörperchen und weiterer Bestandteile. Die dabei entstehenden Thrombosen können zu den bekannten, teilweise lebensbedrohenden Folgeschäden wie z.B. einem Schlaganfall, führen. Um dieses zu verhindern, muss ein Herzklappenpatient mit einer mechanischen Prothese auch heutzutage noch durchgehend mit Koagulantien therapiert werden.

Es wird vermutet, dass eine Blutschädigung nicht nur durch zu hohe Geschwindigkeitsgradienten im Volumenstrom, sondern auch durch, beim Verschluss der Klappe auftretende, Kavitation hervorgerufen wird. Eine implodierende Gasblase 'sprengt' in seiner direkten Umgebung ein regelrechtes Loch in die Blutkörperchen. Da Kavitation nur an Orten sehr hoher Strömungsgeschwindigkeiten und deshalb an Orten mit einem statischen Druck, der niedriger als der Dampfdruck des Mediums ist, auftritt, wird sich eine Kavitation nur direkt an den Spitzen der Flügel und auch nur direkt während des Schließzeitpunkts der Klappe ereignen. Da bei den vorliegenden Experimenten eine sehr komplexe pulsative Strömung vorliegt, kann nicht davon ausgegangen werden, dass überall der durch die Drucksensoren ermittelte Druck herrscht. Vielmehr ist es wahrscheinlich, dass es Bereiche mit sehr viel höheren, momentanen Drücken und Druckdifferenzen gibt und die Sensoren eher einen gewissen Mittelwert abbilden.

Der Punkt des größten Unterdrucks in einem Zyklus wird beim unmittelbaren Schließen, direkt unter dem Klappenmaterial bei der/den letzten offenen Stellen liegen. Er wird um so größer sein, je länger der Abstand von Aufhängung des Flügels zu seiner Klappenspitze ist. Der Flügel wird bei mechanischen Prothesen beim Schließen von der Rücklaufströmung mitgenommen. Man kann davon ausgehen, dass sich die Mitten der Flügel mit der mittleren Strömungsgeschwindigkeit der Rücklaufströmung bewegen. Da die mittlere Strömungsgeschwindigkeit

bei allen Klappentypen durch die identische Vorgabe des Hubkolbens gleich ist, wird somit ein längerer Flügel an seiner Spitze erheblich schneller und härter zuschlagen. Das führt dazu, dass auch wesentlich abrupter der Volumenstrom gestoppt wird. Durch die Trägheit der sich noch bewegenden Flüssigkeitsmasse unterhalb der Klappe kann es hierbei zu einem erheblichen lokalen Unterdruck durch einen Abriss der Flüssigkeit von der Klappe und somit zur Kavitation kommen.

Es ist zu erwarten, dass bei der untersuchten Einscheibenklappe die Kavitation am größten und dann abnehmend über die 2- zu der 3-flügeligen Klappe auftritt. Blut kann für die hier vorgenommenen Betrachtungen im Wesentlichen als wässrige Lösung betrachtet werden, denn die fibrinogenen und festen Bestandteile des Blutes und des Plasmas werden nicht verdampfen können. Deshalb kann davon ausgegangen werden, dass für Blut derselbe Dampfdruck wie für Wasser bei 37°C gilt. Die direkte Schädigung von Blut durch Kavitation beim Schließen von mechanischen Herzklappenprothesen wurde noch nicht nachgewiesen, aber man hat bei Explantaten Ablationen und Erosion der Oberflächen gefunden, die nicht alleine durch eine Zersetzung durch das Blut erklärt werden können. Biologische Prothesen sind von diesen Problemen weitgehend ausgenommen, da sie zum einen eine bessere Biokompatibilität und zum anderen erheblich weicher als die mechanischen sind, so dass Druck- oder Spannungsspitzen abgefedert werden können.

Wie im Kapitel zum Aufbau der Anlage beschrieben, ist es durch die neuentwickelte Probenhalterung nun möglich, die Klappe in das obere Ende der Probenhalterung einzusetzen. Über eine Anordnung von zwei Spiegeln kann so nahezu direkt in den Bereich unter der Klappe geschaut und dieser Bereich per Video aufgenommen werden. Dies lässt es prinzipiell zu, die Klappe auf das Entstehen von Kavitationsblasen hin zu untersuchen.

Da die Lebensdauer einer Kavitationsblase nur sehr kurz ist (im Bereich von wenigen  $\mu\text{s}$ ), ist zu ihrem direkten Nachweis ein erheblicher technischer Aufwand für die abbildende Technik notwendig. Leider war es im Rahmen dieser Arbeit aus finanziellen Mitteln nicht möglich die entsprechende Hochgeschwindigkeitskamera mit 50.000 - 100.000 Bildern / Sekunde anzuschaffen, so dass auf den direkten Nachweis der Kavitation verzichtet werden musste. Allerdings lassen sich, wie schon weiter oben beschrieben, aus dem Kraftsignal direkte Zusammenhänge zur Kavitation herstellen. Für eine Abhandlung über den direkten Nachweis von Kavitation an einer Auswahl von heute üblichen mechanischen Herzklappenprothesen sei auf [Eichler] verwiesen.

## 5.2.5 Durchlichtaufnahmen

Bei den Durchlichtaufnahmen wird folgender Aufbau der Anlage benutzt: Wie im Kapitel zum mechanischen Aufbau der Anlage beschrieben, wird hierbei das gerade Stück Anströmungsrohr zwischen Kolben und Messkasten-Spannvorrichtung durch das U-Rohr ausgetauscht. Zusätzlich wird zentrisch zur Achse der Messstrecke und dem Herzklappenmittelpunkt von oberhalb des Flüssigkeitsreservoirs durch eine Halogenlampe beleuchtet. Damit die Anlage durch die Hitze der sehr starken Halogenlampen nicht beschädigt wird, ist sie relativ hoch über der Anlage angebracht und zwischen ihr und dem Reservoir noch eine weiße Pappe mit einem mittigen Loch befestigt. Man kann nun unterhalb der Klappe, unter dem Sichtfenster des Knies, einen Spiegel schräg befestigen. So wird es einem ermöglicht, direkt durch die Herzklappenebene durchschauen. Wird nun außerdem noch ein einfaches Stück weißes Papier auf das Reservoir gelegt, scheint das Licht diffus durch die Klappe hindurch. Fokussiert man das Bild auf die Klappenebene, so bekommt man eine Art 'Scherenschnitt' und eine Aussage darüber, wie weit die Klappe geöffnet oder geschlossen ist. Außerdem sieht man bei einer geschlossenen Klappe (zumindest bei den mechanischen Prothesen) sehr genau die noch vorhandene bauartbedingte Restfläche, durch die es zu einem Leckvolumen kommt. Natürlich ist klar, dass diese Schnittaufnahme nicht die Dreidimensionalität der Klappen berücksichtigt. Aber durch den Aufbau der Herzklappen kann es, außer bei einem bei einer Begutachtung offensichtlich erkennbaren Fehlwachstum einer biologischen Klappe nicht zu einer axialen Verschiebung einzelner Flügel kommen. Zusätzlich kann man die 3-Dimensionalität der Klappe beim Öffnen durch gleichzeitige seitliche Videoaufnahmen verifizieren. Durch die Durchlichtaufnahmen und deren Auswertung sind folgende Aussagen über die Herzklappen möglich:

### **Effektive Öffnungsfläche**

Wie im letzten Absatz beschrieben, steckt in den Durchlichtaufnahmen per se die Effektive Öffnungsfläche der Herzklappenprothese. Um diese, auch quantitativ, auszuwerten, wurde in die schon oben beschriebene selbstprogrammierte Bildverarbeitungssoftware eine Funktion zum Auszählen der Pixel einer bestimmten Farbe im zu verarbeitenden Bild implementiert. Zunächst wird in der Vorverarbeitung der Kontrast so verändert, dass ein ideales Verhältnis von offener zu geschlossener Fläche herrscht und damit möglichst die gesamte offene Fläche von weißen Pixeln gefüllt ist.



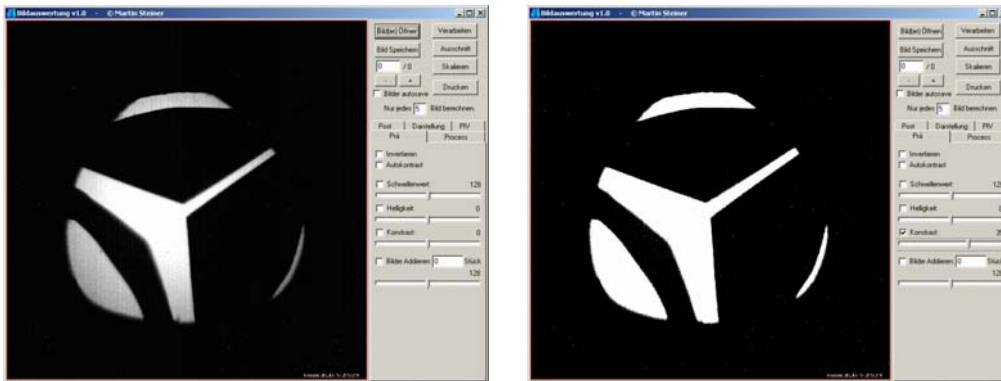


Abbildung 5.10: Korrekte Markierung der Effektiven Öffnungsfläche aus einer Durchlichtaufnahme durch Kontrast-Überhöhung. L. ohne, r. mit Kontrastnachbearbeitung.

Danach kann, um eine fehlerhafte Zählung von Pixeln zu minimieren, ein Ausschnitt in das Bild gelegt werden, das die Region des Interesses markiert.

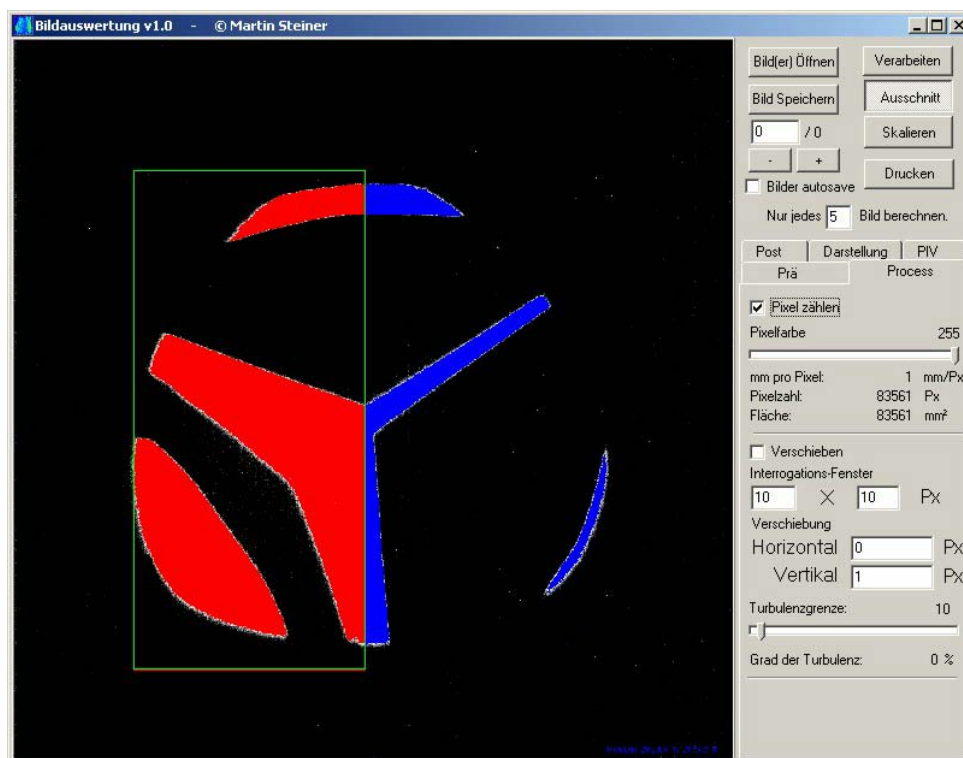


Abbildung 5.11: Ausschluss von Fehlpixeln im Bild durch Festlegung einer 'Region of Interest'. Durch die Beschränkung auf einen bestimmten Bereich zur Auswertung können auch spezielle Flächen in der Gesamtfläche einzeln betrachtet werden. (Zur Verdeutlichung werden alle in Frage kommenden Pixel im gewählten Bereich rot, alle außerhalb blau eingefärbt.)

Das Programm hat nun alle nötigen Informationen, um zumindest die hellen Pixel zu zählen. Nun fehlt noch, für eine exakte Quantifizierung, der Bezug zwischen Kantenlänge eines Pixel und seiner wirklichen Länge am realen Gegenstand. Hierfür wurde eine Möglichkeit vorgesehen, einer gewissen Strecke im Bild, also einer gewissen Pixellänge, eine reale Länge in Millimetern zuzuordnen. Hieraus wird dann selbstständig von der Software die Kantenlänge eines Pixels in Millimetern berechnet. Ein Pixel in einem digitalen Bild auf einem Windows Computersystem wird immer als quadratisch angesehen. Also kann mit Hilfe der Quantifizierung und der Pixelzahl die absolute Öffnungsfläche der Herzklappe in der Einheit Quadratmillimeter ( $\text{mm}^2$ ) bestimmt werden.

Der Fehler durch Abschattung oder Fehlpixel bei der Bestimmung der Fläche liegen, für eine typische Gesamtfläche von ca. 300 - 400  $\text{mm}^2$  bei den betrachteten Herzklappen und einer Auflösung von ca. 0,001  $\text{mm}^2/\text{Px}$ , im Bereich von nur  $\pm 500 \text{ Px}$  also ca.  $\pm 0,5 \text{ mm}^2$ . Dieser Fehler konnte durch die Vermessung von Normringen mit einer bekannten Fläche bestätigt bzw. unterschritten werden.

Man kann aus diesen Aufnahmen hervorragend qualitative Aussagen über ihren vorraussichtlichen Strömungswiderstand und deren Schließfunktion machen (z.B. erkennt man sofort, wenn ein Flügel einer dreiflügeligen Prothese nicht geöffnet oder nicht geschlossen hat und kann diesen auch direkt identifizieren).

### **Schließzeitpunkte**

Führt man die Untersuchung zur EOD für alle Bilder eines Pumpzyklus und das für mehrere Wiederholungen durch, so kann man diese übereinander in einen Grafen auftragen. Werden die Daten für die einzelnen Wiederholungen gemittelt, so erhält man eine repräsentative Aussage über die Art und ein Maß für die Reproduzierbarkeit des Schließverhaltens einer Klappe. Durch die Kopplung der Zeitbasis von Video und Ansteuerungssignal kann man so aus den EOD-Werten sehr einfach die Zeitpunkte der spezifischen Klappenpositionen ablesen. Man ist also zum Beispiel zur Bestimmung der Schließzeitpunkte einer Herzklappe nicht mehr auf den Umweg einer Sensormessung angewiesen, sondern kann diese mit annähernd derselben Genauigkeit direkt ablesen. Es können außerdem weitere Zeitpunkte, z.B. der Öffnungszeitpunkt und der maximalen Öffnung, bestimmt werden, was vorher überhaupt nicht möglich war.

Aufgrund der sehr deutlichen Änderung des Flächensignals lassen sich die einzelnen Zeitpunkte nahezu eindeutig ermitteln. Die Ungenauigkeit aufgrund des zeitlichen Abstandes der Videobilder liegt dabei höher als die Fehler durch die Bestimmung aus den Werten.



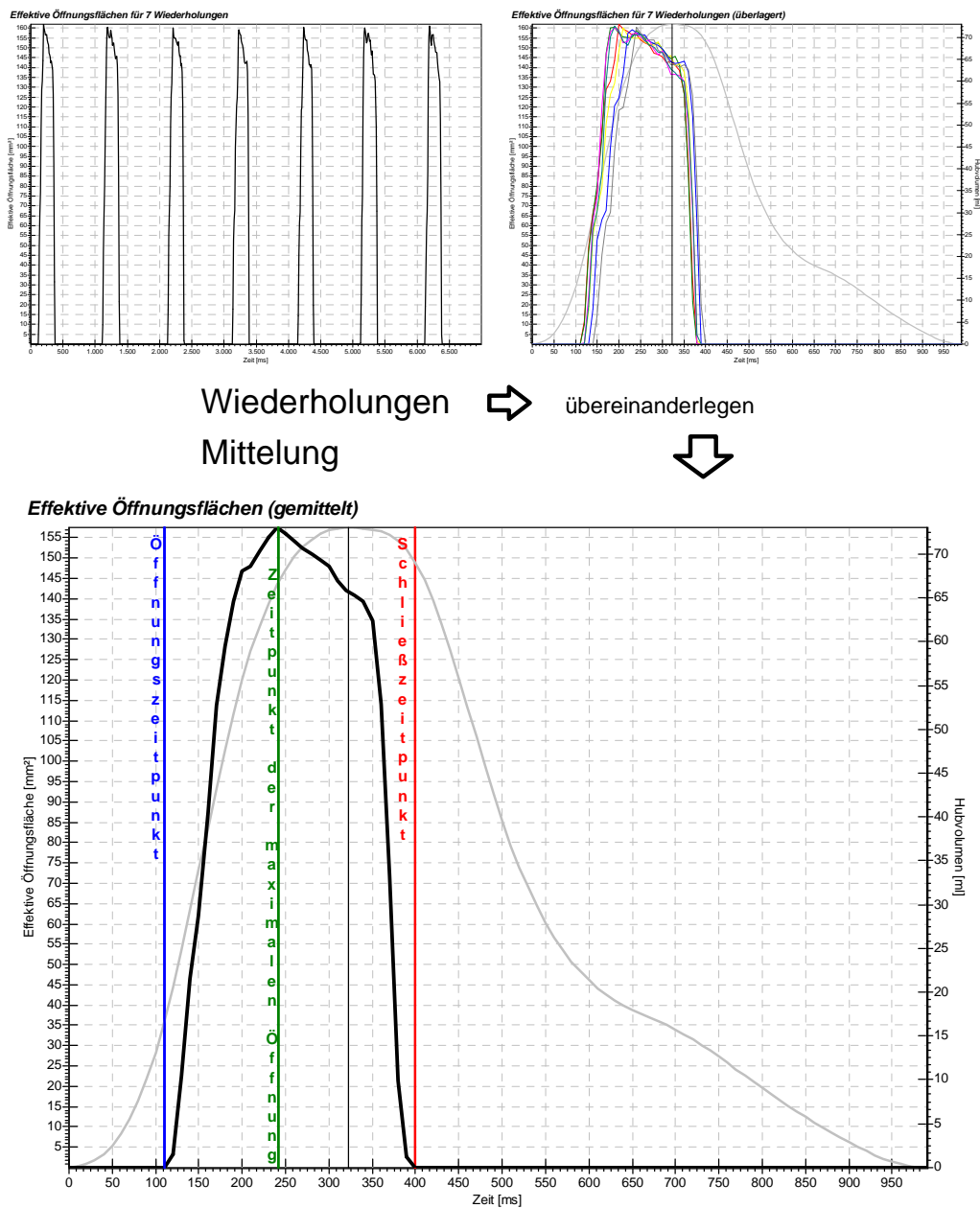


Abbildung 5.12: Beispiel zur Bestimmung der Öffnungs- und Schließzeitpunkte einer Herzklappenprothese anhand des Durchlicht-Videosignals. (Die Zeitpunkte als gestrichelte Linien in das Signal reinzeichnen!)

Dementsprechend ist der Wert mit einem generellen Fehler in der Größe des Bildabstandes zu beaufschlagen, bei den benutzten Videosignalen im Abstand von 100 Hz also mit einer Unsicherheit von  $\pm 10$  ms. Ein weiteres Problem tritt bei der Betrachtung des Schließverhaltens von Herzklappen auf, die mehrere Flügel besitzen. Hierbei wird als Schließzeitpunkt der Moment definiert, wo die Fläche das erste Mal komplett geschlossen ist, also sämtliche Flügel sich im geschlossenen Grundzustand befinden.

## 5.2.6 Laserschnittaufnahmen

Um eine Aussage über die Ausprägung und die Form der Strömung vor und hinter einer Herzklappe machen zu können, wird das weiter oben beschriebene Verfahren der Beleuchtung mit einem Laserschnitt genutzt.

Zusätzlich zur seitlichen Beleuchtung müssen zur Visualisierung noch Streuteilchen in die Flüssigkeit eingebracht werden. Hierbei ist ein möglichst großer Reflexionskoeffizient sinnvoll, damit von den Teilchen möglichst viel Licht in die Kamera reflektiert wird. Diese Streuteilchen sollten außerdem eine vorzugsweise einheitliche Größe passend zu den gewählten Abbildungsverhältnissen und annähernd eine ähnliche Dichte wie das Messfluid haben, damit sie ein ideales Folgeverhalten in der Strömung zeigen. Die bei früheren Versuchen benutzten silberbedampften Glaskugeln waren für die Anwendung in der Anlage ungeeignet. Zwar waren ihre Dichte- und Reflexionseigenschaften ideal, aber anscheinend bildeten sie aufgrund ihres Metallüberzugs mit nahezu jedem metallischen Teil der Anlage eine Art Lokalelement. Zumindest hafteten die Streuteilchen so stark an den Teilen der Drossel und des Kolbens, dass sie nur durch Abschleifen wieder entfernt werden konnten. Was diese Anlagerung für die Beweglichkeit der Teile bedeutet hat, sollte durch den Abschnitt im Kapitel zur technischen Konstruktion über den Neuentwurf des Hubkolbens deutlich geworden sein.

Als Alternative wurden mehrere weitere Arten von Streuteilchen ausprobiert. Zum einen haben sich dabei sphärische Hohl-Glaskugeln ohne Metallüberzug bewährt. Ihre Reflexionseigenschaften sind aufgrund des hohen Brechungsindexunterschieds zwischen Luft und Wasser im Prinzip nur unwesentlich geringer als die der Silberkugeln, es kommt hier aber zu nahezu keinerlei Anhaftung in der Anlage. Da diese Streuteilchen aber trotz allem Fremdkörper in der Anlage bedeuten (im Normalfall schwimmen sie auf und sammeln sich auf der Wasseroberfläche im Reservoir) muss die Anlage jedesmal nach ihrem Einsatz mehrfach gründlich gespült und gereinigt werden, vor allem, wenn man eine Anströmung ohne Reflexionen braucht, wie z.B. bei der Kavitationsbeobachtung. Deshalb wurde als zweites eine Möglichkeit entworfen, Gasblasen in der gewünschten Größe zu erzeugen und diese als Streuteilchen durch die Anlage zu pumpen. Der Vorteil hierbei ist, dass sie auch, ebenfalls aufgrund des Brechungsindex, sehr gute Reflexionseigenschaften und eine ähnliche Dichte wie die Glaskugeln besitzen. Aber nach einer Messung verschwinden sie komplett rückstandsfrei von selbst wieder aus der Anlage.

Um Gasblasen einer bestimmten Größe (hier um die  $40\mu\text{m}$ ) zu erzeugen, ist ein reines Düsensystem nicht geeignet. Wesentlich genauer und gleichmäßiger lassen sich die Gasblasen durch Elektrolyse erzeugen. Aufgrund der Haftbedingungen lösen sich hierbei die Blasen genau dann von einem Draht an dem sie erzeugt werden, wenn ihr Durchmesser

genau dem des Drahtes entspricht. Es wurden also von mir zwei Elektroden aus einem Edelstahl-Drahtgitter mit einer Drahtstärke von 40µm gebaut, die durch die Einlassöffnung in das Reservoir eingesetzt werden können. Um Blasen in der ausreichenden Menge zu erzeugen, wird ein Netzteil mit bis zu 30V und 5A benutzt, um genug Strom zu liefern. Außerdem wird dem Wasser noch eine bestimmte Menge an Glaubersalz zugegeben, um die Leitfähigkeit zu erhöhen. Es wird Glaubersalz und Destilliertes Wasser benutzt, da es bei normalen NaCl-Steinsalz oder Leitungswasser zur Bildung von giftigen Chlorgas oder Kalkablagerungen kommen kann. Durch den Stromfluss entstehen an der Kathode H<sub>2</sub> und an der Anode O<sub>2</sub> Bläschen. Es ist so möglich, in beliebiger Menge und auch, beim einfachen Wechsel der Drahtgitter, in unterschiedlicher Größe geeignete Streuteilchen zu erzeugen. Ein Nachteil bei beiden Methoden ist, dass Kugeln sowie Bläschen eine kleinere Dichte als das Wasser haben und somit auch etwas schneller wieder auftreiben als die silberbeschichteten Vollglaskugeln und sich an der Wasseroberfläche ansammeln. Verteilt man sie aber gut im Reservoir und lässt die Anlage vor einer Videomessung ein paar Mal im Kreis pumpen, so ist eine ausreichende Verteilung der Teilchen für die Zeit der Aufnahme gewährleistet. Die Dichte ist nicht so gering als das sie das Folgeverhalten der Streuteilchen zu stark beeinflussen würde. Ein weiterer Nachteil speziell der Gasblasen ist ihre Kompressibilität. Durch die verschiedenen Drücke in der Anlage folgt natürlich das Blasenvolumen und man hat nicht mehr die exakten Abmaße wie bei ihrer Entstehung. Allerdings hat sich dieser Effekt bei den meisten der vorgenommenen Messungen nicht als zu große Störung ausgewirkt.

### Verschiebeaufnahmen / Korrelation

Um eine einfache und schnelle Aussage über die Strömung hinter einer Herzklappe machen zu können, wurde die bei [Gries] und [Malki] beschriebene Methode der Korrelation innerhalb eines Bildes zur Bestimmung des Grads der Abweichung von der Hauptströmungsrichtung weiterentwickelt.

Hierbei werden in einem Bild einer Videoaufnahme zwei Fenster, ein Frage- und ein Vergleichsfenster, gleicher Größe und mit einer bestimmten, inzwischen für Breite und Höhe unabhängigen Kantenlänge definiert. Dabei wird das Vergleichsfenster zum Fragefenster um ein Stück verschoben. Nun werden die Pixel in den Fenstern miteinander korreliert, indem die absolute Differenz ihrer Helligkeitswerte gebildet und über alle Pixel aufaddiert werden.

$$K = \sum_{i=0}^{X-1} \sum_{j=0}^{Y-1} |G_{i,j} - G_{i+\Delta x, j+\Delta y}| \quad (5.7)$$

Dann wird die Korrelationsmatrix mit den Werten für alle Fragefenster auf die maximale Helligkeitsauflösung von 8 Bit (256 Graustufen) normiert und man kann ein Bild erzeugen, indem die jeweiligen Fragefenster mit ihrem normierten Korrelationswert (also einem bestimmten Grauwert) eingefärbt werden. Um die Bilder noch deutlicher lesbar zu machen, können zusätzlich noch die Grauwerte auf das gesamte Farbspektrum, welches bei einer Auflösung von 8 Bit pro Farbe möglich ist, abgebildet werden. Man nennt diesen Vorgang auch Solarisation oder Falschfarben-Darstellung.

Man erhält somit eine im Format der Fragefenster gerasterte Abbildung, in der, ausgedrückt in Helligkeits- bzw. Farbwerten, Bereiche von starker Abweichung zur Verschiebungsrichtung zu erkennen sind. Wurde das Vergleichsfenster direkt in Hauptströmungsrichtung verschoben, so werden die Bereiche mit Querströmung, also im allgemeinen die Bereiche mit Wirbeln oder Turbulenzen, bei einem geeigneten Verschiebungsvektor deutlich sichtbar.

Alle oben beschriebenen Schritte können nun in der von mir programmierten Bildbearbeitungssoftware komplett automatisiert für eine nahezu beliebige Abfolge von Bildern durchgeführt werden. Außerdem ist es möglich, in Echtzeit die Parameter für Verschiebung, Fenstergröße und dem Farbfeld, auf das normiert wird, einzustellen. So können sehr schnell die Einstellungen gewählt werden, mit denen die deutlichsten Ergebnisse erzielt werden. Zusätzlich wurde ein Algorithmus entworfen, der versucht, den Grad der Turbulenz in dem Bild auszurechnen. Hierzu wird ein Schwellwert eingestellt, ab dem die detektierte Querabweichung als Turbulenz gewertet wird. Dann werden die Werte der Abweichung die oberhalb liegen, in Bezug auf den maximal möglichen Wert prozentual zusammengefasst. Natürlich ist diese Berechnung nicht als absolut quantitative Methode zu verstehen, aber sie erlaubt auf jedenfall eine vergleichende qualitative und teilweise quasi-quantitative Aussage über die Abweichung von einer rein laminaren Strömung. Alle Parameter und Turbulenzwerte werden natürlich in einer Datendatei für jede Auswertungsreihe abgespeichert. Die bei der Auswertung erzeugten Bildreihen der Falschfarbenbilder bieten, gerade als Auswertung in bewegten Bildern, einen sehr guten Überblick über entstehende Wirbel und deren Wanderung im Nachlauf Feld der Herzklappe.

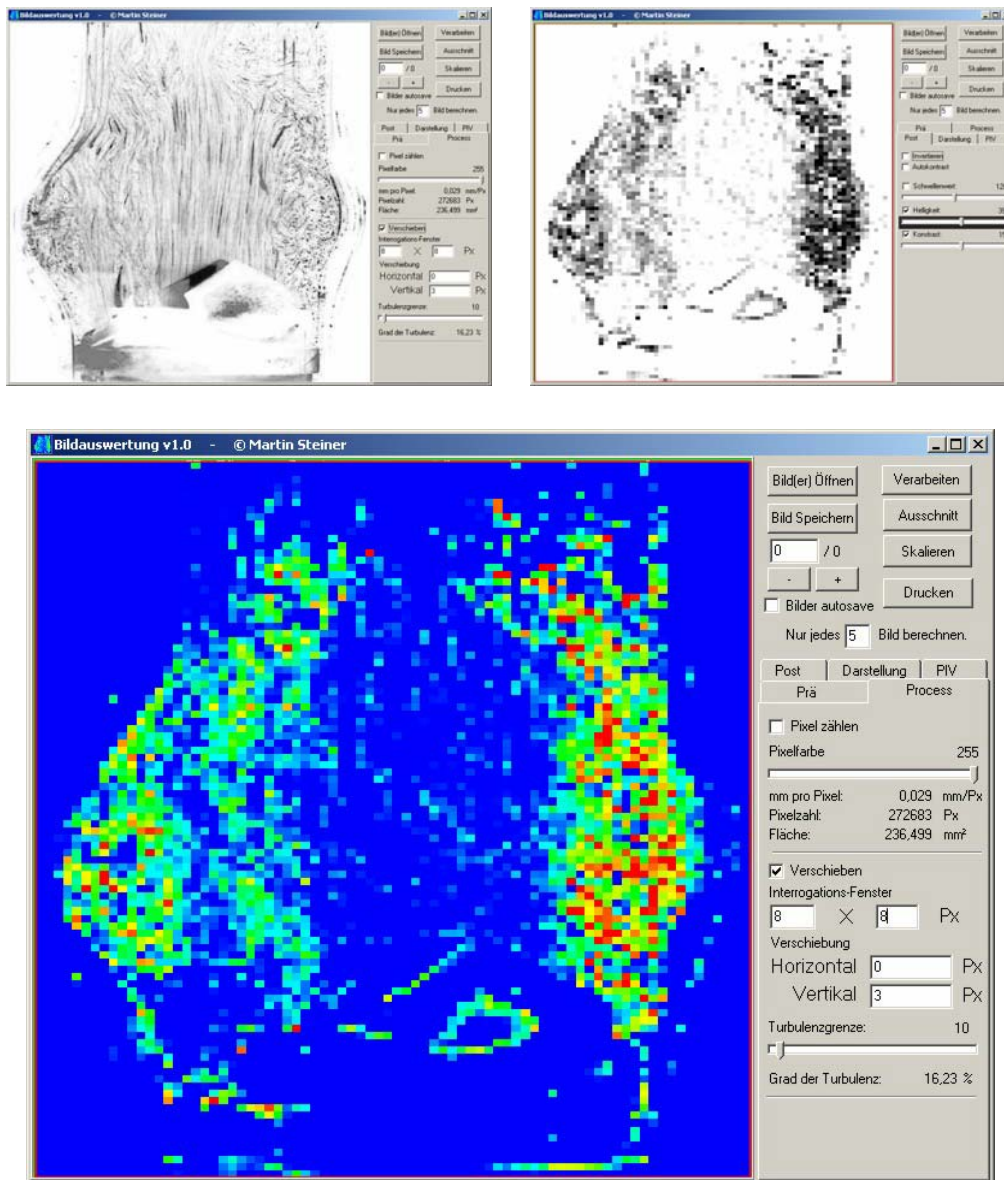


Abbildung 5.13: Beispielbilder für die Turbulenzauswertung mittels der Korrelationsmethode. Dargestellt ist exemplarisch die Nachlaufströmung der Tricumed 4 Prothese zum Zeitpunkt der maximalen Kolbengeschwindigkeit. O.I. Original Streuteilchen Bild, o.r. Graustufen- und u. Falschfarbendarstellung.

### PIV

Die Particle-Image-Velocimetry (PIV) ist eine berührungslose Methode zur Bestimmung von Geschwindigkeits-Vektorfeldern. Je nach Aufbau und Ziel der Messungen können diese Felder in Flüssigkeiten, aber auch in Gasen erfasst werden. Die PIV hat anderen Geschwindigkeits-Messverfahren gegenüber einige wesentliche Vorteile:

- Es ist ein nichteingreifendes Messverfahren, verändert also die Strömung durch die Messung nicht.
- Es werden bei einer Messung in einer gesamten Ebene die Geschwindigkeitsvektoren gleichzeitig bestimmt.
- Sie ist bei einer entsprechenden Implementierung erheblich schneller als andere Verfahren und erfordert einen geringeren apparativen Aufwand.

Ihr Nachteil gegenüber anderen Methoden, z.B. der Laser-Doppler-Anemometrie, ist die geringere Genauigkeit und Verlässlichkeit der erlangten Information. Diese Nachteile können aber bei der vorliegenden Implementierung und den Strömungsformen vernachlässigt werden. Die Vorteile wiegen da weitaus mehr.

Die Idee bei der PIV-Methode besteht darin, zwei kurz hintereinander aufgenommene Bilder einer mit dem Laserschnitt beleuchteten Ebene der mit Streuteilchen versetzten Strömung miteinander zu vergleichen.

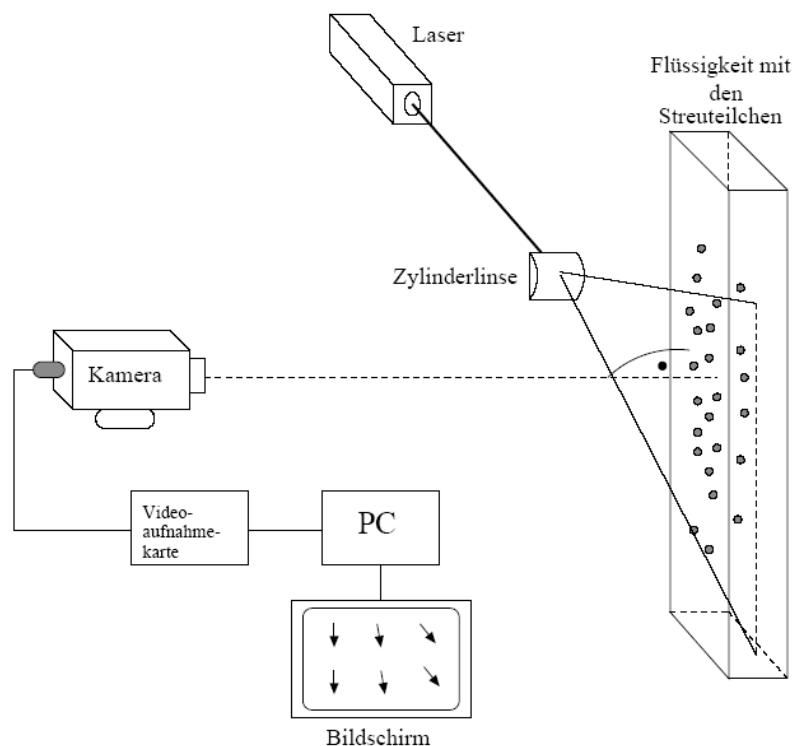


Abbildung 5.14: Prinzipieller Aufbau für eine digitale PIV. [Langenberg]

Dazu werden die Bilder zunächst in ein Raster kleinerer Fenster, das sog. Frage- und das sog. Vergleichsfenster, unterteilt. Beide haben denselben Mittelpunkt, aber das Fragefenster ist kleiner als das Vergleichsfenster. Nun wird der Versatz eines Streuteilchen-Ensembles zwischen Bild1 und Bild 2 ermittelt, indem das Fragefenster im gesamten Vergleichsfenster in Bild 2 Pixel für Pixel verschoben wird und dabei die Übereinstimmung seines Inhaltes mit dem Inhalt des feststehenden Fragefensters in Bild1 ermittelt wird. Aus den Werten für die Übereinstimmungen wird dann das Maximum bestimmt. Dieses Maximum, also im grundgenommen die beste Übereinstimmung, wird dem resultierenden Verschiebungsvektor zugeordnet. Man kann nun noch den Mittelpunkt der Fenster dem Ursprung des resultierenden Verschiebungsvektors zuordnen und bekommt so zusammen mit der Kenntnis der Zeit zwischen den beiden Belichtungen eine Aproximation des Geschwindigkeitsvektors der Streuteilchenverschiebung.

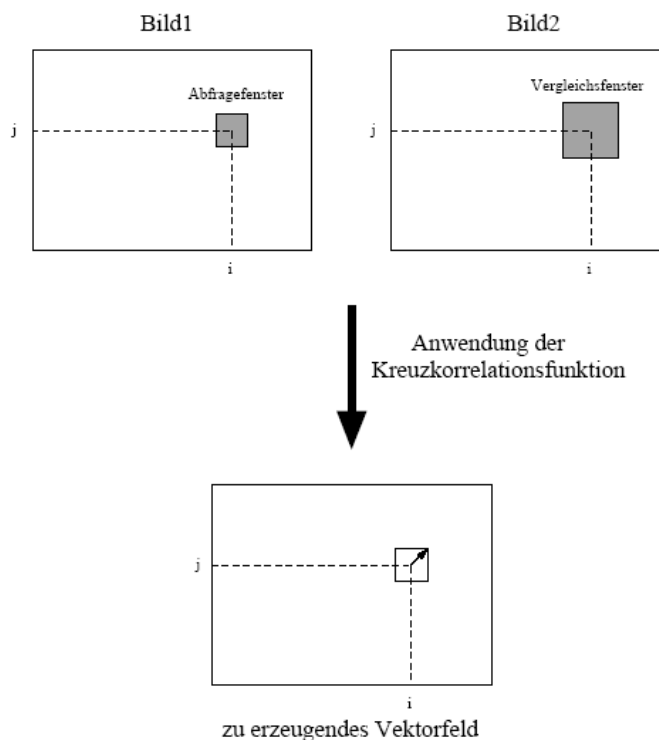


Abbildung 5.15: Prinzip der Korrelation und damit der Ermittlung eines Verschiebungsvektors zwischen 2 aufeinander folgenden Streuteilchen-Bildern. [Langenberg]

Eine geeignete Methode, um die Verschiebung eines Teilchenensembles zu bestimmen, ist die Particle Image Pattern Matching-Methode (PIPM).

### Particle Image Pattern Matching (PIPM)

Da sich für die vorliegenden Strömungsverhältnisse zur Beurteilung eine mittlere Streuteilchendichte anbot, schieden zur Ermittlung der Geschwindigkeitsvektoren Verfahren wie die Energieminimierung oder die Particle-Tracking-Velocimetrie (PTV) aus, die jeweils einzelne, diskrete Streuteilchen identifizieren und verfolgen. Außerdem konnte durch die wieder erhöhte Ausgangsleistung des Lasers und den verbesserten optischen Aufbau eine PIV-Methode mit einer Einfach-Belichtung von zwei aufeinanderfolgenden Bildern realisiert werden. So bleibt im Gegensatz zu einer Einzelbild-Doppelbelichtung nicht nur der Betrag der Teilchengeschwindigkeit, sondern auch seine Richtungsinformation erhalten. Bei der PIPM mit einer mittleren Streuteilchendichte sind immer noch einzelne Teilchen im Bild erkennbar. Diese wurden aber so klein und ihre Dichte und Verteilung so hoch gewählt, dass in einem sinnvoll gewählten Fragefenster immer ein ganzes Teilchenensemble zu finden ist. Deshalb kann als Maß für die Güte einer Verschiebung die statistische Kreuzkorrelationsfunktion in ihrer diskreten Form, definiert als

$$K_{(x,y)} = \sum_{i=-m}^m \sum_{j=-n}^n G_1(i,j) \cdot G_2(i+x,j+y) \quad (5.8)$$

benutzt werden. Dabei bezeichnen  $i$  und  $j$  die Pixelkoordinaten in den Fragefenstern,  $x$  und  $y$  die Verschiebung und  $G_1$  bzw.  $G_2$  geben die Helligkeitswerte zwischen 0 .. 255 an den entsprechenden Koordinaten in Bild1 und Bild 2 an.

### Normierte Kreuzkorrelation

Eine kontrastreichere Ermittlung der Korrelationswerte erhält man, wenn man die Kreuzkorrelation durch eine Normierung erweitert. Hierbei werden zunächst während der Aufsummierung bei der Kreuzkorrelation von den Grauwerten der zu vergleichenden Pixel die mittleren Helligkeitswerte im jeweiligen Fragefenster abgezogen. Danach wird die berechnete Korrelation noch mit dem Produkt der absoluten mittleren Helligkeiten in den beiden Fragefenstern normiert.

$$g_1 = \frac{1}{4m \cdot n} \sum_{i=-m}^m \sum_{j=-n}^n G_1(i,j) \quad , \quad g_2 = \frac{1}{4m \cdot n} \sum_{i=-m}^m \sum_{j=-n}^n G_2(i,j) \quad (5.9)$$

$$K_{(x,y)} = \sum_{i=-m}^m \sum_{j=-n}^n (G_1(i,j) - g_1) \cdot (G_2(i+x,j+y) - g_2) \quad (5.10)$$

$$S_1(x,y) = \sum_{i=-m}^m \sum_{j=-n}^n (G_1(i,j) - g_1)^2 \quad , \quad S_2(x,y) = \sum_{i=-m}^m \sum_{j=-n}^n (G_2(i+x,j+y) - g_2)^2 \quad (5.11)$$

$$K_{norm(x,y)} = \frac{K(x,y)}{\sqrt{S_1} \cdot \sqrt{S_2}} \quad (5.12)$$



Der Nachteil der normierten Kreuzkorrelation ist trotz der besseren Ergebnisse der immens höhere Rechenaufwand durch die Fließkommaoperation des Wurzelziehens.

Durch die oben beschriebenen Formeln entsteht für jedes Vergleichsfenster eine Korrelationsmatrix. Es gilt nun, in dieser Matrix das Maximum zu bestimmen. Dieses entspricht dann dem angenommenen Verschiebungs- bzw. Geschwindigkeitsvektor.

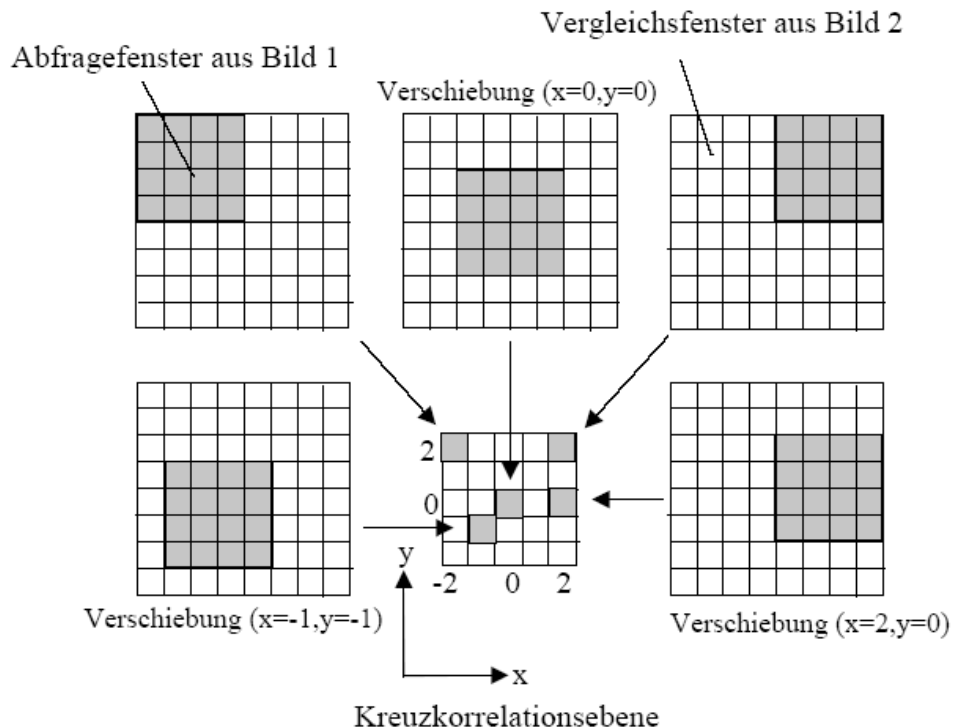


Abbildung 5.16: Ermittlung einer Korrelationsebene. [Langenberg]

### Experimentelle Anforderungen

Um den o.g. Korrelationsalgorithmus eine eindeutige Auswertung möglich zu machen, müssen eine Reihe von Anforderungen an den experimentellen Aufbau gestellt werden:

#### Beleuchtung

- Die Lichtquelle sollte eine möglichst hohe Lichtleistung bereitstellen, um auch bei kurzen Belichtungszeiten, nötig für schnelle Strömungen, ausreichend belichtete und kontrastreiche Bilder zu ermöglichen.
- Die Lichtquelle sollte ein möglichst schmales Spektrum abdecken, um Abbildungsfehler zu vermeiden.

### *Partikel*

- Das Verhältnis der Brechzahlen der Partikel und des Fluids sollte möglichst groß sein, damit die Partikel stark reflektieren.
- Die Partikel sollen der Strömung möglichst gut folgen. Das bedeutet, dass ihre Dichte möglichst nahe an der des Trägermediums sein sollte. Außerdem müssen sie so klein sein, dass keine Verfälschung der gemessenen Geschwindigkeiten durch Trägheit stattfindet.
- Andererseits müssen die Partikel groß genug sein, um möglichst viel Licht zu reflektieren (die reflektierte Lichtmenge wächst quadratisch mit dem Radius). Verwendet man für die Aufnahme der Bilder eine digitale Kamera oder eine digitale Bildnachbearbeitung bzw. Auswertung, so sollte gewährleistet sein, dass die Partikelgröße auf dem Bild mindestens drei Quadratpixel beträgt.
- Um Statistik zu betreiben, darf die Partikelkonzentration nicht zu gering sein.
- Andererseits sollte die Partikelkonzentration gering genug sein, dass nicht einzelne Partikel auf dem Bild zu einem größeren verschmelzen, weil sich sonst mit ziemlicher Sicherheit die Form dieses Pseudopartikels zwischen zwei Bildern ändert.
- Aus demselben Grund sollten die Partikel kugelförmig sein, damit eine Drehung dieser zwischen zwei Bildern keinen Effekt auf ihre Projektion in die Bildebene hat.

### *Lichtschnitt*

- Die Dicke des Lichtschnittes muss so eingestellt werden, dass ihn nicht zu viele Partikel während einer Messung ganz oder partiell verlassen, z.B. aufgrund zu großer Partikel oder einer großen Geschwindigkeitskomponente senkrecht zur Schnittebene. (Sog. Out-Of-Plane-Motion)

### *Auswertung*

- Die Größe des Interrogationsfensters muss so klein gewählt werden, dass die Strömung innerhalb nahezu konstant ist.
- Andererseits muss es groß genug sein, dass genügend Partikel für den PIV-Algorithmus zur Auswertung zur Verfügung stehen (Richtwert  $> 10$ ). Außerdem darf der Versatz der Partikel innerhalb des Interrogationsfensters nicht so groß sein, dass zu viele Partikel dieses Fenster verlassen oder neu in Erscheinung treten (Richtwert: Versatz  $< 1/4$  der Lineardimension des Fensters)

Man sieht, dass für ein aussagekräftiges PIV-Experiment immer ein Kompromiss zwischen einer Reihe gegeneinander arbeitender Parameter einzustellen sind.

### Fehlerkorrektur und Optimierung

Neben einer weiteren Verbesserung des Messaufbaus und einer besseren Abstimmung der Parameter für Teilchengröße, -dichte, Beleuchtungsdicke und Belichtungszeit, gibt es 3 weitere Methoden, um die aus einem Bild errechneten Vektoren zu überprüfen bzw. zu korrigieren.

Die erste Methode ist eher ein Mittel, die Anzahl der Vektoren pro Bild herauf zu setzen. Meist ist bei einer notwendigen Kantenlänge von z.B. 64 x 64 Pixeln und einer Auflösung des Bildes von 1024 x 1024 Pixeln die Vektorenanzahl so gering, dass kein anschauliches Bild der Strömung durch die Vektorfelder wiedergegeben werden kann. Deshalb lässt man die einzelnen Vergleichsfenster einfach eine bestimmte Pixelzahl überlappen und nutzt so im Prinzip die Information einer Bildfläche mehrfach. Somit kommt man auch auf eine höhere Vektordichte im ausgewerteten Bild.

Als Fehlerkorrektur kann man direkt bei der Bestimmung des Maximums der Korrelationsmatrix den Wert der sog. Detectibility einführen. Sie fordert einen gewissen Mindestabstand von maximalem zu zweithöchstem Korrelationswert. Unterschreitet der Abstand einen gewissen Wert, so wird der Vektor als Fehlerhaft markiert und auf Null gesetzt.

Sind die Vektoren für das gesamte Bild schon ausgerechnet, so kann man noch zwei weitere Korrekturen durchführen, die einen Vektor zu seinen 8 umgebenden in Beziehung setzen und ihn bei einer zu großen Abweichung mit einem aus ihnen errechneten Wert ersetzen. Der interpolierte Vektor kann der Mittelwert oder der Median der umgebenden Vektoren sein, je nachdem ob man die Lokale Mittelwert- oder die Lokale Mediankorrektur durchführt. Es werden bei der vorliegenden Auswertungssoftware beide Methoden hintereinander ausgeführt.

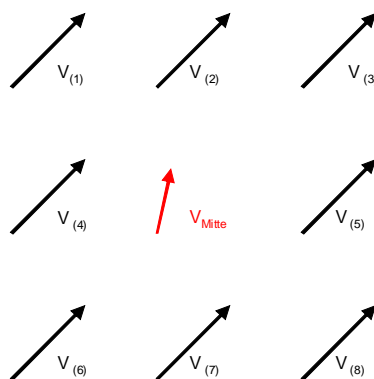


Abbildung 5.17: Ausschnitt aus einem PIV-Vektorfeld zur Verdeutlichung der Fehlererkennung und Korrektur.

Lokaler Mittelwert-Test:

$$\bar{v} = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 v_{(i)} \quad (5.13)$$

$$|v_{Mitte} - \bar{v}| < \varepsilon_{Mittelwert} \quad (5.14)$$

Dabei ist  $\bar{v}$  der Mittelwert der 8 umgebenden Vektoren und (5.10) ist die Bedingung zur Fehlererkennung. Ist sie erfüllt, so wird der mittlere Vektor als richtig angenommen. Wenn nicht, dann wird der mittlere Vektor durch den errechneten Mittelwert ersetzt.

Lokaler Median-Test:

$$|v_{Mitte} - \tilde{v}| < \varepsilon_{Median} \quad (5.15)$$

Dabei ist  $\tilde{v}$  der Median der 8 umgebenden Vektoren und (5.13) ist die Bedingung zur Fehlererkennung. Ist sie erfüllt, so wird der mittlere Vektor als korrekt angenommen. Wenn nicht, dann wird der mittlere Vektor durch den bestimmten Median ersetzt.

Die Parameter und Grenzwerte für eine korrekte Fehlerberichtigung sind hierbei experimentell an die Begebenheiten im vorliegenden Aufbau anzupassen.

Wie unschwer aus den Ausführungen zu erkennen, erfordert die PIV einen erheblich größeren und genaueren experimentellen Aufwand als die vorher vorgestellte Verschiebemethode. Allerdings bietet sie dafür auch einen wirklich quantitativen Auswertungsansatz und (gerade bei geringeren Geschwindigkeiten) eine erheblich genauere Aussage über das Geschwindigkeitsfeld. Zudem enthalten die errechneten Vektorfelder auch Informationen über die Richtung von Querabweichungen und deren Ausbreitungsrichtung.

Um die PIV-Auswertung der einzelnen Videobilder, vor allem in ihrem definierten zeitlichen Ablauf eines Zyklusses am pulsativen Herzklappenmessstand, zu ermöglichen, wurde auch diese Funktion komplett neu programmiert und eigenständig in die Bildbearbeitungssoftware implementiert. Vorhandene oder aus dem Internet frei herunterladbare Programme zur PIV Auswertung waren allesamt zu langsam (da sie z.B. auf einem Interpretersystem wie MatLab zurückgreifen mussten oder schlecht implementiert waren) und hatten nicht die Möglichkeit, komfortabel ganze Bildreihen zu bearbeiten. Es lassen sich für eine nahezu beliebig lange in das Programm geladene Bilderreihe die Auswertung jeweils zwischen dem aktuellen und dem

folgenden Bild berechnen. Alle Bilder können vor einer Auswertung mit der weiter oben beschriebenen Vorverarbeitung behandelt werden, um zum Beispiel den Kontrast im Bild weiter zu erhöhen.

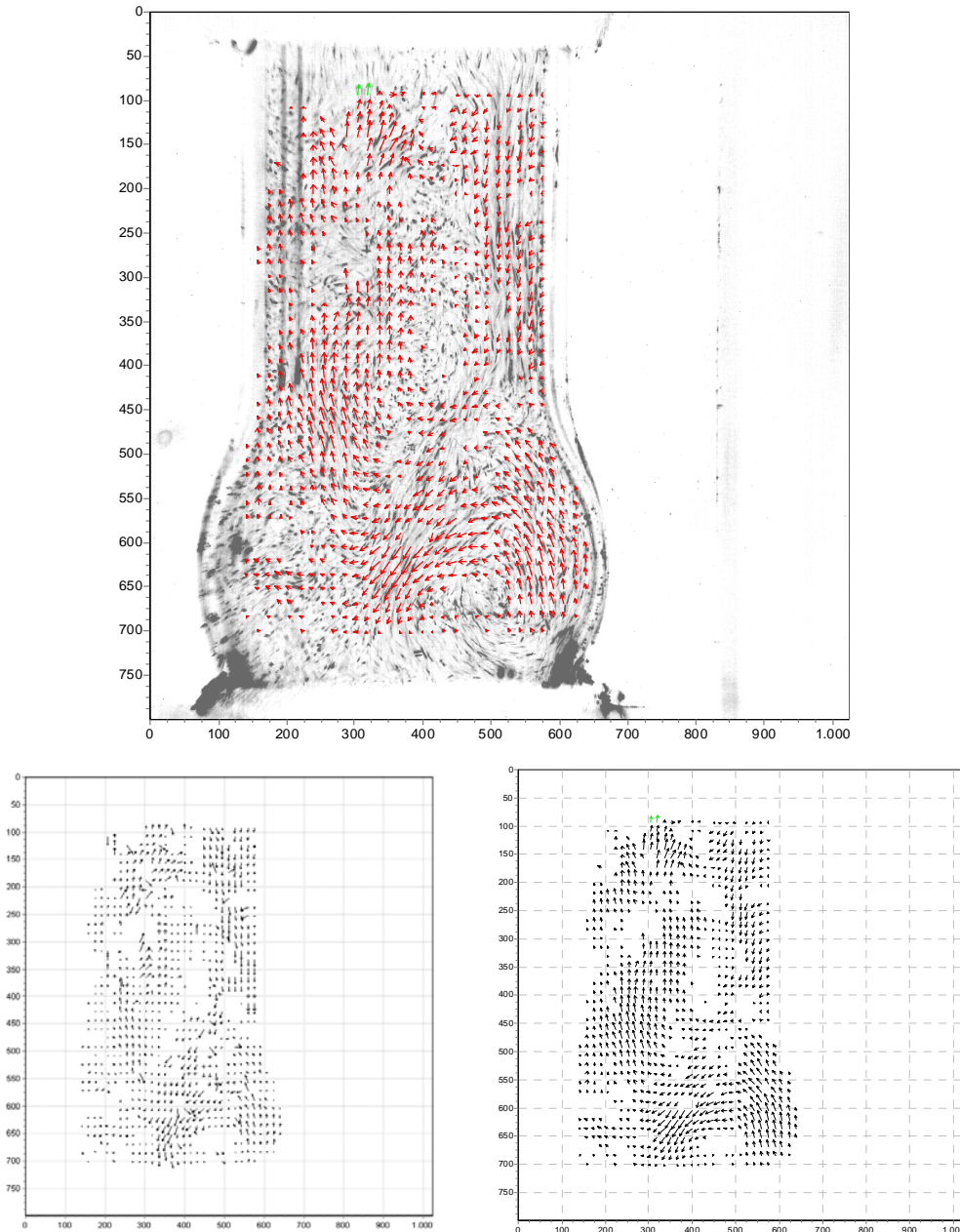


Abbildung 5.18: Beispiel zur Auswertung der Nachlaufströmung der Hall-Kaster Prothese mittels PIV. Das obere Bild zeigt die Auswertung mit dem hinterlegten ersten Originalbild. Man kann hier sehr gut die Begrenzung auf die interessierende Fläche durch Einsatz einer ROI und die Zuordnung der Wirbel zu den Gebieten im Bulbus erkennen. Unten links ist ein Beispiel für das Vektorfeld ohne Fehlerkorrektur und unten rechts mit Fehlerkorrektur und einer Skalierung der Vektorlängen auf 2:1.

Es lassen sich in dem Programm nahezu beliebige, auch unabhängige rechteckige Kantenlängen für die Frage- und Vergleichsfenster wählen und man kann eine prozentuale Überlappung der Vergleichsfenster für eine höhere Vektordichte bestimmen. Man kann bei der Auswertung für eine optimierte Zeitausnutzung zwischen einer einfachen Kreuzkorrelation, einer mittelwert-gewichteten und einer normierten Korrelation wählen. Für die Bestimmung des Maximums der Korrelationsebene lässt sich ein Wert für die Detectibility und für die Lokale Mittelwert- und Medianfehlerbearbeitung ein Grenzwert für einen Fehlvektor angeben. Außerdem lassen sich sämtliche Nachbearbeitungsschritte für die Fehlerkorrektur einzeln an- und abschalten, damit eine größtmögliche Variabilität gewährleistet ist.

Zur Darstellung der errechneten Vektorfelder wird ein selbstentworfenes Grafikmodul benutzt. Um eine optimale Darstellung zu gewährleisten, kann noch ein allgemeiner Skalierungsfaktor für die Vektoren angegeben werden. Außerdem lassen sich in der Grafik die aktuellen, für die Berechnung benutzten Bilder im korrekten Maßstab dem Vektorfeld hinterlegen. Natürlich wird für jede Berechnung eine eigene Datendatei im nativen Format abgespeichert, die sämtliche Vektorkoordinaten enthält. Durch eine Trennung von Korrelationsberechnung und Fehlerkorrektur des Vektorfeldes in zwei unterschiedliche Module in der Software, ist es möglich, schon berechnete Vektordateien wieder einzulesen und mit anderen Parametern bei der Fehlerkorrektur oder der Darstellung wieder sichtbar zu machen. Natürlich können auch bei der PIV-Auswertung die erzeugten Grafiken nach jeder Berechnung abgespeichert werden. Um PIV-Bilder zu erzeugen, können beide Kamerasysteme benutzt werden. Durch die überlegene Aufnahmegeschwindigkeit und die bessere Zoomoptik der CMOS-Hochgeschwindigkeitskamera sind mit dieser aber generell die besseren, kontrastreicheren Bilder und vor allem die Aufnahme im Progressive Scan Modus möglich gewesen. Die gewählten Streuteilchen und die Abstimmung der Belichtungs- und Bildwiederholraten, sowie die Abbildungsgrößen konnten durch die Variabilität der eingesetzten Mittel experimentell so eingestellt werden, dass auswertbare Aufnahmen möglich waren. Eine Einschränkung gilt für die Systole. Da selbst bei einer Bildrate von 100 Hz die Strömungsgeschwindigkeit hier so groß war, dass die Streuteilchen die möglichen und noch sinnvollen Größen der Vergleichsfenster schon wieder verlassen haben, konnte natürlich auch keine sinnvolle Korrelation bestimmt werden. Es wäre zwar generell mit der heutigen Technik möglich, ein PIV System zu entwickeln, welches genügend schnell mit einem gepulsten Laser und einer noch stärkeren und schnelleren Hochgeschwindigkeitskamera aufnimmt, allerdings hätte ein solches System den finanziellen und zeitlichen Rahmen dieser Arbeit gesprengt. Zudem bietet eine sinnvolle Ergänzung von Verschiebeaufnahmen und den in dieser Arbeit möglichen PIV-Bildern eine ausreichende Beurteilung der Strömungsverhältnisse vor und nach einer Herzklappe.

## 5.3 Abgeleitete Messgrößen

Aus den oben beschriebenen Messungen und ihren Ergebnissen, können weitere Größen für die Bestimmung der Eigenschaften und der Beurteilung der Funktion einer Herzklappenprothese abgeleitet werden.

### 5.3.1 Insuffizienz

Insuffizienz bedeutet eine restliche Öffnung der Fläche einer Herzklappe im geschlossenen Zustand. Das Problem dabei ist, dass durch dieses Leck eine gewisse Menge des in der Systole ausgeworfenen Blutvolumens in den Ventrikel zurückläuft. Dieses Volumen fehlt dem für die Körperversorgung notwendigen Blutvolumen. Da der Körper aber das gesamte Auswurfvolumen für seine Versorgung benötigt, wird er mit einer Erhöhung der Herzarbeit antworten, was eine zusätzliche Belastung eines meist schon angegriffenen Herzens bedeutet. Ziel ist es also, einen Rückfluss so klein wie möglich zu halten.

Ein Leck kann bei einer angeborenen oder gewachsenen Insuffizienz einer natürlich Herzklappe auftreten und ist dann evt. eine Indikation für einen Prothesenersatz.

Bei biologischen Prothesen ist aufgrund ihrer Bauweise und den flexiblen Flügeln bzw. der möglichen Aussortierung von fehlerhaften Prothesen bei der Herstellung nicht mit einer Insuffizienz zu rechnen. Die mechanischen Prothesen haben dafür, aus Gründen der Bauweise, immer ein mehr oder weniger großes Leck.

Betrachtet man die Durchlichtaufnahmen während der Diastole, so kann man direkt die Fläche des Lecks ablesen. Zusammen mit dem anliegenden Druckverlust lässt sich in einer ersten Näherung damit dann ein Leckvolumen abschätzen. Hierfür wird das Gesetz von Torricelli benutzt. Dieses Ausflussgesetz gilt für das Aus-/Durchströmen einer idealen Flüssigkeit aus einer engen Öffnung bei einem bestimmten Differenzdruck, wobei die Öffnungsfläche klein gegenüber der Gesamtfläche ist. Herleiten lässt es sich aus (2.5), wenn man annimmt, dass vor der Verengung nur der statische Druck und danach nur der dynamische Druck herrscht:

$$v = \sqrt{\frac{2 \cdot \Delta p}{\rho}} \quad \text{und} \quad \dot{V} = \vec{v} \cdot A \quad (5.16)$$

und wird dann zusammengefasst zu

$$\dot{V} = \sqrt{\frac{2 \cdot \Delta p}{\rho}} \cdot A \quad (5.17)$$

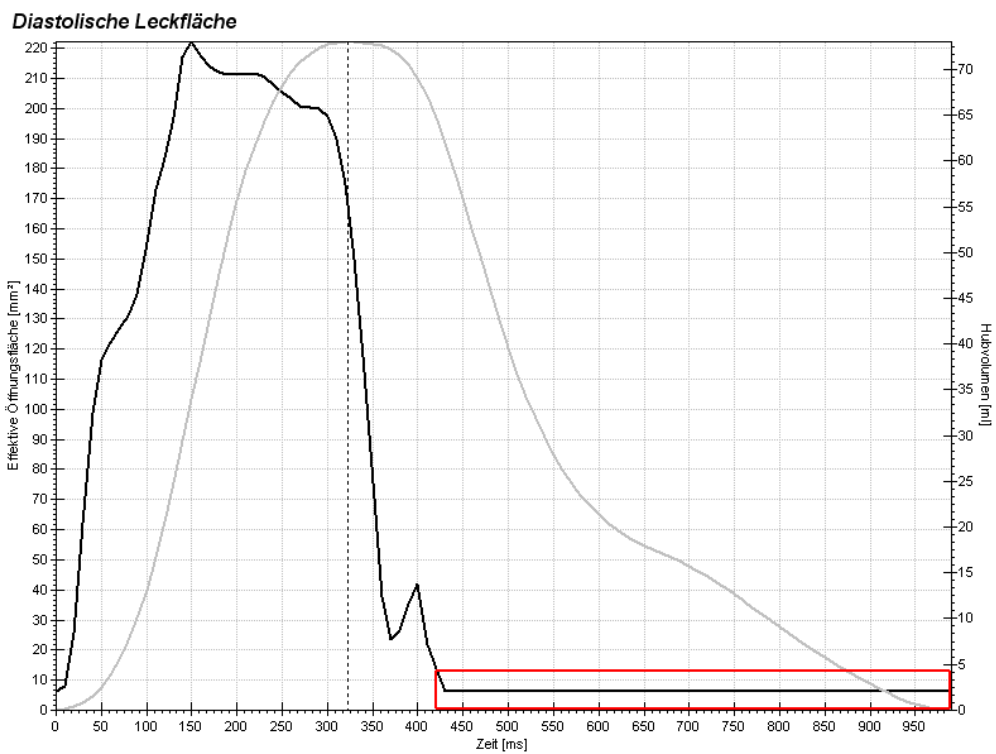
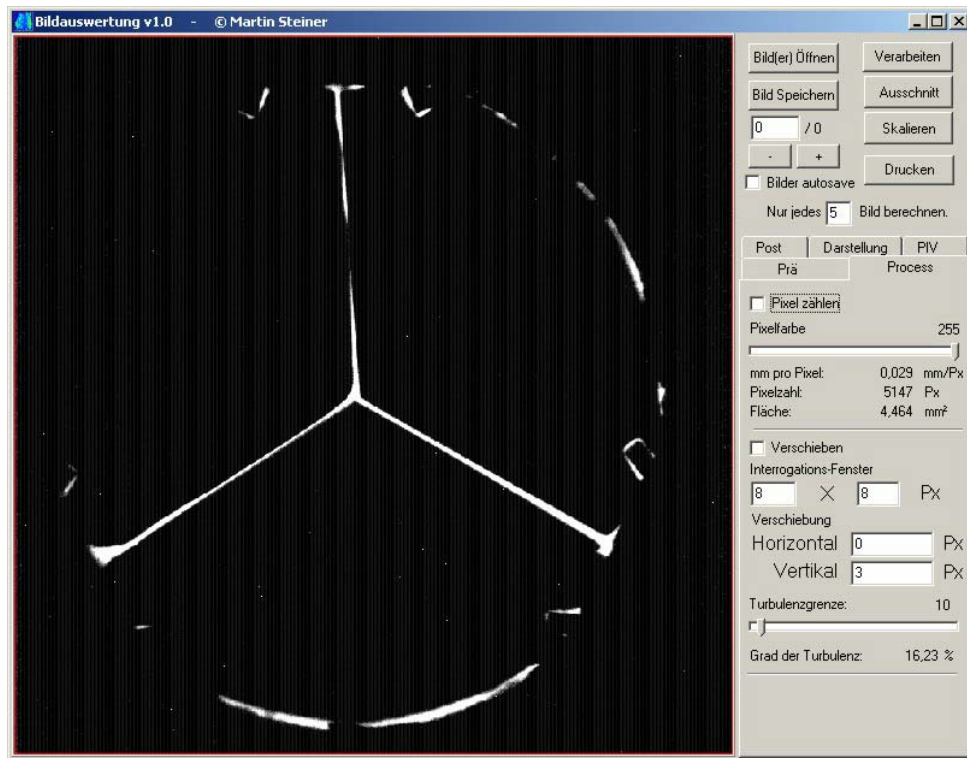


Abbildung 5.19: Leckfläche der Tricomed 4 Herzklappenprothese während der Diastole.



Selbstverständlich kann dies nur eine erste, grobe Näherung sein, da die das Leck verursachende Öffnung keineswegs eine definierte Geometrie hat und natürlich keine wirklich ideale Flüssigkeit vorliegt. Die genaue Bestimmung des Verhältnis von Differenzdruck zu Leckrate kann z.B. in der bei [Gries] beschriebenen Leckratenanlage geschehen.

Allerdings haben Vergleiche für die schon in dieser Anlage vermessenen Klappentypen gezeigt, dass die erste Näherung auf jedenfall in die richtige Richtung weist und zumindest eine qualitative und eine vergleichende quasi-quantitative Aussage zulässt.

Die Motivation dabei ist, dass die Klappe so nur einmal in nur einer Anlage vermessen werden muss. Die Auswertung bildet so aufgrund der Zeitersparnis eine sinnvolle Ergänzung der etwas genaueren aber auch aufwendigeren Methoden.

### 5.3.2 Paravalvuläres Leck

Durch eine ungenügende Befestigung einer Herzklappenprothese beim Einnähen oder durch konstruktionsbedingte Lecks z.B. bei den neuen biologischen Prothesen der Arbeitsgruppe Herz- und Gefäßchirurgie am Uni-Klinikum Kiel kann es trotz einer sogar absolut dichtenden Klappe zu einem Rückfluss zwischen Prothese und Aortenwand kommen. Die Auswirkungen dieses Lecks sind dieselben wie schon bei der Insuffizienz beschrieben. Da sich die Fläche dieses Lecks nicht einfach durch die Durchlichtaufnahmen bestimmen lässt, wurde versucht, einen Weg zu finden, das Ausmaß des Lecks aus dem Verlauf des Differenzdrucksignals zu extrahieren.

Als Normal für den Verlauf des Differenzdrucks wurde hierfür die gemittelte Messung für das menschliche Aortenklappenexplantat herangezogen. Bei den Messungen am Explantat wurde durch eine spezielle Abdichtung mit Knetmasse am Außenring zwischen Aortenwand-Reststück, Nitinol-Stand und Moosgummi ein Paravalvuläres Leck ausgeschlossen.

Außerdem ist durch die endoskopischen Bild- und die Durchlichtaufnahmen bewiesen, dass sie auch valvulär absolut dichtet. Die Einstellungen der Anlage, die mit dieser Herzklappe empirisch ermittelt wurden, würden bei einer ebenfalls suffizienten und paravalvulär dichtenden Klappe zu nahezu demselben diastolischen Druckverlauf führen.

Betrachtet man sich also die Werte für andere Klappen und weichen diese ab, sind z.B. die Druckdifferenzen niedriger, so muss es zusätzlich zu der Drosselöffnung in der Rücklaufstrecke noch ein weitere Möglichkeit des Rückflusses geben. Und diese kann dann nur im Bereich der Klappe vorhanden sein.

Eine quantitative Bestimmung ist hierbei nur relativ schwierig möglich, da man nur eine von drei Unbekannten zur Lösung von z.B. Toricelli hat. Hier wäre dann wieder eine Messung in der im letzten Absatz erwähnten Leckratenanlage notwendig.

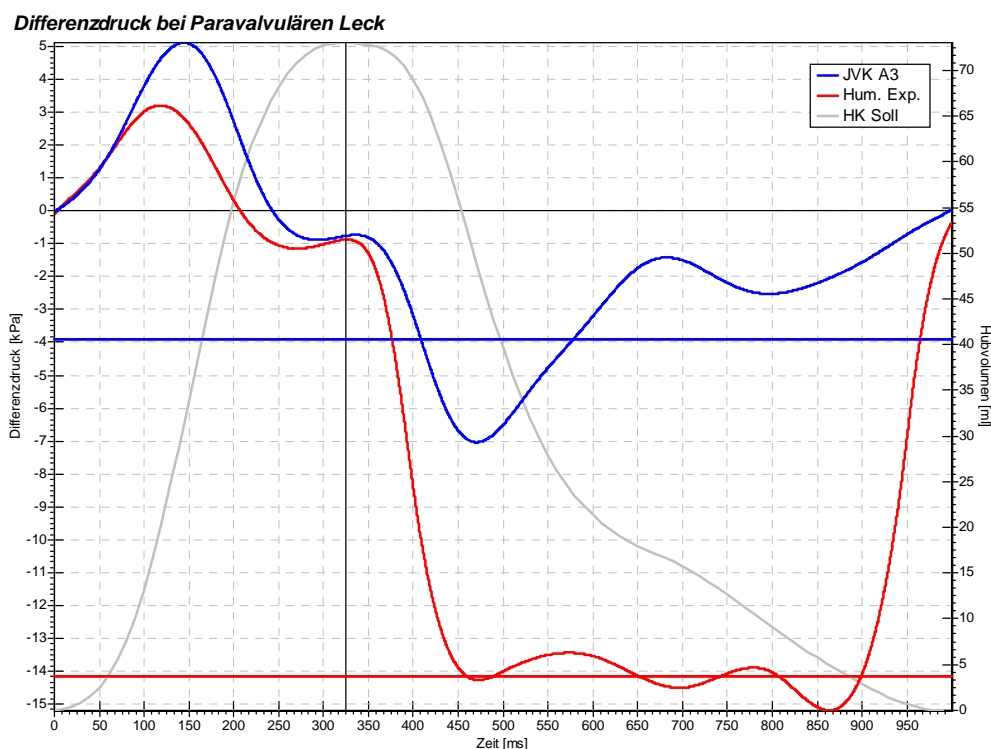


Abbildung 5.20: Druckdifferenzen in der Diastole bei einem paravalvulärem Leck der Herzklappenprothese. Zur Verdeutlichung sind die über die Diastole gemittelten Differenzdrücke markiert.

Allerdings ist eine vergleichende Betrachtung zwischen den verschiedenen Prothesen ohne weiteres möglich, meist sind die Unterschiede sehr deutlich sichtbar. Eine Zuordnung einer Leckage zu Insuffizienz oder Paravalvulärem Leck muss immer über die begleitenden Videoaufnahmen geschehen.

### 5.3.3 Regurgitation (diastolischer Rückfluss)

Die Problematik eines Rückflusses in das Ventrikel während der Diastole wurde schon zwei Absätze weiter oben diskutiert. Zusätzlich zu den Leckvolumina, die durch eine Insuffizienz der Klappe oder ein paravalvuläres Leck bei einer schon geschlossenen Klappe auftreten, müssen für eine vollständige Bestimmung der gesamten Regurgitation auch noch die Schließvolumina bestimmt werden.

Die Schließvolumina sind die Volumina, die durch die Klappe zurückfließen zwischen dem Zeitpunkt, an dem der Hubkolben umkehrt und bevor die Klappe vollständig geschlossen ist. In der Anlage kann das Gesamtvolumen in diesem Zeitraum sehr einfach aus der Vorgabekurve des Hubkolbens bestimmt werden.

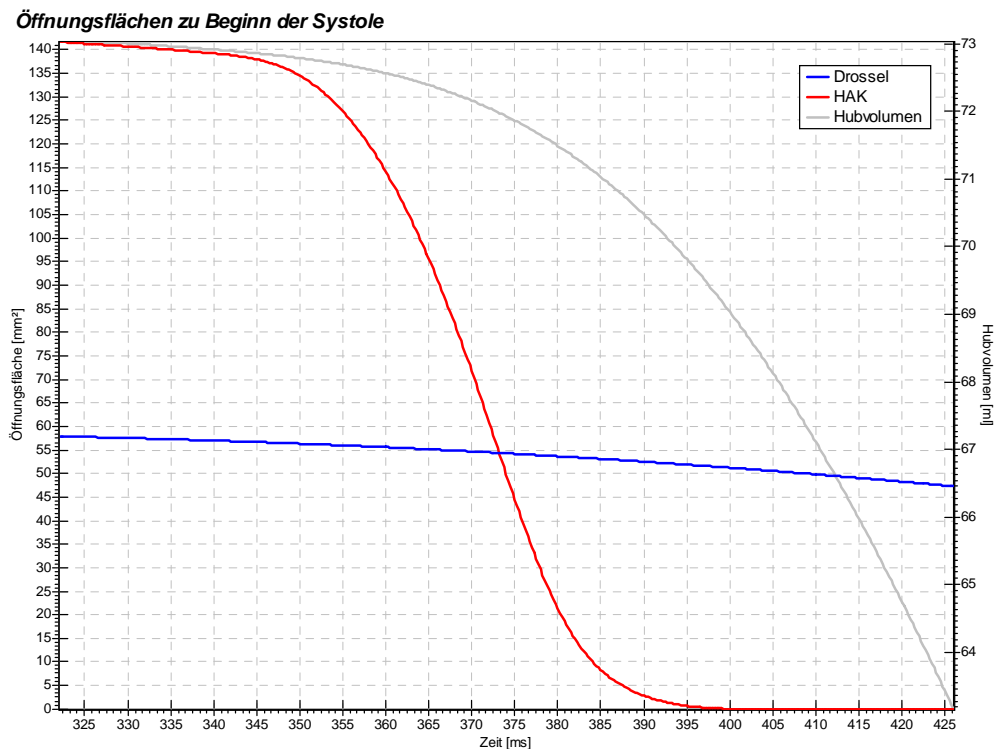


Abbildung 5.21: Öffnungsflächen von Drosselblende und Herzklappe beim Schließvorgang am Beispiel des Humanen Aortenklappen Explantats.

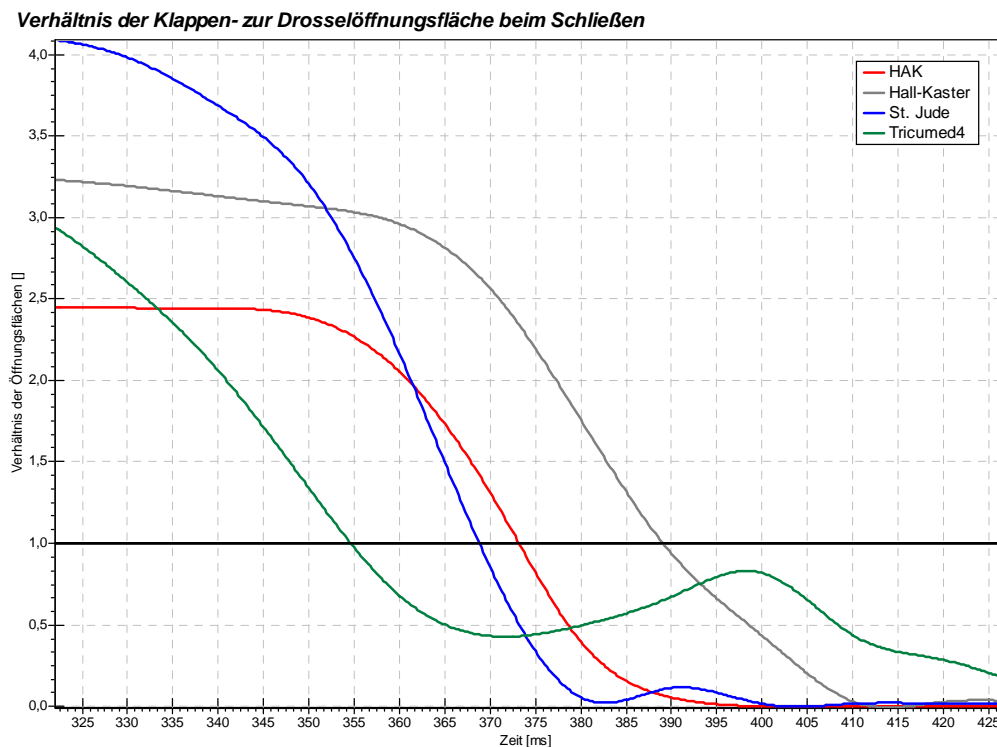


Abbildung 5.22: Verhältnis der Öffnungsflächen von Drosselblende zu Herzklappe beim Schließvorgang am Beispiel der mechanischen Prothesen und des Humanen Aortenklappenexplantats.

Allerdings verteilt sich dieses Volumen auf zwei Stellen: Zum einen die Engstelle an der Rücklaufdrossel und zum anderen die Engstelle an der Klappe. Im Gegensatz zu vorherigen Arbeiten bin ich nicht davon ausgegangen, dass die Durchflussfläche der Drossel im Vergleich zur Restöffnungsfläche der Herzklappe vernachlässigt werden darf. Das Verhältnis von Drosselfläche zu Öffnungsfläche der Herzklappe ist bei einer vollständig offenen Klappe maximal der Faktor 4.

Dieses Verhältnis wird umso geringer, je weiter die Klappe schließt. Es ist durch die Durchlichtaufnahmen und die automatische Normierung der Drosselblendenwerte nun möglich geworden, die Effektiven Öffnungsflächen zueinander ins Verhältnis zu setzen und das gesamte Rücklaufvolumen während des Klappenschlusses dementsprechend aufzuteilen. Somit konnten die Werte für die Regurgitation erheblich besser, genauer und sogar einfacher als früher bestimmt werden. In einem ersten Ansatz wurden hier aufgrund der gleichen Größenordnung der beiden Flächen, beide mit demselben Faktor gewichtet.

### 5.3.4 Gesamtenergieverlust

Um die Eignung einer Herzklappenprothese zu bestimmen, ist man als globalem Parameter an ihrem Gesamtenergieverlust interessiert. Um diesen zu bestimmen, benötigt man den weiter oben beschriebenen systolischen Energieverlust beim Auswurf des Blutes durch die Herzklappe. Außerdem muss noch der Energieverlust während der Diastole bestimmt werden.

Das Blutvolumen, welches das Herz fördern muss, ist durch den Bedarf des Körpers vorgegeben. Da nun immer ein Teil des unter einem Energiemehraufwand ausgeworfenen Blutes wieder zurückfließt, muss das Herz öfter schlagen, um das Soll zu erfüllen. Also kann man von dem geforderten Auswurfvolumen (hier jeweils 73 ml) das Rückflussvolumen abziehen und den Energieaufwand der Austoßphase auf das verringerte Volumen beziehen. Normiert man diesen dann wieder auf das geforderte Fördervolumen, so erhält man den auf die Verluste durch Rückfluss korrigierten Werte des Gesamtenergiemehraufwands bei einem Zyklus.

### 5.3.5 Schädigung durch Nachlaufströmung

Aus den Bildern, die mit der Korrelationsmethode gemacht wurden, können wichtige Eigenschaften der Nachlaufströmung abgeleitet werden. Z.B. wäre eine zu stark turbulente Strömung ungünstig, da dabei auch immer sehr starke Scherkräfte durch Geschwindigkeitsgradienten auftreten, die eine große Blutschädigung nach sich ziehen würden. Außerdem wäre eine sehr stark gerichtete Strömung, wie sie z.B. bei einem Einscheiben-Klappendesign auftritt auch nicht gut, da dadurch das Gewebe der Aortenwurzel an einer Stelle zu stark belastet wird. Ähnliche Effekte können bei der zu langen Verwendung einer Herz-Lungen-Maschine auftreten.

### 5.3.6 Performance Index

Der Performance Index einer Herzklappe ist definiert als das Verhältnis von Effektiver Öffnungsfläche zu Gesamtinnenfläche der Herzklappe. Sie beschreibt, wie gut das Design der Herzklappe die maximal mögliche Fläche, begrenzt durch den Klappenring, ausnutzt.

$$PI = \frac{EOD_{\max}}{A_{\max}} \quad (5.18)$$

Siehe dazu auch [Yoganathan].

### 5.3.7 Rotations- und Gradientenbilder

Aus den PIV Aufnahmen lassen sich neben den auftretenden Strömungsgeschwindigkeiten durch die einzelne Auswertung der verschiedenen Komponenten der Geschwindigkeitsvektoren unterschiedliche, anschaulichere Bilder ableiten. Z.B. kann man sich nur die beiden möglichen Querkomponenten der Geschwindigkeitsvektoren in einer Falschfarbendarstellung anzeigen lassen, um besser Wirbel und Wirbelzentren erkennen zu können. Macht man dieses für mehrere hintereinanderfolgende Bilder, so kann man sogar den Weg der Wirbel verfolgen.

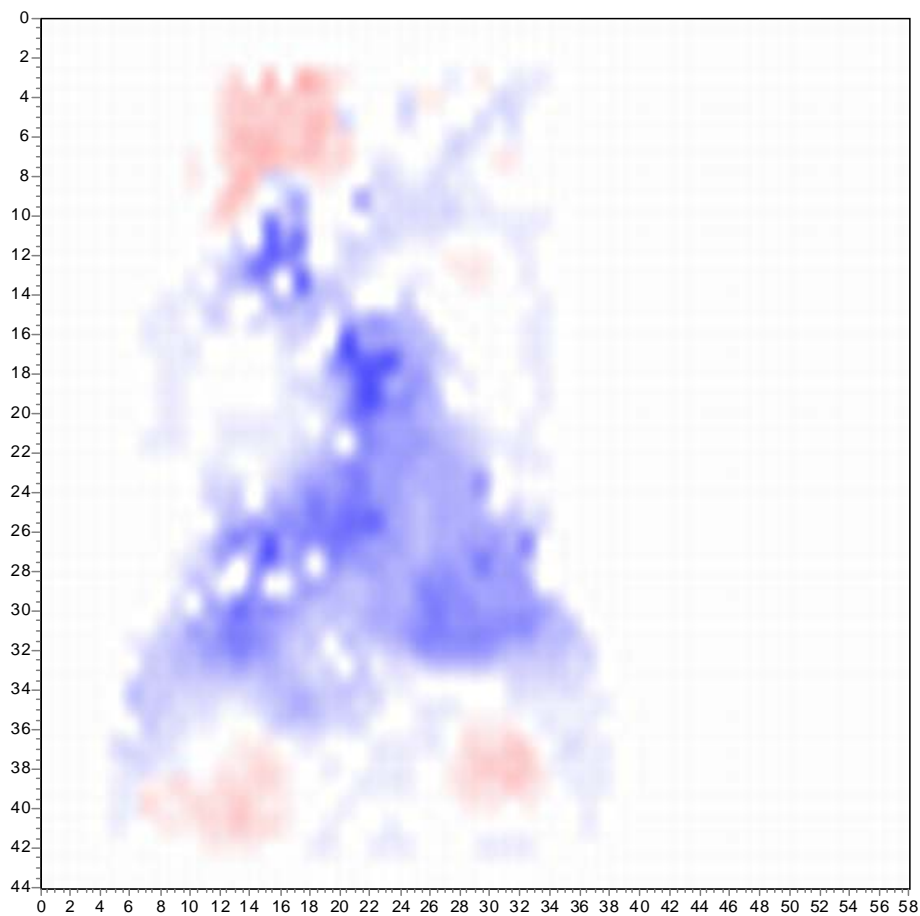


Abbildung 5.23: Darstellung der Querkomponenten eines Geschwindigkeitsfeldes. Die Größe der Quergeschwindigkeit wird durch die Intensität der Einfärbung wiedergegeben, Weiß bedeutet dabei, dass keine Querkomponente vorhanden ist. Eine Querabweichung nach links wird rot, eine Querabweichung nach rechts wird blau dargestellt. In Bereichen wo ein roter und blauer Bereich direkt übereinander liegen, befindet sich ein Wirbel. Sein Zentrum liegt dann genau in der Trennlinie.

Außerdem lassen sich die Gradienten der Geschwindigkeiten errechnen und darstellen. Es lassen sich so Bereiche mit hohen Scherkräften ermitteln.

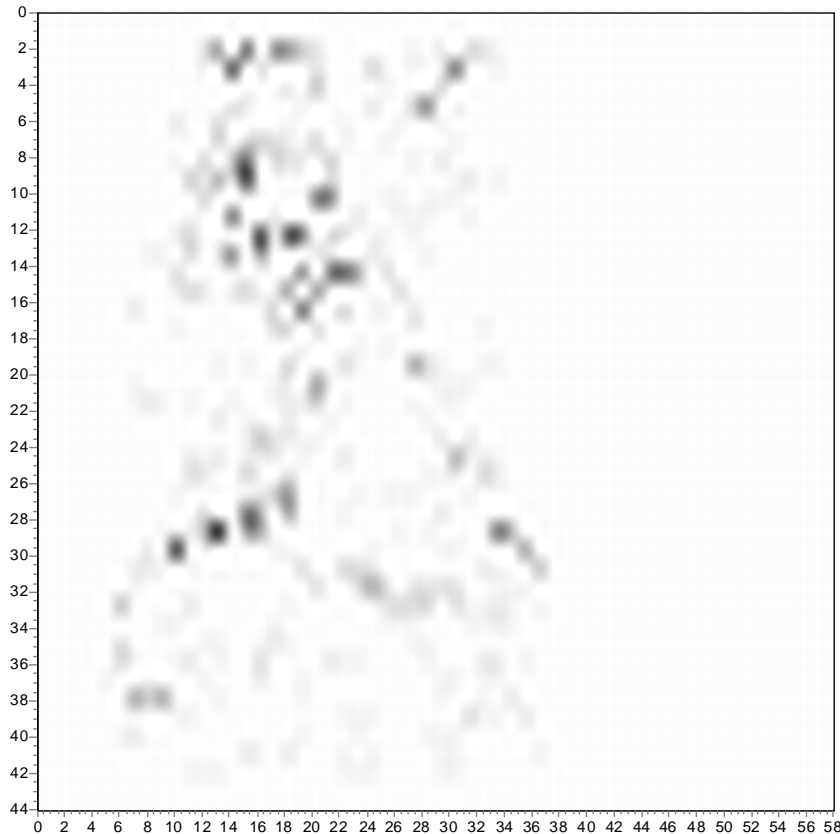


Abbildung 5.24: Darstellung der Gradienten im Geschwindigkeitsfeld. Hierbei wird der Gradient zu den benachbarten Geschwindigkeitsvektoren berechnet und sein Betrag als Intensität der Schwarzfärbung dargestellt.

### 5.3.8 Belüftung von Herzkranzgefäßen

Aus den Videoaufnahmen können ebenfalls Informationen für die Funktionalität einer Herzklappe bestimmt werden. Z.B. ist es unbedingt notwendig, dass eine Herzklappenprothese nicht die Durchblutung der Herzkranzgefäße unterbindet. Diese beginnen als Coronar-Ostien direkt in den Bulben oberhalb der Herzklappe. Bei den mechanischen Prothesen wird hier eine komplette Unterbrechung der Durchblutung unwahrscheinlich sein, allerdings kann es im Vergleich zu einer natürlichen Herzklappe durchaus zu einer Minderdurchblutung kommen. Werden biologische Präparate benutzt, die in einen Nitinol-Stand eingesetzt wurden, so kann es bei einer gewissen Länge des Aderstücks sogar sein, dass dieses den Bulbenbereich komplett abschottet.

### **5.3.9 Totwassergebiete**

Ganz ähnlich zu den meist eher qualitativen, dafür aber durchaus vergleichenden Aussagen zu der Nachlaufströmung, können auch Totwassergebiete, also Gebiete stehenden Blutes entdeckt werden.

Blut hat die Eigenschaft, dass es bei Stillstand anfängt zu koagulieren, also zu gerinnen. Deshalb ist eine bestimmte Verwirbelung im gesamten Bereich hinter der Herzklappenprothese durchaus erwünscht.

Dabei sollten gerade die Bereiche der Bulben, in die sich normalerweise die natürlichen Herzklappenflügel einschmiegen, bei dem Einsatz von mechanischen Herzklappenprothesen als potentielle Totwassergebiete beachtet werden.

### **5.3.10 Vorlaufströmung**

Da es durch die neuentworfene Herzklappenhalterung nun möglich geworden ist, auch den Bereich vor der Herzklappe zu beobachten, konnten so auch Streuteilchenaufnahmen von diesem Bereich gemacht werden. So ist es z.B. möglich, während der Diastole den Bereich von Rückfluss in der Klappenebene zu bestimmen und damit die Vermutungen zu Leckbereichen zu bestätigen.



# Kapitel 6

## Messungen an 3:1 Modellen

In diesem Kapitel sollen die Messungen an den bisher entworfenen 3:1 Modellen vorgestellt werden. Die verschiedenen Modellvarianten wurden von Gerhard Frizen und aktuell von Michael Krogmann im Rahmen von Ingenieurs-Diplomarbeiten an der Fachhochschule Kiel in der Fachrichtung Feinwerktechnik entwickelt und hergestellt. Die Messungen dienen in erster Linie der Weiterentwicklung des Lagers, mit dem die Flügel der dreiflügeligen Variante im Klappenring verankert werden sollen. Tests und Messungen an den bisher hergestellten 1:1 Probestücken der Tricumed Herzklappenprothese haben leider gezeigt, dass die benutzten Lager nicht die notwendige Präzision und Verlässlichkeit in ihren Bewegungen garantieren können.

### Einschränkungen

Die ganze Anlage ist auf den Einsatz von Herzklappenprothesen mit einem maximalen, realen Abmaßen entsprechenden Durchmesser von 26 mm ausgelegt ist. Da die untersuchten Funktionsmodelle aber aus Gründen der Fertigungsgenauigkeit beim Rapid-Prototyping den Maßstab 3:1 aufweisen, kann eine sinnvolle Druckverlustmessung oder eine physiologische Anströmung nicht gewährleistet werden. Durch die Nutzung des maximal möglichen Kolbenhubes konnte aber ein ausreichender Volumenstrom erzeugt werden, um die Klappenflügel der Modelle ausreichend zu bewegen. Um die Auswertung zu erleichtern und man aus den o.g. Gründen per se kein physiologisches Verhalten an den großen Modellen erwarten kann, wurde als Hubkolbenverlauf ein Sinus gewählt. Hierbei haben die simulierte Systole und Diastole die gleiche zeitliche Länge und können auf diese Weise einfacher miteinander verglichen werden. Ein relativer Vergleich der verschiedenen Lagertypen untereinander ist somit möglich.

## 6.1 Erste Versuchsreihe

In einer ersten Versuchsreihe unter Gerhard Frizen wurden nach einer Vorauswahl vier verschiedene, neue Arten von Lagern für die Aufhängung der Herzklappenflügel entworfen und vermessen. Für die Beschreibung der Konstruktion und der Auswahlkriterien für ein geeignetes Lager sei auf seine Arbeit, [Frizen], und die dort angegebenen Literaturquellen verwiesen. Hier sollen nur die mit den Messungen am vorliegenden Teststand und den entwickelten Auswertungsverfahren ermöglichten

Ergebnisse zusammengefasst werden. Aus konstruktionstechnischen Gründen wurde pro Modell nur ein Flügel vorgesehen, der Rest der Klappenfläche wurde solide ausgeführt.

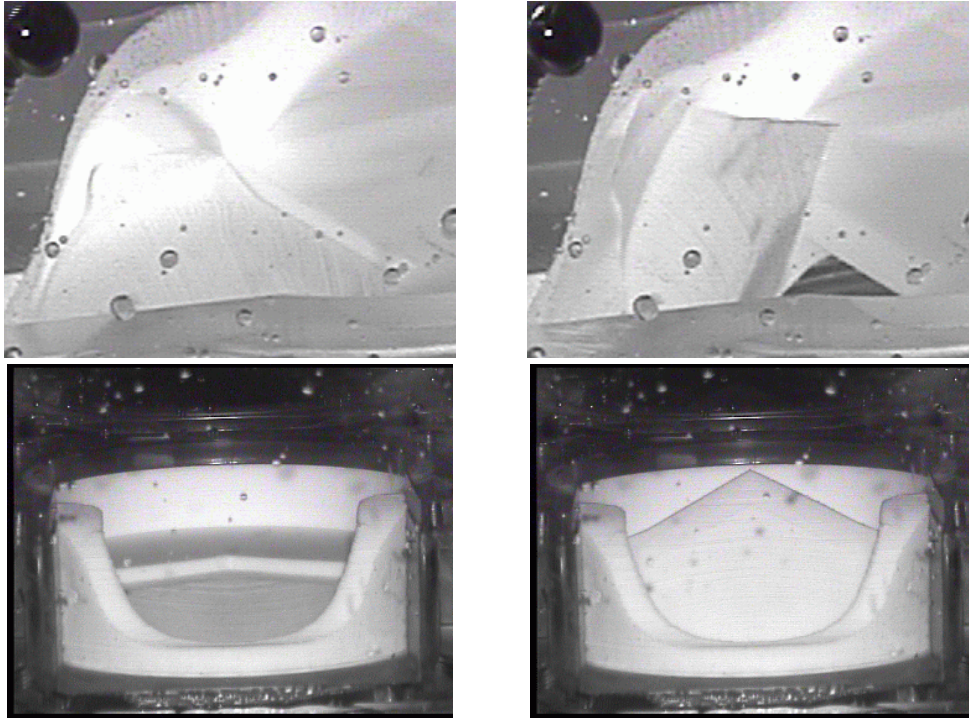


Abbildung 6.1: Beispielhafte Ausschnitte aus den Videoaufnahmen der ersten 3:1 Modellreihe zur Beurteilung der Effizienz und Funktion verschiedener Lagertypen.

### Öffnungs- und Schließverhalten

Für die Auswertung wurden charakteristische Zeitpunkte der Flügelbewegung aus dem Videosignal abgelesen und tabellarisch erfasst. Durch die zeitliche Konstanz des Videosignals, kann so ein Zeitabstand in der Flügelbewegung durch einfaches Abzählen der Bilder geschehen. Die zeitliche Kopplung zum Vorgabesignal des Zyklus wurde wieder über das oben beschriebene Prinzip der mit aufgenommenen Leuchtdiode realisiert. Auf den Zeitpunkt des Beginns der Systole (also bei einem sinusförmigen Vorgabesignal den Beginn eines Zyklusses) und dem Beginn der Diastole (hier dann genau die Mitte des Zyklusses) wurden die einzelnen Flügelbewegungen zeitlich bezogen. Betrachtet werden dabei die Reaktionszeit der Klappe auf den einsetzenden Strom bei der Auf- bzw. Zuklappbewegung, sowie die Dauer der Auf- bzw. Zuklappbewegung und wie lange die Klappe geschlossen bzw. offen ist. Das Videosignal ist an sich äußerst stabil und zeigt einen zu vernachlässigenden Zeitversatz für die Abstände von einzeln aufgenommenen Bildern. Der Fehler bei der Bestimmung der Daten aus dem Videobildern liegt somit im ungünstigsten Fall bei dem Abstand zwischen zwei Halbbildern, also bei  $\pm 50$  Hz oder auch  $\pm 20$  ms.

### Öffnungswinkel

Außerdem werden der Öffnungswinkel und der Schließwinkel abgeschätzt. Da man aus der Position der Aufnahmen nicht genau den Winkel bestimmen kann, wurde er mit Augenmaß bestimmt. Die Genauigkeit wird mit  $\pm 2,5^\circ$  abgeschätzt, das entspricht einer Genauigkeit von  $\pm 3\%$ . Die Öffnungswinkel der einzelnen Lagertypen weichen so signifikant voneinander ab, sofern sie nicht ganz öffnen, dass diese Abschätzung zulässig ist.

### Effektivität

Die Effektivität der Flügelbewegungen bezieht sich nur auf die Bewegungsabläufe. Es wurden keine konstruktiven oder fertigungstechnischen Charakteristika direkt berücksichtigt. Sie spielen natürlich indirekt mit eine Rolle, da sie die Bewegungen beeinflussen, können aber für eine vergleichende Bestimmung außer acht gelassen werden. Die Effektivität der einzelnen Klappen wurde aus den ausgelesenen Werten ermittelt, wobei die ideale Klappe einer Effektivität von 100% entspricht und eine nicht funktionierende Klappe einer Effektivität von 0%. Ideal bedeutet in diesem Zusammenhang, dass sich die Klappe ohne Verzögerung vollständig öffnet und schließt und für die Bewegung einen unendlich kurzen Zeitraum benötigt. Die ideale Klappe bewegt sich also mit einem Rechteckverhalten. Die nicht funktionierende Klappe bewegt sich gar nicht. Welche Flügelstellung sie dabei annimmt ist für die Betrachtung der Gesamteffektivität irrelevant. Es spielen also bei der Errechnung des Wirkungsgrades das Zeitverhalten und der Öffnungsgrad eine Rolle. Die Effektivität wird auf den maximal möglichen Öffnungswinkel und die idealen Öffnungs- bzw. Schlusszeiten normiert betrachtet. Beim Öffnungsgrad ist die Fläche interessant, die von der Klappe, durch ihr Zurückklappen, freigemacht wird. Diese Fläche hängt vom Öffnungswinkel ab.

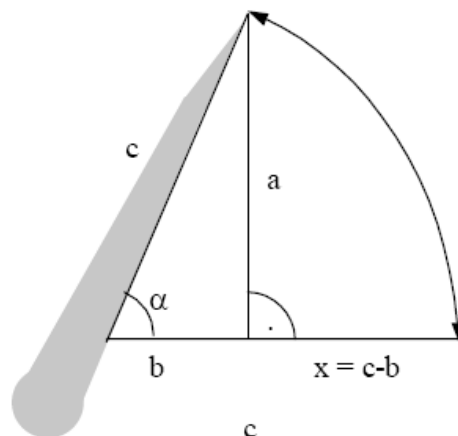


Abbildung 6.2: Abhängigkeit zwischen Öffnungswinkel  $\alpha$  und Strecke  $x$ .

Da alle getesteten Klappen den gleichen maximal möglichen Öffnungswinkel und bei gleichem Öffnungswinkel die gleiche Querschnittsfläche haben, kann die Strecke  $x$  als Maß für den Öffnungsgrad genommen werden. Die Strecke  $x$  ist die Differenz der Hypotenuse  $c$  und der Kathete  $b$ . Bei allen Klappen ist  $c$  gleich lang. Wird die Effektivität normiert betrachtet, kann die Länge von  $c$  als 1 angenommen werden. Die Strecke  $b$  kann über die trigonometrischen Funktionen als  $b = c \cdot \cos \alpha$  dargestellt werden, durch  $c = 1$  folgt daraus  $b = \cos \alpha$ . Die Strecke  $x$  errechnet sich somit wie folgt mit  $x = 1 - \cos \alpha$ . Da die Strecke  $x$  für die Querschnittsfläche  $A$  ( $V = A \cdot v \cdot t$ ) steht, wird sie in der Formel der Effektivität quadratisch gewichtet. Berechnet wurde die Gesamteffektivität mit

$$\eta_{\text{gesamt}} = \eta_{\text{öffnen}} \cdot \eta_{\text{schliessen}} \quad (6.1)$$

durch die Effektivität der Flügelöffnung

$$\eta_{\text{öffnen}} = \frac{1}{(1 - \cos(\alpha_{\text{max}}))^2 \cdot t_P} \cdot [2t_{VA} f(\alpha_{Z1}) + [f(\alpha_A) - f(\alpha_{Z1})] 2t_{\delta} + f(\alpha_{Z1}) t_{\delta}] \quad (6.2)$$

und der Effektivität des Flügelschlusses

$$\eta_{\text{schließen}} = \frac{1}{(1 - \cos(\alpha_{\text{max}}))^2 \cdot t_P} \cdot [2t_{VZ} f(\alpha_A) + [f(\alpha_A) - f(\alpha_{Z2})] 2t_s + f(\alpha_{Z2}) t_s + 2t_z f(\alpha_{Z2})] \quad (6.3)$$

mit

$$f(x) = (1 - \cos(\alpha_x))^2$$

$\alpha_{Z1}$  Schließwinkel des Flügels beim Start der Bewegung

$\alpha_A$  Öffnungswinkel

$\alpha_{Z2}$  Schließwinkel des Flügels am Ende der Bewegung

$\alpha_{\text{max}}$  maximal möglicher Öffnungswinkel

$t_{VA}$  Verzögerungszeit des Einsetzens der Flügelöffnungsbewegung

$t_{\delta}$  Zeitraum der Öffnungsbewegung

$t_A$  Zeitraum des vollständig offenen Flügels

$t_{VZ}$  Verzögerungszeit des Einsetzens der Flügelschlussbewegung

$t_s$  Zeitraum der Schließbewegung

$t_z$  Zeitraum des vollständig geschlossenen Flügels

$t_P^{-2}$  halbe Zykluszeit

Grafisch lässt sich die Effektivität als Fläche darstellen. Sie ist das Integral der Funktion, die die Zeit über die Strecke  $x$  zum Quadrat abbildet.

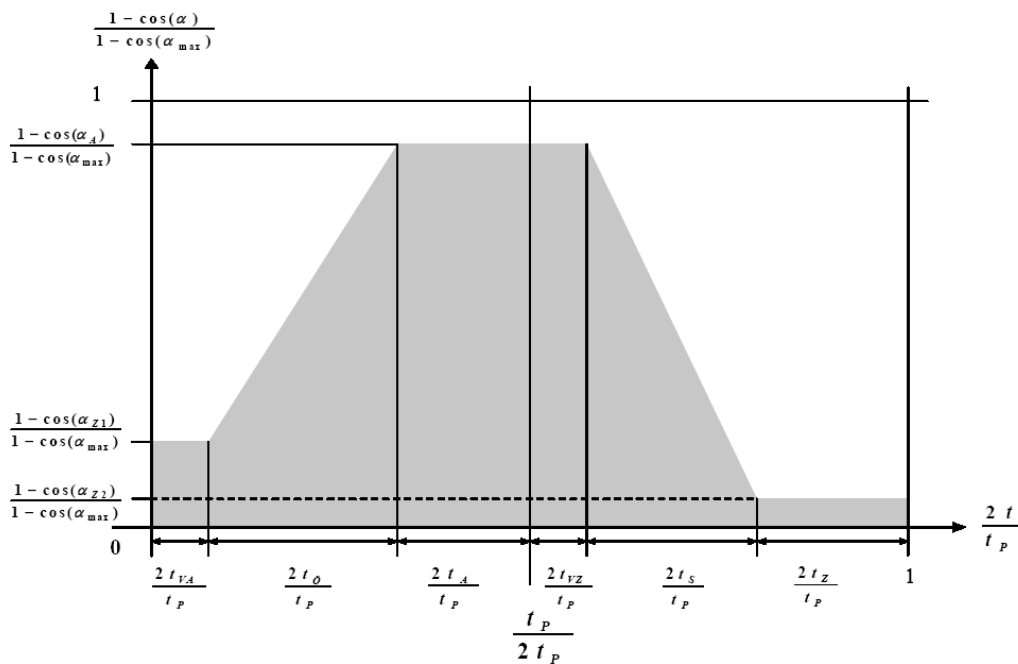


Abbildung 6.3: Effektivität als normiertes Integral der Winkel-Zeit-Funktion.

### 6.1.1 Ergebnis

Das überzeugendste Lager nach diesen Messungen ist die lose gelagerte Flügelflanke. Sie verbindet gute Strömungs- und Blutverträglichkeit mit gutem Bewegungsverhalten und guter Herstellbarkeit.

Der nächste Schritt war, das ausgewählte Lager weiter zu optimieren. In den Videos ist zu erkennen, dass sich der Flügel in der Aussparung zu frei bewegen kann. Das führt zu einem Verkippen oder Verkanten. Durch die Beweglichkeit verlagert sich auch die Drehachse des Flügels, wodurch sie nicht eindeutig definiert ist. Das führt teilweise dazu, dass sich der Flügel nicht vollständig schließt.

## 6.1.2 Aufnahmen bei 30 n/min (0,5 Hz)

	Flügelflanke 1	Lagerschale 1	Lagerschale 2	Achslager 1	Achslager 2
Start Zyklus	20	440	20	20	48
Mitte Zyklus	1.060	1.480	1.062	1.060	1.080
Stopp Zyklus	2.020	2.446	2.020	2.020	2.052
Start Flügel	116	520	96	56	140
Mitte Flügel auf	1224	1530	1200	1084	982
Mitte Flügel zu	1336	1722	1262	1222	1142
Stopp Flügel	1748	2210	1588	1550	1476
Öffnungswinkel	70	70	70	55	40
Schließwinkel	11	0	0	0	0
Zu -> Auf	1108	1010	1104	1028	842
Auf -> Zu	412	488	326	328	334
D Geöffnet	112	192	62	138	160
D Geschlossen	370	310	508	506	664
Verzögerung Öffnen	-96	-80	-76	-36	-92
Verzögerung Schließen	-276	-242	-200	-162	-62
D Zu und Zyklusende	272	236	432	470	576
Effektivität Öffnen	43	44	40	20	6
Effektivität Schließen	52	50	62	86	97
Effektivität Gesamt	23	22	25	17	6

Tabelle 6.1: Werte für die verschiedenen 3:1 Modelle in Millisekunden. Dargestellt sind die Mittelwerte der Auswertung von jeweils 10 Zyklen.

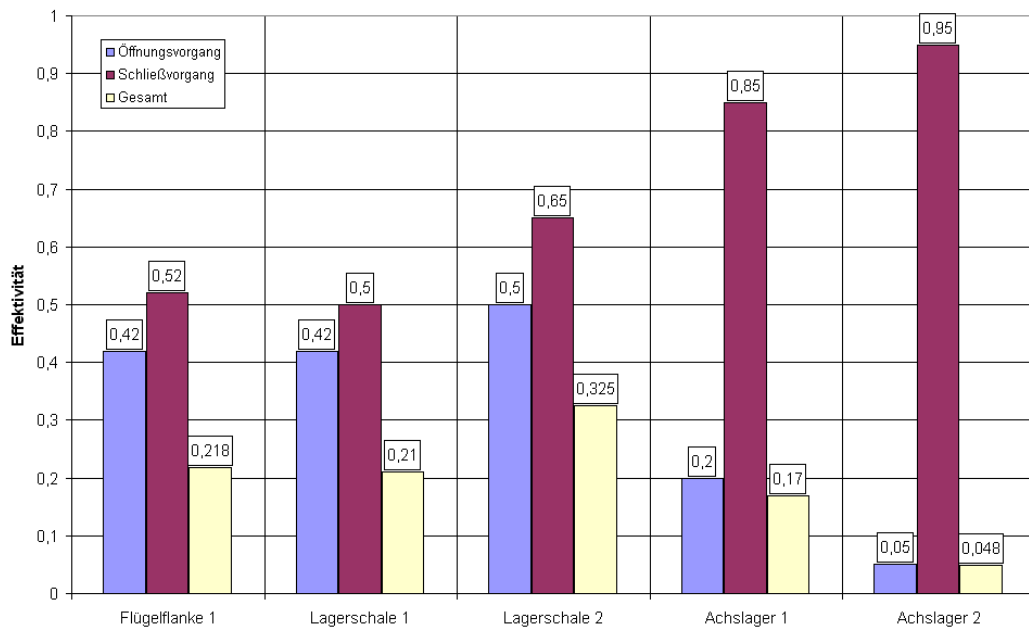


Abbildung 6.4: Vergleich der Effektivitäten in Prozent.

## 6.1.3 Aufnahmen bei 60 n/min (1,0 Hz)

	Flügelflanke 1	Lagerschale 1	Lagerschale 2
Start Zyklus	0	0	0
Mitte Zyklus	560	532	548
Stopp Zyklus	1.000	1.000	1.000
Start Flügel	62	39	40
Mitte Flügel auf	538	526	502
Mitte Flügel zu	606	615	565
Stopp Flügel	813	888	838
Öffnungswinkel	60	65	67
Schließwinkel	0	0	0
Zu -> Auf	476	487	462
Auf -> Zu	207	273	273
D Geöffnet	68	89	63
D Geschlossen	248	151	202
Verzögerung Öffnen	-62	-39	-40
Verzögerung Schließen	-46	-83	-17
D Zu und Zyklusende	187	112	162
Effektivität Öffnen	27	36	43
Effektivität Schließen	80	64	71
Effektivität Gesamt	22	23	30

Tabelle 6.2: Werte für die verschiedenen 3:1 Modelle in Millisekunden. Dargestellt sind die Mittelwerte der Auswertung von jeweils 14 Zyklen.

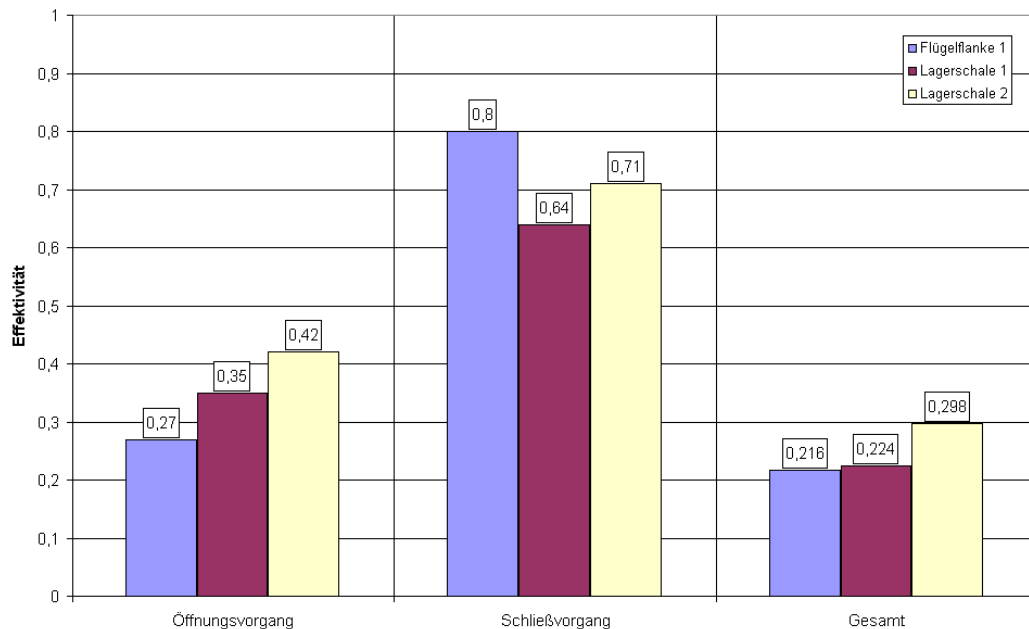


Abbildung 6.5: Vergleich der Effektivitäten in Prozent.

## 6.2 Zweite Versuchsreihe

Da Herr Frizen seine Diplomarbeit inzwischen abgeschlossen hat, wurde die weitere Optimierung der Lagerung von Michael Krogmann übernommen. Seine noch nicht fertiggestellte Diplomarbeit ist eine direkte Nachfolge der Arbeit von Gerhard Frizen, mit dem selben Ziel der Entwicklung einer optimierten Flügellagerung für die 3-flügelige Herzklappenprothese der Firma Tricumed. Seine Weiterentwicklungen führen die Erkenntnisse aus der Arbeit von Herrn Frizen fort, ließen bisher aber auch eigene neue Ideen mit in die Gestaltung des Lagers einfließen. Diese weitere Optimierung wurde von Michael Krogmann schließlich auch in einen ersten, im Rapid-Prototype Verfahren gefertigten, 3:1 Prototypen umgesetzt. Er benutzte hierfür ein etwas anderes Fertigungsverfahren, welches eine bessere Oberflächenstruktur und größere Feinheit der Form erlaubt. So war es möglich, einen wirklichen 3-flügeligen Prototypen zu bauen. Da in Absprache mit mir die Außenmaße passend zu der Messhalterung für die erste Versuchsreihe von Herzklappenmodellen gehalten wurde, konnte auch dieses Modell inzwischen in der Anlage vermessen werden.

Es gelten auch bei dieser Versuchsreihe dieselben Einschränkungen wie bei der ersten. Deshalb wurde hier auf eine Druckmessung und Strömungsanalyse verzichtet. Es wurden inzwischen seitliche Videoaufnahmen und auch Durchlichtaufnahmen gemacht, da nun wirklich 3 Flügel vorhanden waren. Durch eine inzwischen weitere Verbesserung der Anlage war es auch möglich, die Herzklappe mit dem physiologischen Anströmungsprofil anzusteuern.



### 6.2.1 Funktionsbeurteilung

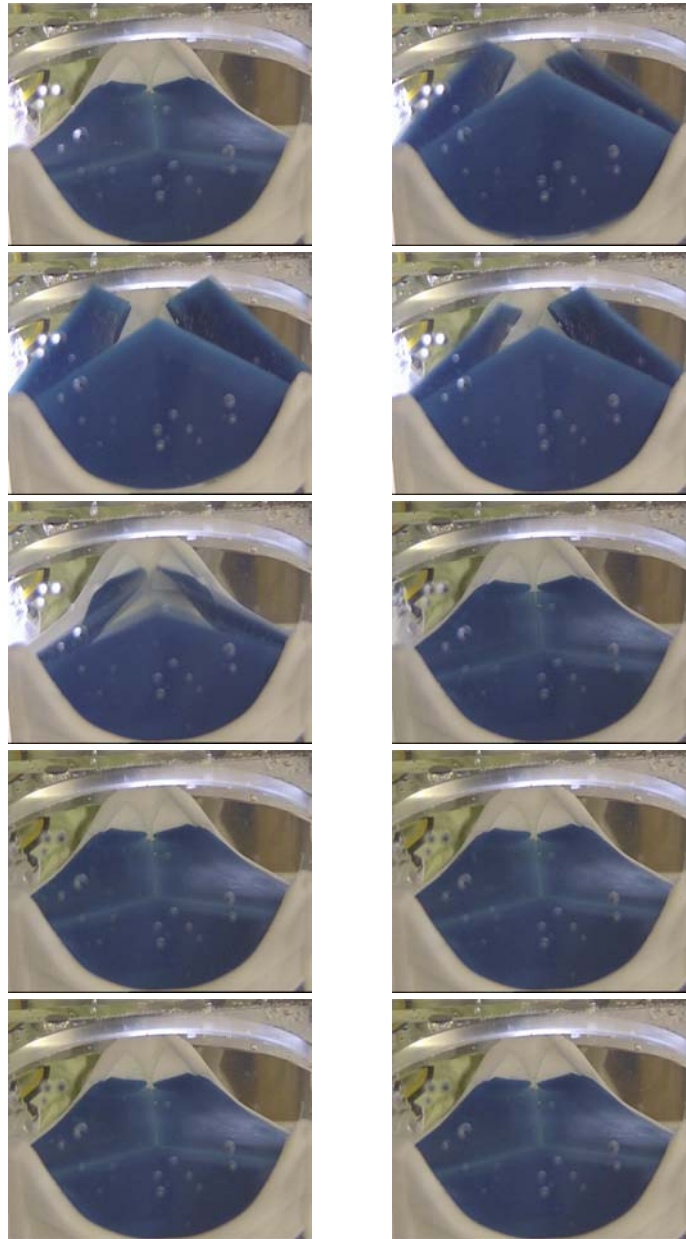


Abbildung 6.6: Seitliche Aufnahmen des neuen 3 zu 1 Modells für einen Zyklus mit einem Zeitabstand von 100 ms von Bild zu Bild. In den ersten fünf Bildern ist auf der linken Seite mittig der Lichtschein der LED für die Verbindung der Zeitbasis zu erkennen.

Eine reine Begutachtung der Flügelfunktion erfolgte aus den einfachen seitlichen Videoaufnahmen. Hier wurde auf eine Auswertung bezüglich Öffnungswinkel und Effektivität verzichtet, da die Funktion weitgehend den Prinzipien der ersten Versuchsreihe folgen und die Auswertung der Schließzeiten besser durch die Durchlichtaufnahmen ermöglicht wurde.

## 6.2.2 Durchlichtaufnahmen

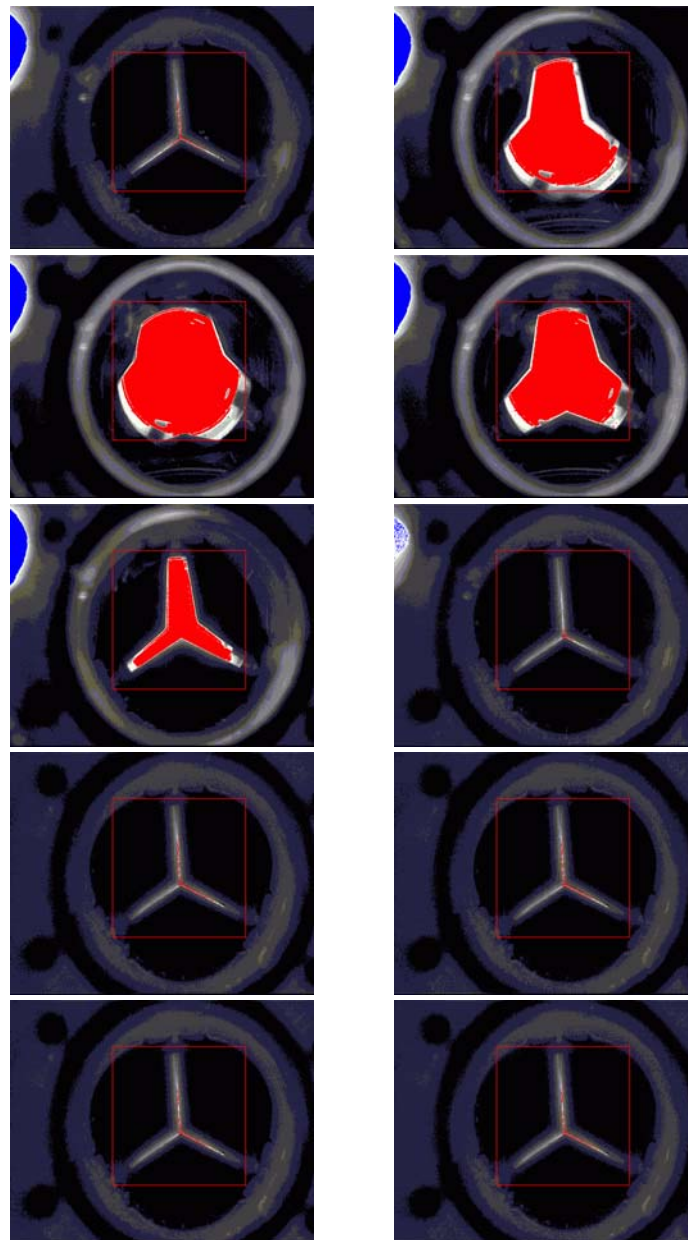


Abbildung 6.7: Durchlicht-Aufnahmen des neuen 3 zu 1 Modells für einen Zyklus mit einem Zeitabstand von 100 ms von Bild zu Bild. In den ersten fünf Bildern ist auf der linken Seite oben der Lichtschein der LED für die Verbindung der Zeitbasis zu erkennen. Entsprechend der Beschreibungen zur Auswertungssoftware für die Auswertung der Effektiven Öffnungsfläche sind alle weißen Pixel die gezählt werden rot und alle die nicht gezählt werden blau eingefärbt.

Wie an der obigen Grafik zu sehen, arbeiten die Flügel des Modells alle im Gleichtakt und auch bei jedem Zyklus. Einen nicht funktionierenden Flügel würde man sofort an einem geringeren Signal bei einem oder mehreren

Wiederholungen erkennen. Werden die einzelnen Zyklen zusammengefasst, gemittelt und die Standardabweichung gebildet, so erhält man folgende Grafik

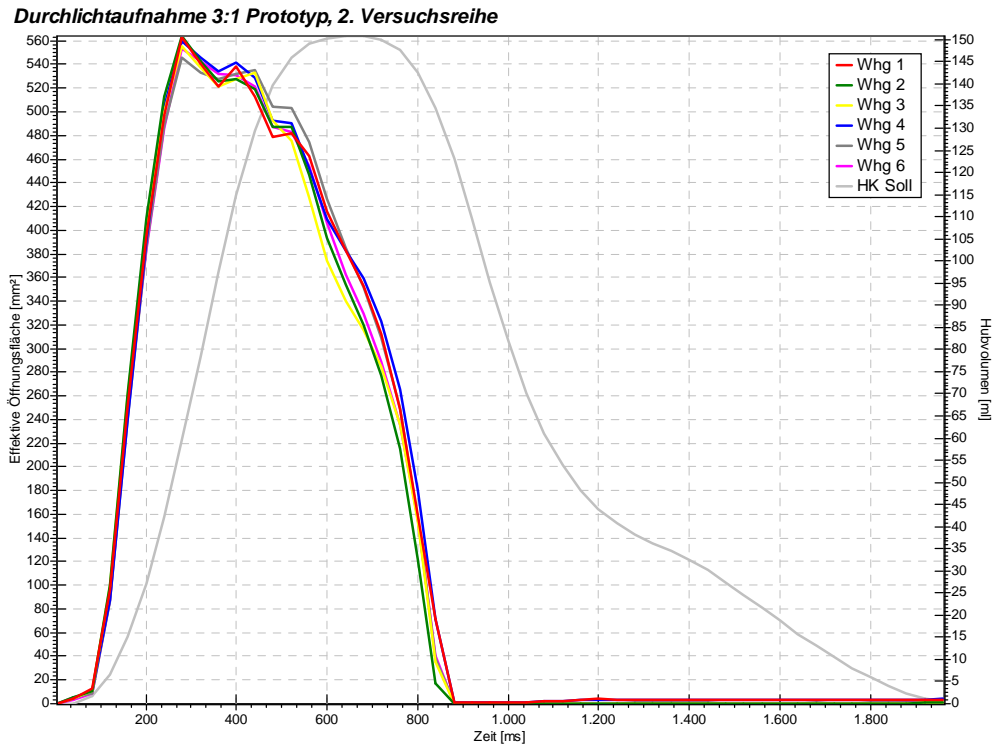


Abbildung 6.8: Überlagerung der errechneten Effektiven-Öffnungsflächen der Wiederholungen aus den Durchlichtaufnahmen für das 3:1 Modell der 2. Versuchsreihe.

Natürlich liegen die Bereiche der größten Varianz bei den Öffnungs- und Schließzeitpunkten, da hier die Freiheitsgrade der Flügel auch am größten sind. Die Öffnungsfläche kann hierbei natürlich nicht als realer Wert der Herzklappe angesehen werden, da durch den kleineren Radius des Rohres der Messstrecke gar nicht die gesamte Öffnungsfläche der Klappe gesehen werden kann.

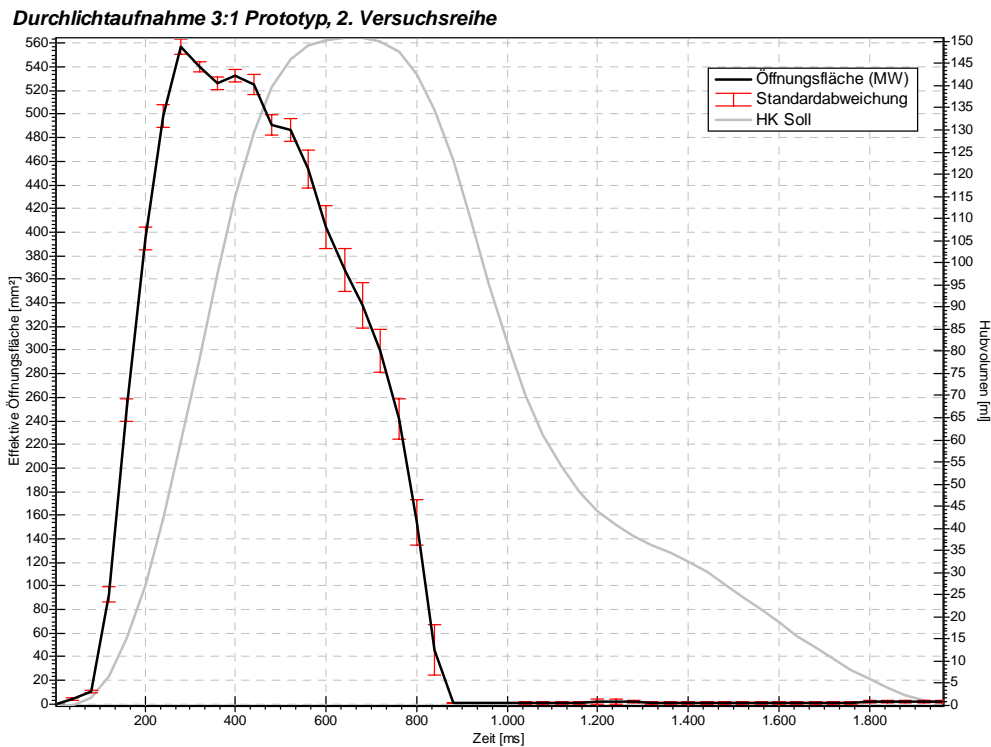


Abbildung 6.9: Mittelwert der Flächensignale der verschiedenen Wiederholungen. Mit dem Fehler der Mittelung. Man erkennt, dass das Schließverhalten durchweg reproduzierbar ist und somit die Lagerung der Flügel gut funktioniert. Der größere Fehler tritt bei allen passiven mechanischen Klappen auf und ist durch die unterschiedliche Strömung bedingt. Die Zeitpunkte für Öffnung, maximale Öffnung und Schließzeitpunkt liegen sehr gut übereinander.

### 6.2.3 Ergebnis

Aus den beiden Aufnahmeformen lässt sich ableiten, dass die weitere Optimierung des Lagers sehr erfolgreich war. Die Klappe schließt und öffnet sogar mit drei Flügeln und als 3:1 Modell ausreichend nah in Folge der Hubkolbenvorgabe. Die Varianz zwischen den verschiedenen Wiederholungen ist relativ klein, so dass auch die Führungseigenschaften des Lagers ausreichend erscheinen. Vor allem kommt es nicht mehr, wie bei allen bisherigen Lagervarianten, zu einem 'Hängenbleiben' eines Flügels, meist in einer aufrechten Position.

Diese positiven Ergebnisse werden derzeit von Herrn Krogmann im weiteren Verlauf seiner Arbeit umgesetzt, in dem mit dem derzeitigen Entwurf des Lagers ein 1:1 Prototyp in Plastik und dann auch in Metall geplant und gebaut werden soll. Dieser Prototyp könnte dann zunächst ebenfalls auf seine reine Funktion hin untersucht, aber dann auch mit allen

anderen, möglichen Tests untersucht werden. Da sich das Design der Flügel und auch die Form des Klappenringes im Prinzip nicht geändert hat, ist so eine Version der 3-flügeligen Herzklappe der Firma Tricumed zu erwarten, die die bislang schon bewiesenen guten Strömungs- und Druckeigenschaften gepaart mit einer ausreichend zuverlässigen Funktion bietet. Somit wäre die Herzklappe dann auch reif für eine Serienproduktion. Diese weiteren Tests sind durch die konsequente Umsetzung und den Neubau der Anlage zu einem stabileren und fehlerunanfälligeren Aufbau auch in mittelfristiger Zukunft gesichert.



# Kapitel 7

## Messungen an mechanischen Herzklappen

In diesem Kapitel sollen die Messungen an den mechanischen Prothesen dargestellt werden, die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt wurden. Hierbei liegt ein Hauptaugenmerk auf der Anwendbarkeit der Ergebnisse, gerade im Hinblick auf die Entwicklung und Optimierung der Eigenschaften des dreiflügeligen Prototyps der Firma Tricumed Medizintechnik.

Es wurde versucht, zunächst für jede Klappenprothese die grundlegenden Messungen darzustellen und danach daraus die Parameter abzuleiten und zusammenzufassen, die eine möglichst eindeutige und klare Beurteilung der Herzklappenprothese zulassen.

Dieses Kapitel beschränkt sich dabei auf die reine Darstellung und Auflistung der Ergebnisse, für die Methodik und den Weg der Auswertung der Messungen sei auf das Kapitel 5 verwiesen. Ein Vergleich der Leistungsdaten der Herzklappen wird dann in Kapitel 9 diskutiert.

## 7.1 Hall-Kaster

### 7.1.1 Druckverlauf

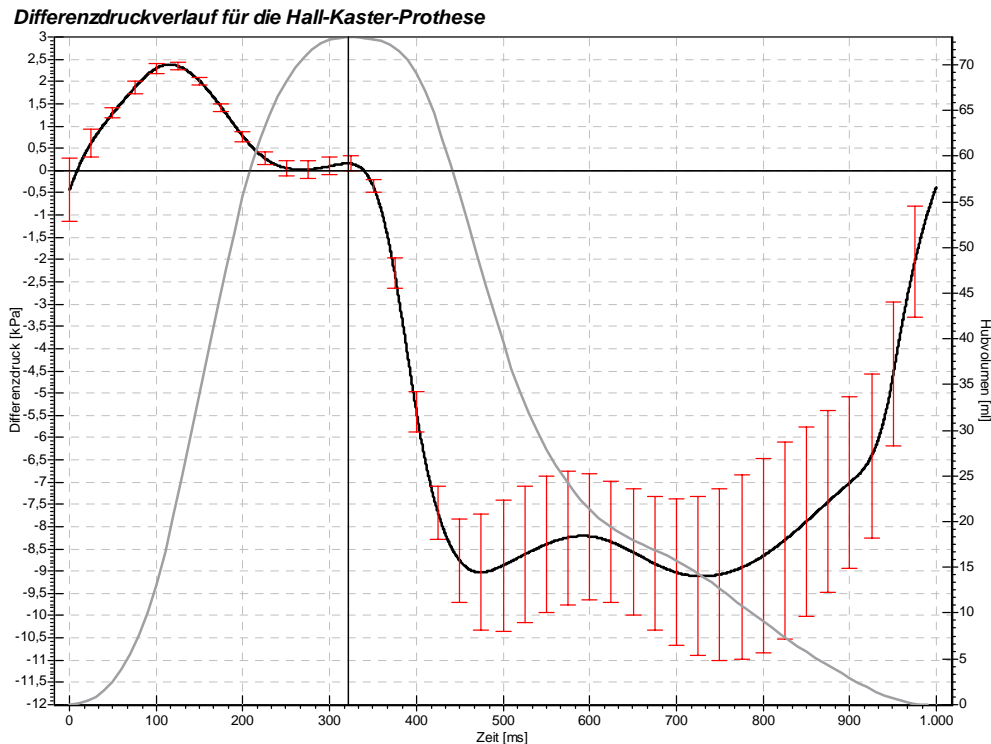


Abbildung 7.1: Differenzdruckverlauf für die Hall-Kaster Herzklappenprothese. Die Standardabweichung ist rot als Fehlerbalken dargestellt. Grau hinterlegt ist für eine bessere Einordnung in den Zyklus das Auswurfvolumen des Hubkolbens.

#### Transvalvulärer Druckgradient

Aus dem oben dargestellten Druckverlauf kann man einen maximalen transvalvulären Druckgradienten in der Systole von 2382 Pascal bzw. 17,86 mmHG ablesen. Dieser Druckverlust beim Auswurf ist erwartungsgemäß höher als bei den 2 und 3 flügeligen Klappenprothesen, liegt aber aufgrund der größeren Öffnungsfläche im Vergleich niedriger als bei biologischen Klappen. Der diastolische Druckgradient sinkt auf einen mittleren Wert von -8752 Pascal. Es wird nicht der volle Druckverlust von -15 kPa erreicht, da die Klappe aufgrund ihrer Bauform nicht komplett dichten kann. Dafür zeigt sich anhand des relativ waagerechten Verlaufs, dass die Undichtigkeit sich während der Diastole nicht verändert. Aus dem ebenfalls dargestellten Fehler lässt sich, gerade im Vergleich zu den anderen mechanischen Prothesen, ableiten, dass die Klappe immer relativ mit der gleichen Undichtigkeit schließt. Dies ließ sich auch schon aus ihrer Bauform schließen, da die einzige Unsicherheit eine gewisse Verschiebung bezüglich der mittleren Bohrung besteht.



### Systolischer Energieverlust

Betrachtet man nur den Druckgradienten während der Systole, so lässt sich ein Energieverlust während der Auswurfphase von insgesamt 0,106 Joule ableiten. Wie auch schon bei dem Transvalvulären Druckgradienten, zeigt die Hall-Kaster Prothese für eine Kippscheibenprothese einen erstaunlich niedrigen Energieverlust. Wahrscheinlich ist dies durch den sehr großen Öffnungswinkel und der von der Mitte versetzten Position der Kippscheibe bei voller Öffnung zu erklären. Bei einer Björk-Shiley Einscheiben Prothese sieht dies anders aus, die Werte für diese Prothese können aus den Messungen der vorangegangenen Arbeiten entnommen werden, leider stand sie für die vorliegende Arbeit aber nicht mehr zur Verfügung.

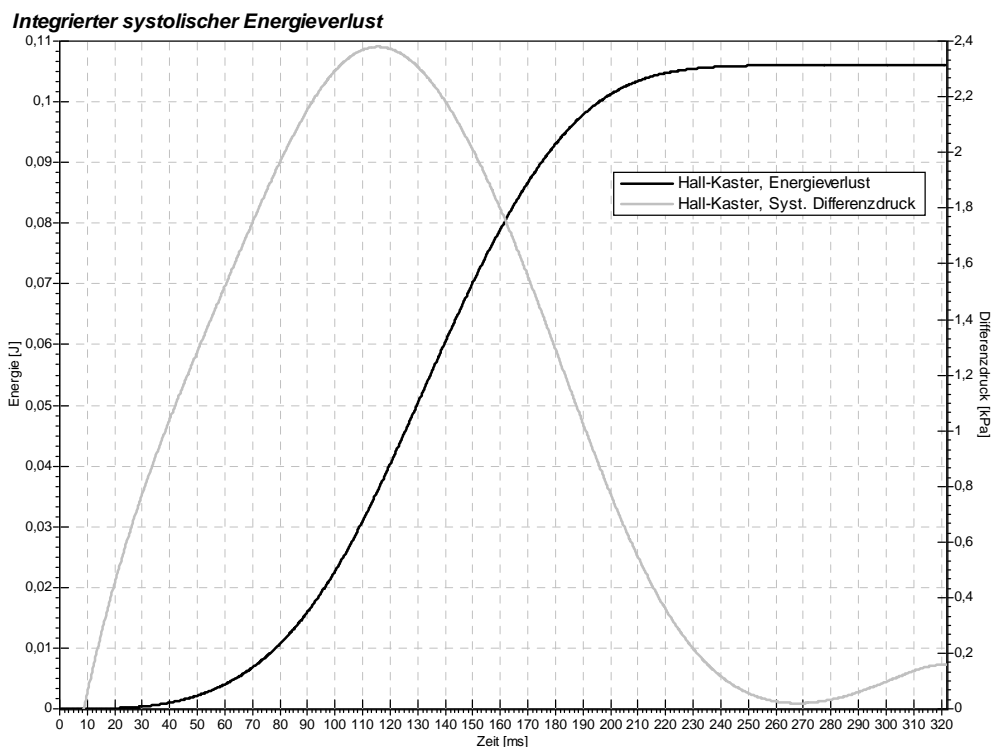


Abbildung 7.2: Darstellung des integrierten systolischen Energieverlustes der Hall-Kaster Kippscheibenprothese während eines Zyklus. Dargestellt ist nur die Systole mit den positiven Differenzdrücken.

## 7.1.2 Kraftverlauf

### Schließkraft

Der Signalverlauf der Kraftmessung zeigt für die Prothese eine maximale Schließkraft von 36,0 Newton aus dem hochpassgefilterten Signal, erwartungsgemäß für die einzige Einscheibenklappe die höchste Schließkraft der getesteten Prothesen. Diese Kraft tritt aber nur sehr

kurzzeitig direkt im Moment des Schließens auf. Die generellen Kräfte, die auch längerfristig auf die Klappe wirken, zeigt das mit 20 Hz tiefpassgefilterte Signal mit einer maximalen Auslenkung, im Zeitraum der größten negativen Kolbengeschwindigkeit, von -2,7 Newton.

### Schließzeitpunkt

Aus dem Maximum des 400 Hz hochpaß gefilterten Kraftsignal kann man den Schließzeitpunkt bei 408,8 ms ermitteln. Dabei sind das positive und negative Maximum direkt benachbarte Messpunkte, so dass der Zeitpunkt auch eindeutig zu bestimmen ist.

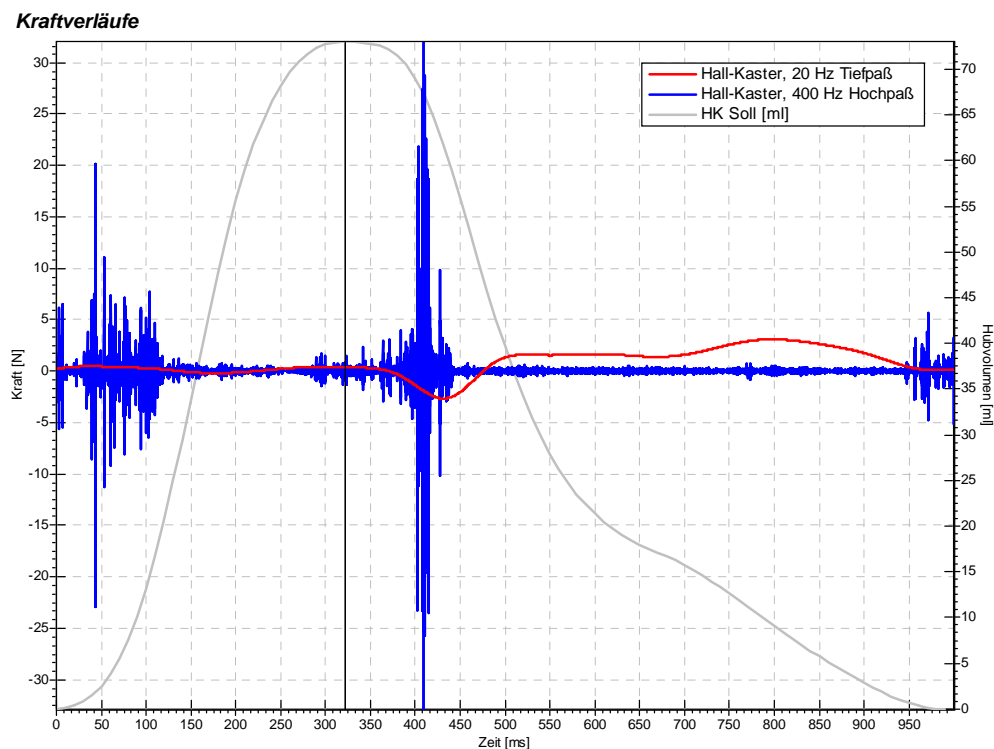


Abbildung 7.3: Verlauf des unterschiedlich gefilterten Kraftsignals während eines vollen Zyklus der Hall-Kaster Prothese.

### 7.1.3 Verlauf der Öffnungsfläche

In der folgenden Bildreihe ist ein typischer Verlauf der Öffnungsfläche in einem Zyklus der Hall-Kaster Prothese dargestellt. Um eine bessere Übersicht zu erreichen, wurden Bilder, in denen sich keine signifikante Änderung der Öffnungsfläche ereignet, ausgelassen. Man kann aus diesen Aufnahmen während des geschlossenen Zustands ebenfalls die Leckfläche ablesen.

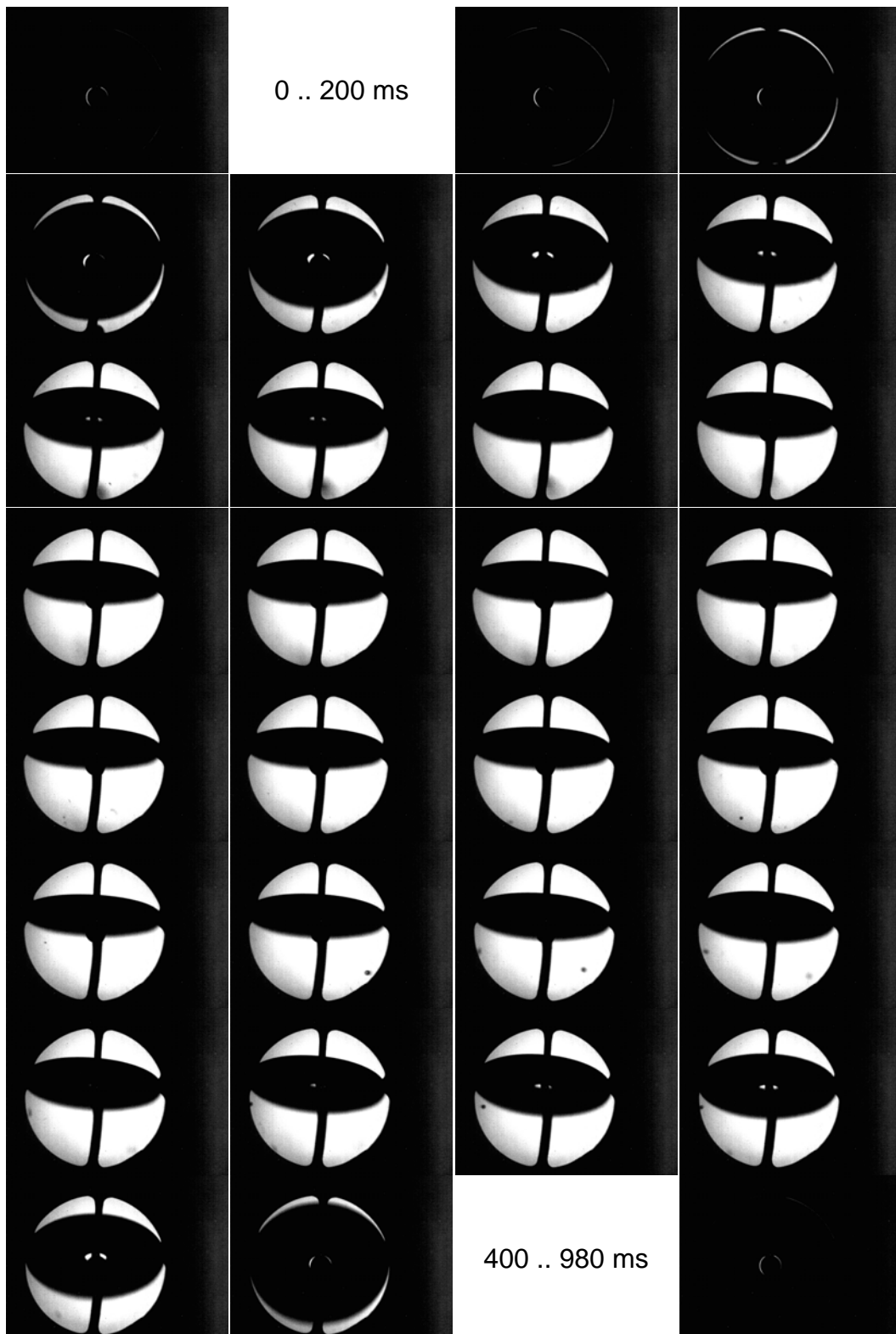


Abbildung 7.4: Typische Bildreihe zur Darstellung der Durchlichtaufnahmen eines Zyklus der Hall-Kaster Prothese. In den Bildern die ausgelassen wurden, erfolgt keine Änderung der Öffnungsfläche.

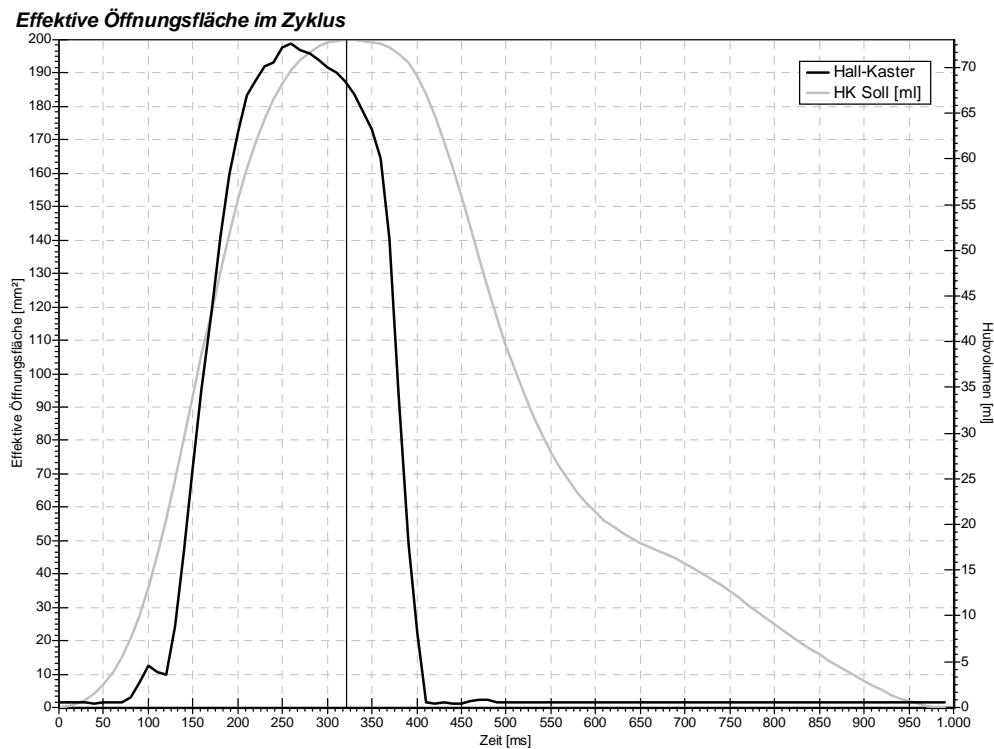


Abbildung 7.5: Zeitlich aufgelöste Darstellung der Öffnungsfläche, entsprechend der Bilderreihe in der vorherigen Abbildung.

### Öffnungsverhalten

Die Auswertung des Durchlichtsignals ergibt folgendes Öffnungsverhalten der Klappe:

Beginn der Öffnung	=	70 ms
Ende der Öffnung	=	230 ms
Dauer der Öffnung	=	160 ms
Zeitpunkt der maximalen Öffnung	=	260 ms
Dauer offen	=	90 ms

### Schließverhalten

Beginn des Schließens	=	320 ms
Schließzeitpunkt	=	410 ms
Dauer des Schließens	=	90 ms
Dauer geschlossen	=	660 ms

Verhältnis Offen / Geschlossen = 0,52

Der Wert des Schließzeitpunkts korreliert mit dem aus der Kraftmessung ermittelten Wert. Aufgrund der relativ großen Masse der Kippscheibe beginnt die Klappe erst sehr spät mit der Öffnung. Dafür schließt sie auch

wieder relativ schnell. Deshalb ist ihr Verhältnis von offenen und geschlossenen Zeiträumen in einem Zyklus für die mechanische Prothese auch relativ klein. D.h., dass somit auch in einer kürzeren Zeit das Hubvolumen ausgeworfen werden muss. Dies deutet auf größere Fließgeschwindigkeiten und somit auch größere Gradienten und Scherkräfte hin.

### Leckfläche

Ebenfalls aus dem Durchlichtsignal kann während der Diastole gezeigt werden, dass die Klappe eine stabile Leckfläche von  $1,5 \text{ mm}^2$  aufweist. Es lässt sich daraus ableiten, dass die Klappe sicher schließt und im geschlossenen Zustand keinen Spielraum mehr hat.

### Insuffizienz

Aus dem diastolischen Druckverlauf und der Leckfläche kann das Leckvolumen nach Toricelli, aus dem Druckverlauf zusammen mit den in der Leckraten-Messanlage kann das Leckvolumen empirisch errechnet werden.

Es ergibt sich ein annähernd identisches, integriertes Leckvolumen von  $3,58 \text{ ml}$  (empirisch) bzw.  $3,35 \text{ ml}$  (Toricelli).

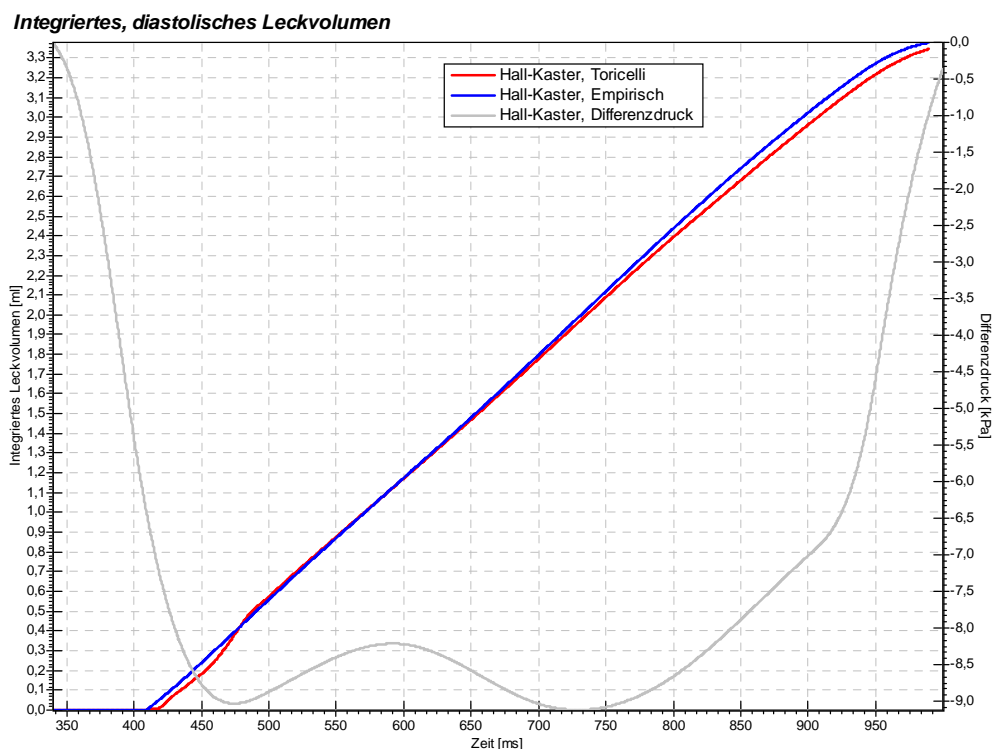


Abbildung 7.6: Darstellung des empirisch und nach Toricelli ermittelten diastolischen Leckvolumens der Hall-Kaster Herzklappenprothese.

## 7.1.4 Abgeleitete Parameter

Aus den im obigen Abschnitt angegebenen Größen lassen sich die folgenden Werte ableiten:

### Schließvolumen

Aus der Volumenkurve des Hubkolbens und dem Zeitraum zwischen Beginn der Diastole und Schließzeitpunkt der Herzklappe kann man das Schließvolumen ermitteln. Wie im Kapitel 5 über die Prinzipien der Messungen beschrieben, wurde hierbei die Restöffnungsfläche der Prothese zu der Öffnungsfläche der Rücklaufdrossel zueinander ins Verhältnis gesetzt. Wie schon weiter oben beschrieben, wurde hier eine einfache 1:1 Wichtung als eine erste Näherung vorgenommen.

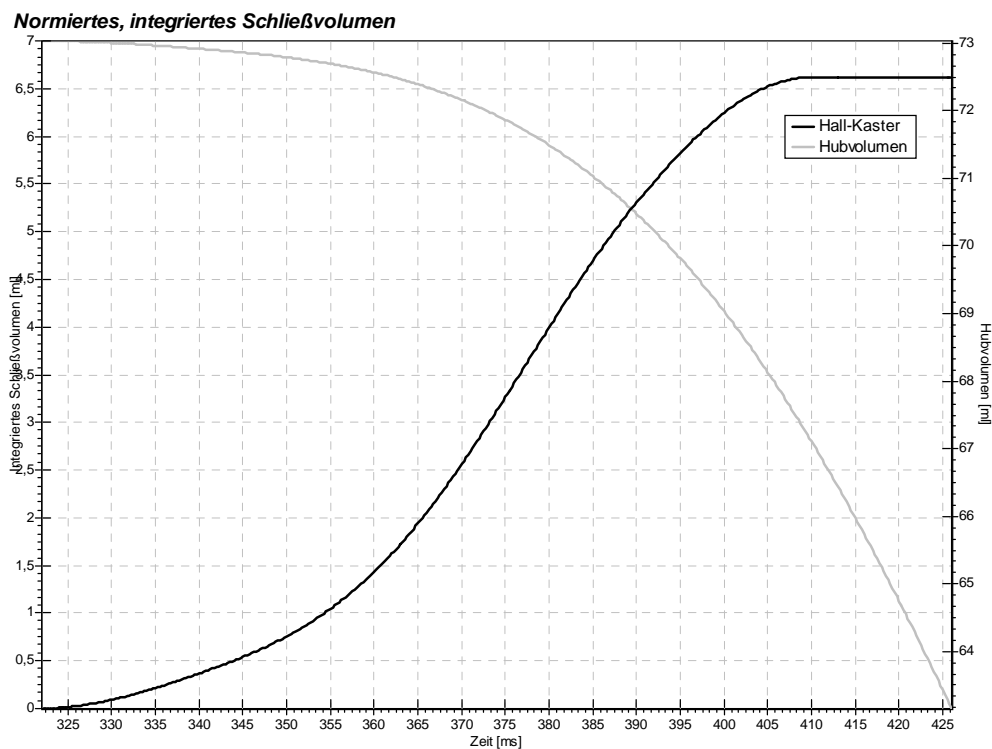


Abbildung 7.7: Aus der in Bezug auf die Drosselöffnung normierten Restöffnungsfläche der Herzklappe beim Schließen und dem negativen Volumenhub integriertes Schließvolumen der Hall-Kaster Prothese.

Das gesamte Schließvolumen ergibt sich somit zu 6,62 ml.

**Regurgitation**

Der gesamte Rückfluß besteht aus dem Schließvolumen addiert mit dem Leckvolumen und beträgt damit bei der Hall-Kaster Prothese 10,2 ml pro Zyklus.

**Gesamtenergieverlust**

Aus dem gesamten Rückflußvolumen lässt sich bei einem Auswurfvolumen von 73,03 ml ein effektives Auswurfvolumen von 62,83 ml ermitteln.

Daraus ergibt sich ein Gesamtenergieverlust für einen Zyklus ein Wert von 0,123 Joule.

**Performance Index**

Aus der maximalen Effektiven Öffnungsfläche und der prinzipiellen Gesamtfläche der Klappenprothese lässt sich der Performance Index ausrechnen. Er ist ein Gütemaß für das Konstruktionsprinzip. Bei der Hall-Kaster-Klappe beträgt der Index

$$PI_{Hall-Kaster} = \frac{198,9 \text{ mm}^2}{314,2 \text{ mm}^2} = 0,63 \quad (7.1)$$

**7.1.5 Analyse der Nachlaufströmung**

Im Folgenden wird für jedes bildgebende Verfahren ein beispielhafter Zyklus dargestellt und die aus den Aufnahmen abzuleitenden Ergebnisse diskutiert.

Es werden dabei die Verschiebe- bzw. Korrelationsaufnahmen abgebildet, dann die PIV Bilder und danach die aus ihnen errechneten Feldgrößen.

Hierbei ist zu beachten, dass bei den PIV-Aufnahmen die errechneten Bilder und die aus ihnen abgeleiteten Größen Gradient und Rotation/Querabweichung im Bereich der Systole (10 - 300 ms) nur eine sehr begrenzte bzw. gar keine Aussagekraft haben, da hier der experimentelle Aufbau nicht ausreichend war, um die hohen Geschwindigkeiten aufzulösen. Für die Diskussion dieses Problems sei auf das Kapitel 5 „Prinzip der Messungen“ verwiesen.



**Verschiebeaufnahmen / Korrelation**

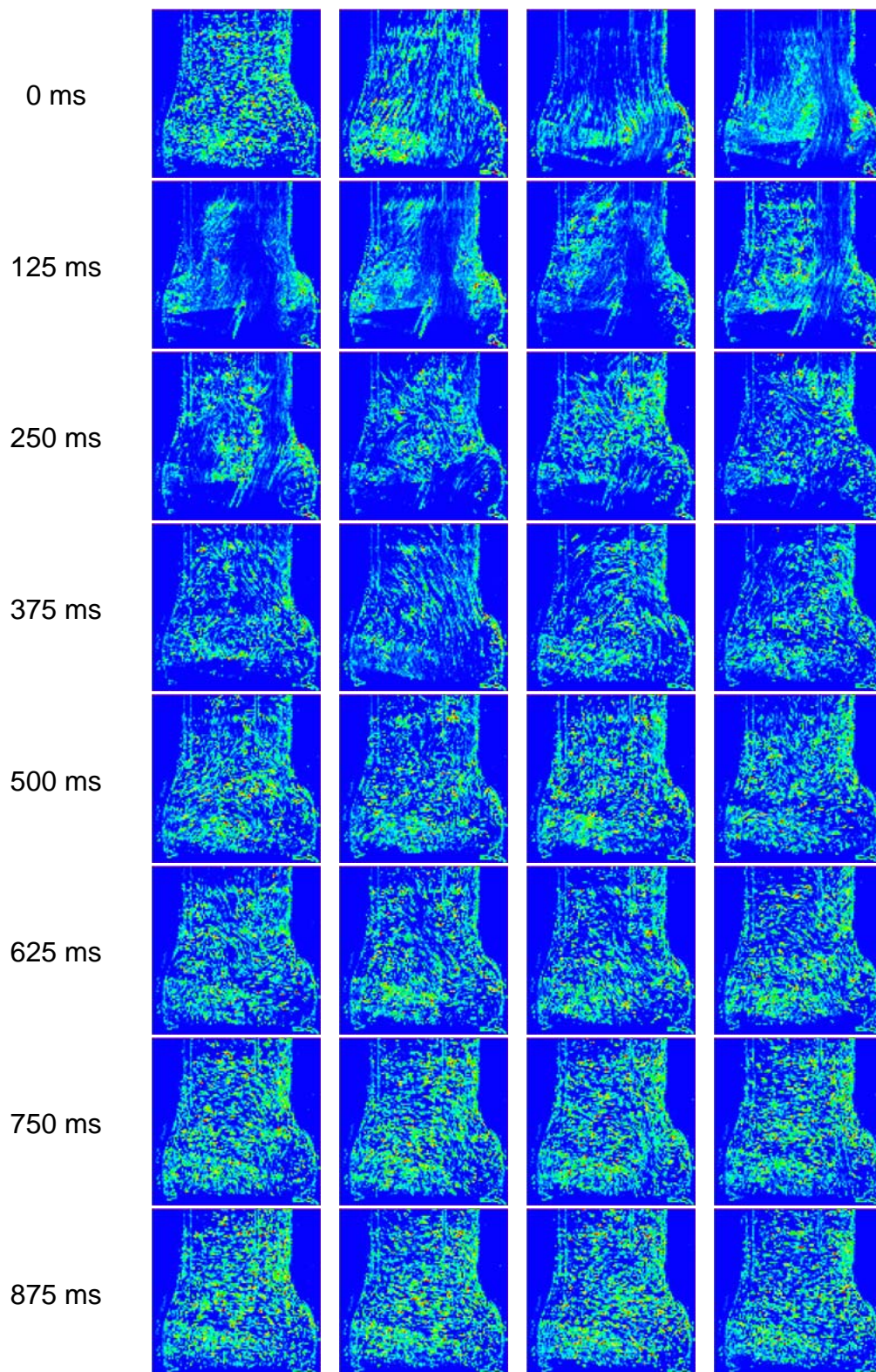


Abbildung 7.8: Turbulenzverlauf der Nachlaufströmung der Hall-Kaster Prothese.



## PIV-Aufnahmen

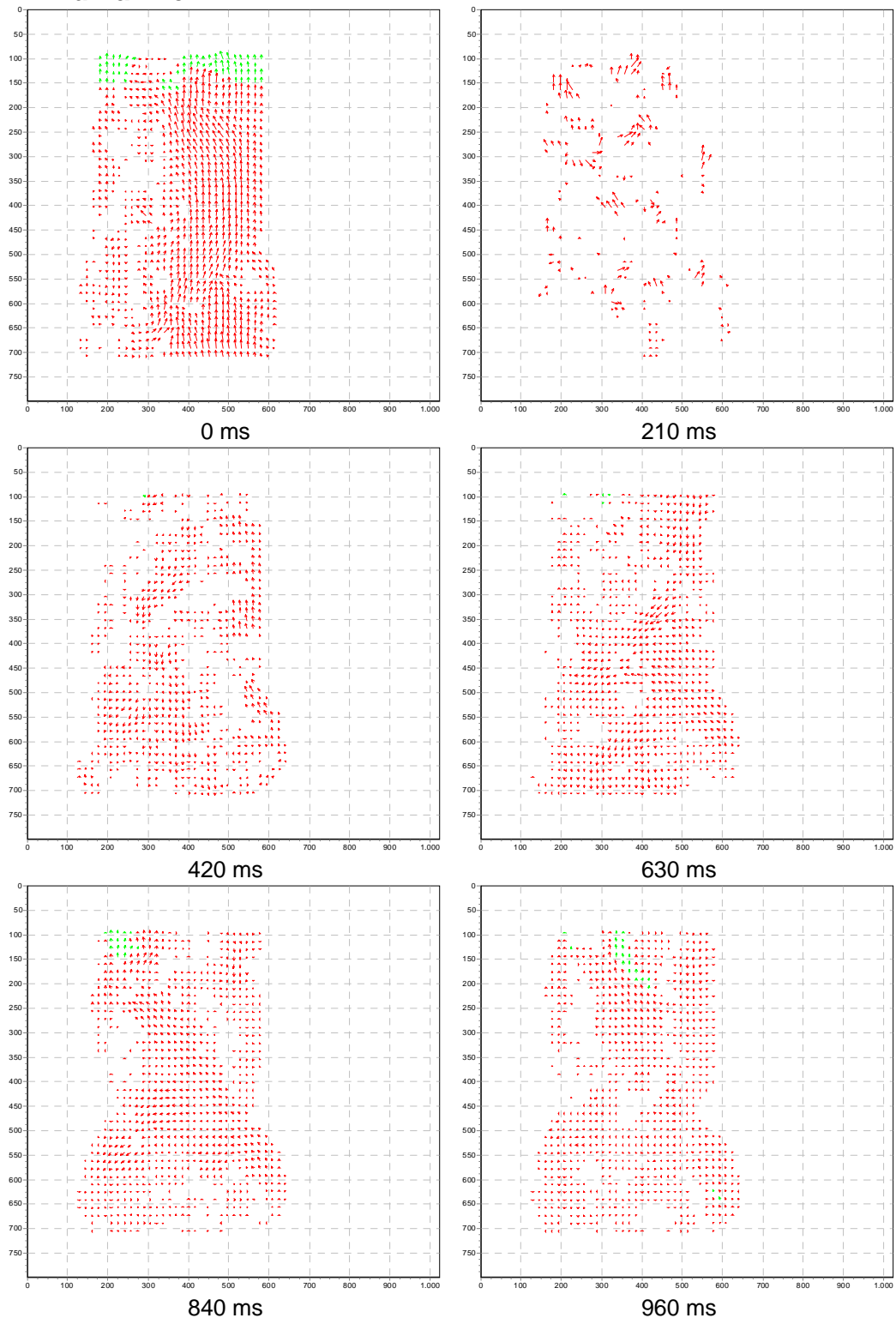


Abbildung 7.9: Auswahl von PIV-Aufnahmen der Nachlaufströmung der Hall-Kaster Prothese. Bei 210ms erkennt man die Grenzen des experimentellen Aufbaus, da die Strömungsgeschwindigkeiten eine korrekte Auswertung verhindern.

Querabweichung / Rotation

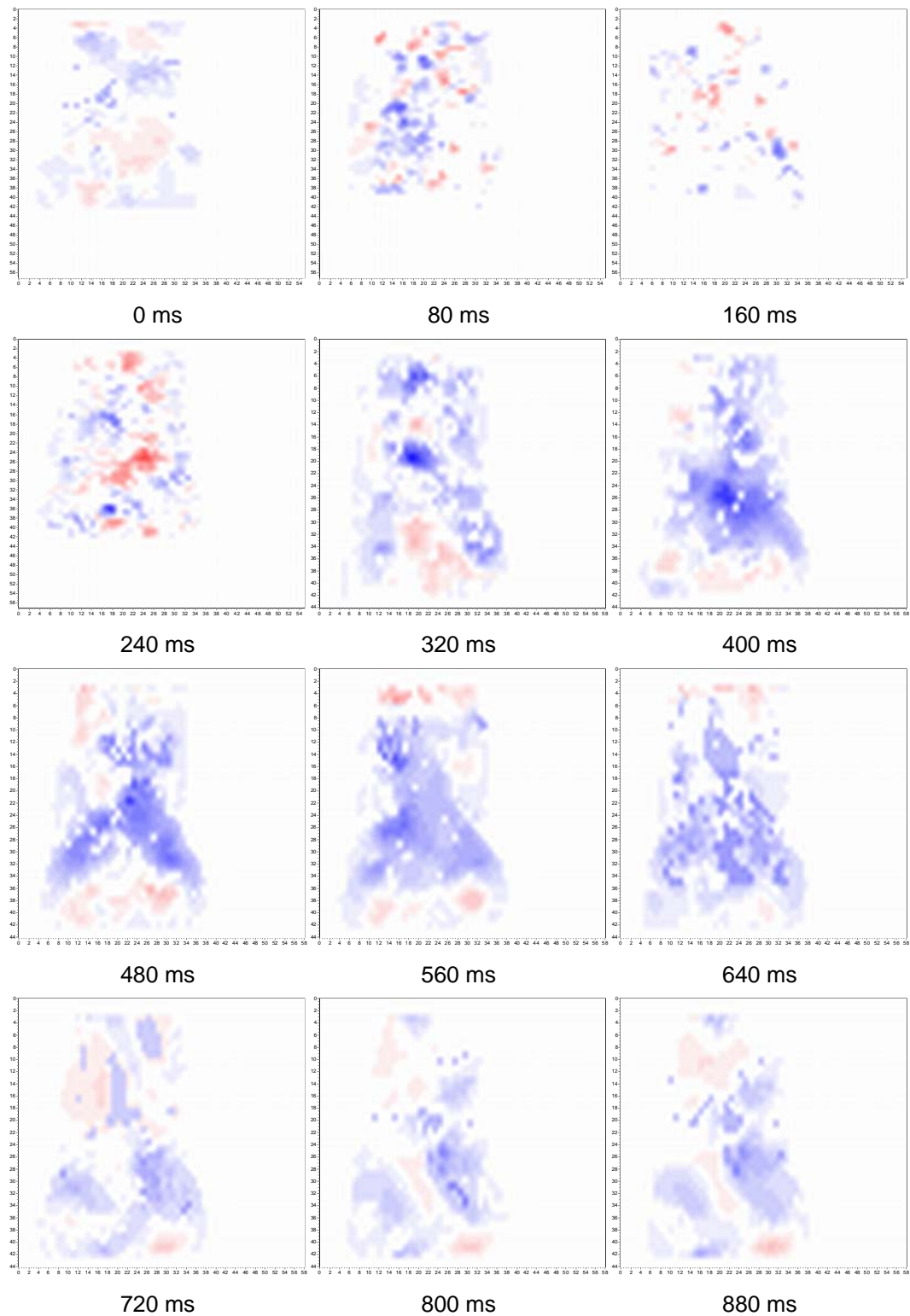


Abbildung 7.10: Darstellung der Querabweichung der Nachlaufströmung der Hallkaster-Prothese. Man erkennt deutlich verschiedene Wirbelbereiche über den Bulbus verteilt.

## Gradient

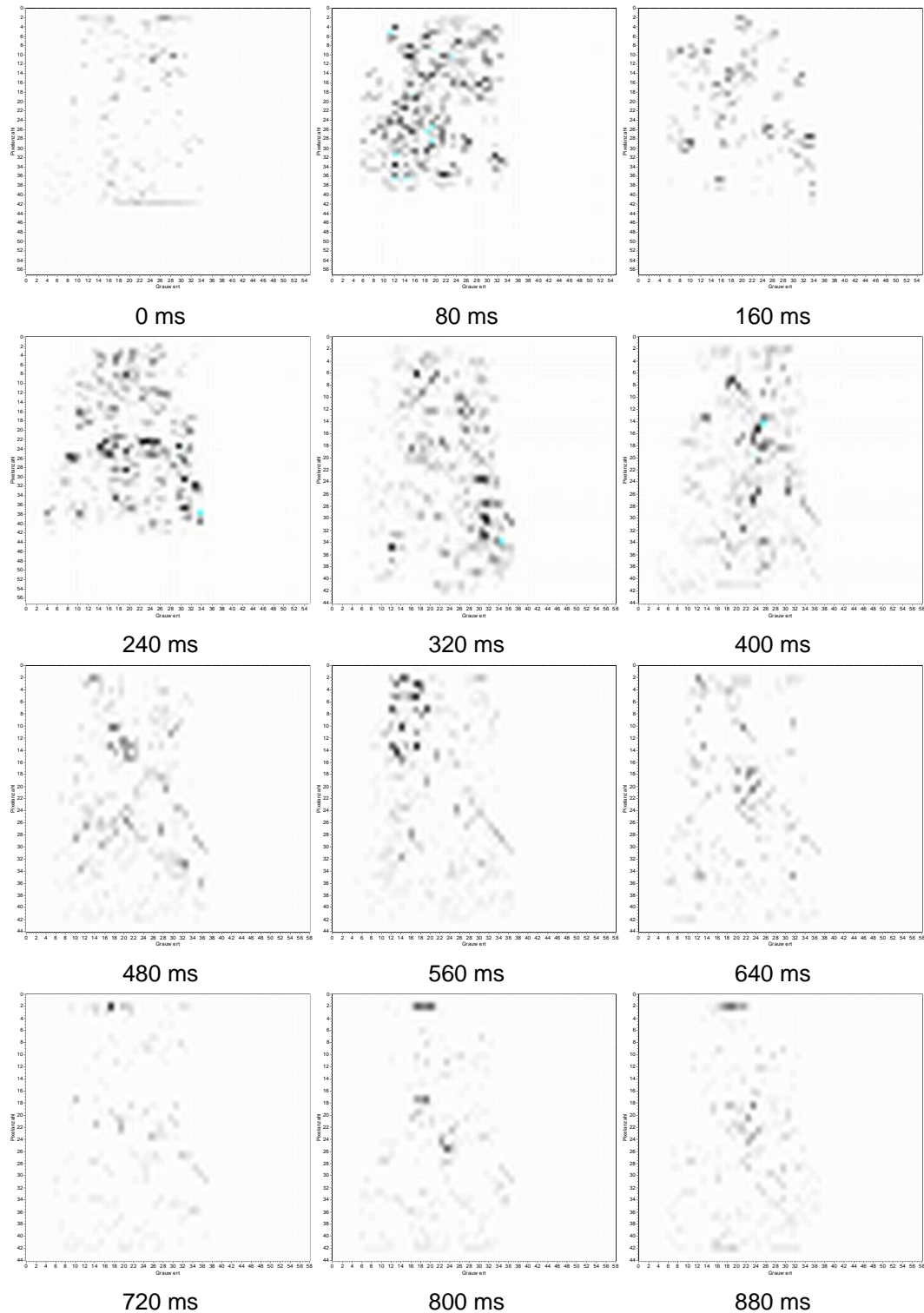


Abbildung 7.11: Gradientenfeld der Nachlaufströmung der Hall-Kaster Prothese. Es sind deutlich die größeren Gradienten während der größten Änderung des Flusses zu erkennen. Der Grad der Schwärzung ist ein Maß für die Stärke des Geschwindigkeitsgradienten.

### **Generelle Beurteilung der Nachlaufströmung**

Die in den vorangestellten Abbildungen dargestellten Beschreibungen und Aufnahmen der Nachlaufströmung der Hall-Kaster-Herzklappe sind jeweils Beispiele für eine typische Aufnahme / eine typische Auswertung einer Wiederholung. Aus Platzgründen können hier nicht alle ausgewerteten Videoaufnahmen dargestellt werden.

Die Nachlaufströmung der Hall-Kaster Prothese zeigt das aufgrund ihres Druckverlustes und ihrer Bauform zu erwartende Verhalten. Die Flüssigkeit prallt beim Auswurf gegen den relativ breiten Bereich der Kippscheibe und wird dadurch in die Richtung der Öffnung abgelenkt. Zusätzlich kommt es zu einem kleinen Nebenstromgebiet auf der gegenüberliegenden Seite der Hauptöffnung. Es lassen sich in der Systole sehr deutlich starke Verwirbelungen nach der Klappe erkennen. Während der Diastole sieht man aufgrund der nicht kompletten Abdichtung der Klappe im geschlossenen Zustand einen leichten Rückfluss.

### **Schädigung durch Nachlaufströmung**

Dadurch, dass die Hauptströmung durch die Kippscheibe einseitig und relativ stark abgelenkt wird, wird es bei dieser Form der Herzklappenprothese sehr wahrscheinlich zu einer Schädigung der Aortenwand im Bereich des Aufprallgebietes kommen. Durch die übermäßige Belastung der Gefäßwände kann es z.B. zu der Bildung eines Aneurysmas kommen (eine pathologische Erweiterung bzw. Erschlaffung der Gefäße).

Durch den eher schmalen Bereich für den Durchlass und die Umlenkung der Hauptströmung kommt es im Vergleich zu anderen Klappen auch zu stärkeren Geschwindigkeitsgradienten und Scherkräften, was zu einer stärkeren Schädigung der Blutbestandteile führt.

### **Totwasser-, Belüftungs- und Wirbelgebiete**

Aus den Videoaufnahmen und den verarbeiteten Aufnahmen lässt sich erkennen, dass es bei der Hall-Kaster Prothese anscheinend keine Totwassergebiete gibt. Während der Diastole werden annähernd alle Bereiche des Bulbus bewegt. Ebenfalls bilden sich keine stationären Wirbel, sondern die Abrisswirbel werden insgesamt durch die Hauptströmung mitgerissen.

Allerdings wird bei der Hall-Kaster-Prothese durch ihre sehr unsymmetrische Stromführung der abgewandte Bereich der Hauptöffnung während der Systole nur sehr ungenügend durchspült. Je nach Orientierung der Prothese kann es so z.B. zu einer zeitlich nicht normalen Durchblutung der Herzkranzgefäße kommen.

## 7.1.6 Analyse der Vorlaufströmung

### Verschiebeaufnahmen / Korrelation

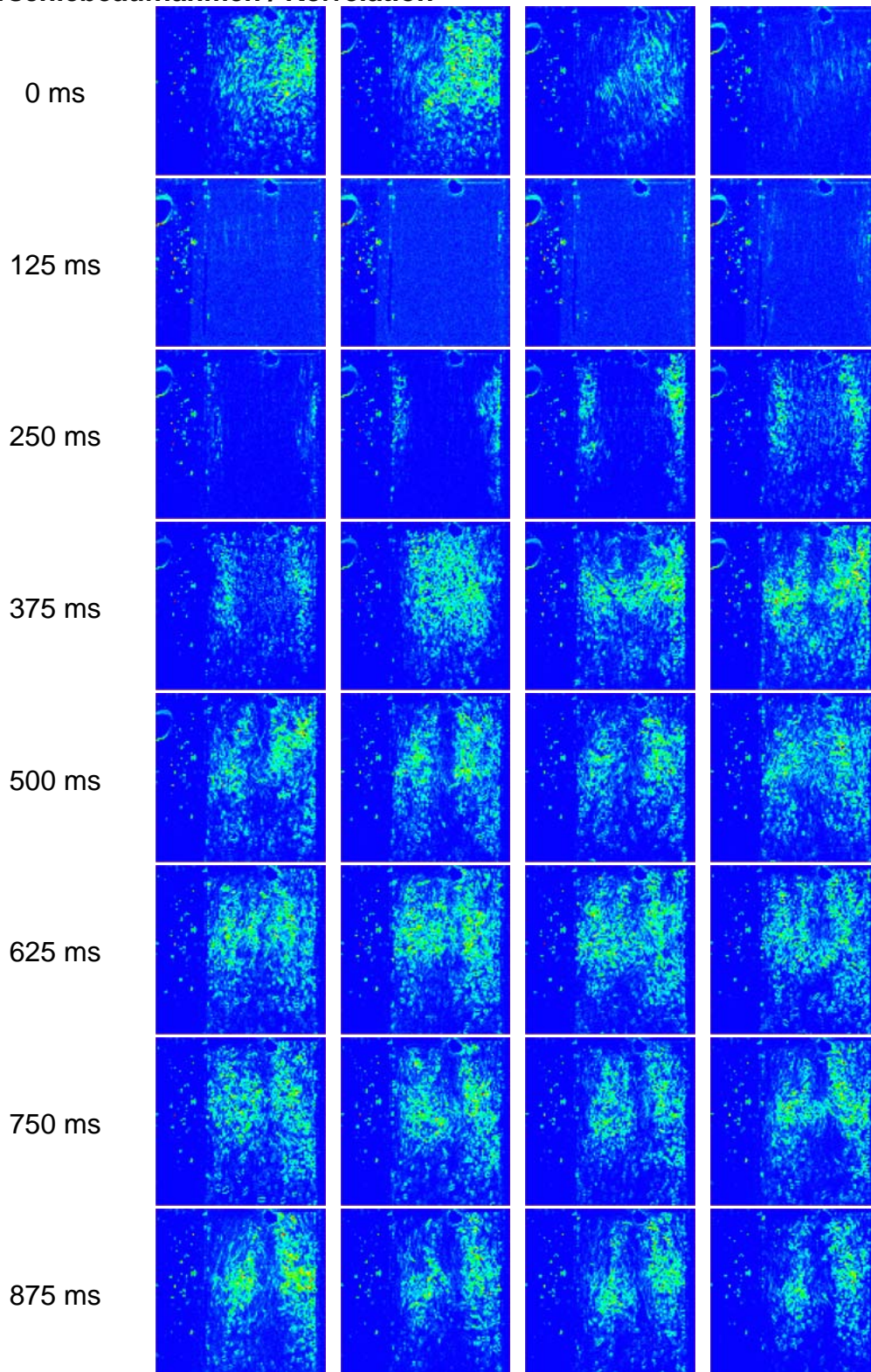


Abbildung 7.12: Turbulenzverhalten der Vorlaufströmung bei Hall-Kaster.



In den Aufnahmen zur Vorlaufströmung der Hall-Kaster Prothese, Abbildung 7.12, kann man sehr deutlich das Leck durch die mittige Bohrung in der Kippscheibe erkennen. Während der Diastole, nachdem die Klappe geschlossen ist, sieht man deutlich einen Stromfaden genau in der Mitte der Klappe. Man kann davon ausgehen, dass so bei dieser Klappe nicht nur eine erhebliche Blutschädigung durch die hohen Geschwindigkeitsgradienten, die starken Schließkräfte und die dadurch wahrscheinlich relativ starke Kavitation auftreten, sondern dass auch beim Rückfluss durch die sehr enge Öffnung starke Gradienten auftreten, die die Blutbestandteile zerstören können.

## 7.2 St. Jude

### 7.2.1 Druckverlauf

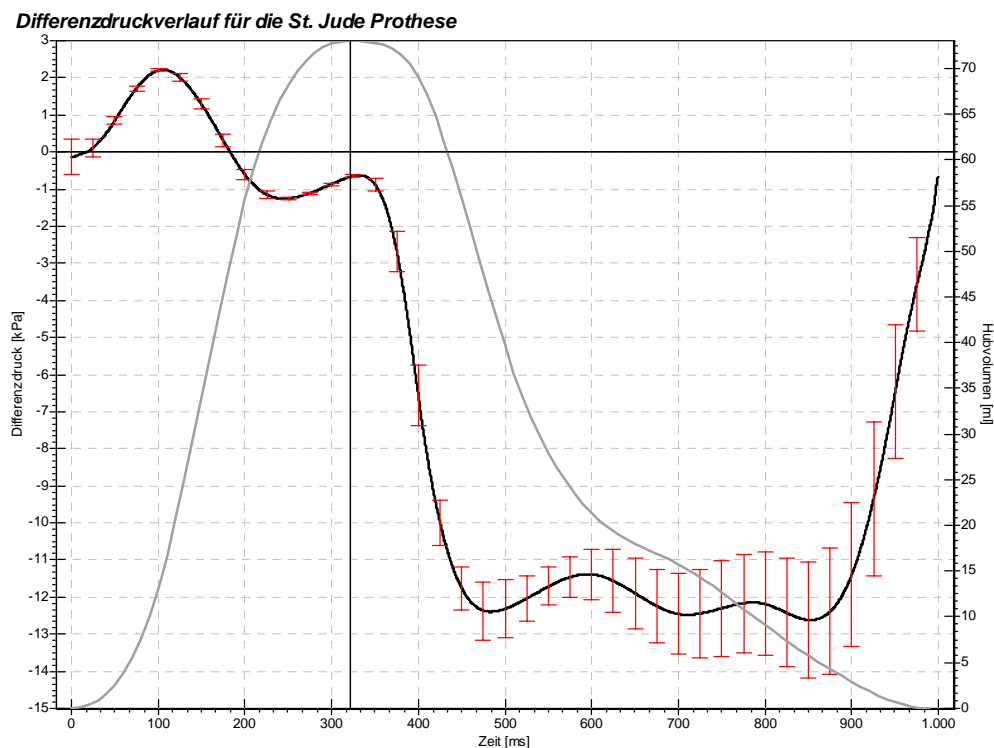


Abbildung 7.13: Differenzdruckverlauf für die St. Jude Herzklappenprothese. Die Standardabweichung ist rot als Fehlerbalken dargestellt. Grau hinterlegt ist für eine bessere Einordnung in den Zyklus das Auswurfvolumen des Hubkolbens.

#### Transvalvulärer Druckgradient

Aus dem oben dargestellten Druckverlauf kann man einen maximalen transvalvulären Druckgradienten in der Systole von 2220 Pascal bzw.

16,65 mmHG ablesen. Die St. Jude Prothese zeigt damit den geringsten Druckverlust bei den gemessenen mechanischen Herzklappenprothesen. Diese Beobachtung korreliert mit den Betrachtungen zur maximalen Öffnungsfläche und dem Performance Index.

Der diastolische Druckgradient sinkt auf einen mittleren Wert von -12002 Pascal. Auch bei dieser Klappenbauform wird nicht der volle Druckverlust von -15 kPa erreicht. Allerdings werden hier die besten Werte für die gemessenen mechanischen Prothesen erreicht. D.h. dass die St. Jude die in diesem Vergleich am besten dichtende Klappenprothese ist.

Sie zeigt außerdem ebenfalls ein sehr stabiles und wiederholbares Schließverhalten, da die Abweichung des diastolischen Differenzdrucks bei verschiedenen Wiederholungen relativ klein ist.

### Systolischer Energieverlust

Betrachtet man nur den Druckgradienten während der Systole, so lässt sich ein Energieverlust während der Auswurfphase von insgesamt 0,069 Joule ableiten.

Entsprechend dem sehr geringen Druckverlust und der relativ kurzen positiven Differenzdruckanteils ist auch die aufgrund der Prothese zusätzlich aufzuwendende Energie beim Auswurf des Volumens der kleinste Wert in den Messungen.

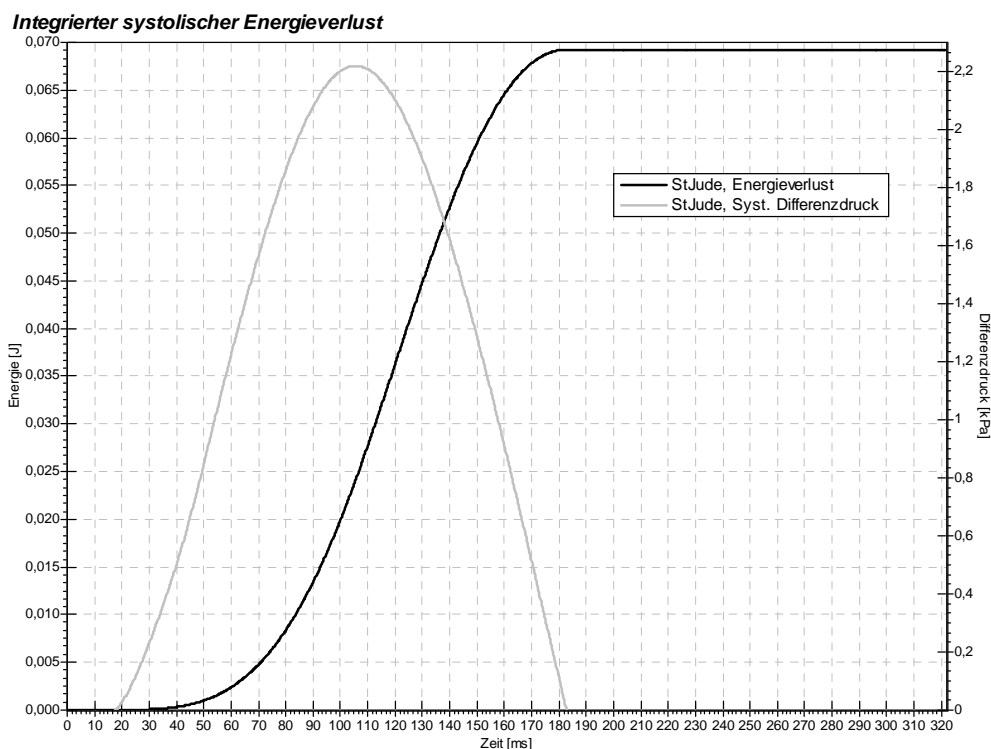


Abbildung 7.14: Darstellung des integrierten systolischen Energieverlustes der St. Jude Prothese während der Systole. Dargestellt sind nur die positiven Differenzdrücke.

## 7.2.2 Kraftverlauf

### Schließkraft

Der Signalverlauf der Kraftmessung zeigt für die Prothese eine maximale Schließkraft von 16,5 Newton aus dem hochpassgefilterten Signal. Die Kraft ist fast um den Faktor 2 kleiner als bei der Hall-Kaster Prothese. Dadurch, dass die beiden Flügel jeweils kürzer und auch leichter und die Wege zum Schließen kürzer sind, schlagen sie auch nicht so hart zu. Man sieht außerdem im Kraftsignal eine breitere Basis sowie teilweise 2 kurz hintereinander liegende Maxima. Dieses deckt sich mit der Bauweise mit 2 Flügeln.

Die generellen Kräfte, die auch längerfristig auf die Klappe wirken, zeigt das mit 20 Hz tiefpass gefilterte Signal mit einem Maximum, im Zeitraum der größten negativen Kolbengeschwindigkeit, von -1,68 Newton.

### Schließzeitpunkt

Aus dem Maximum des 400 Hz hochpassgefilterten Kraftsignals kann man den Schließzeitpunkt bei 395,85 ms ermitteln. Dabei sind das positive und negative Maximum direkt benachbarte Messpunkte, so dass der Zeitpunkt auch eindeutig zu bestimmen ist.

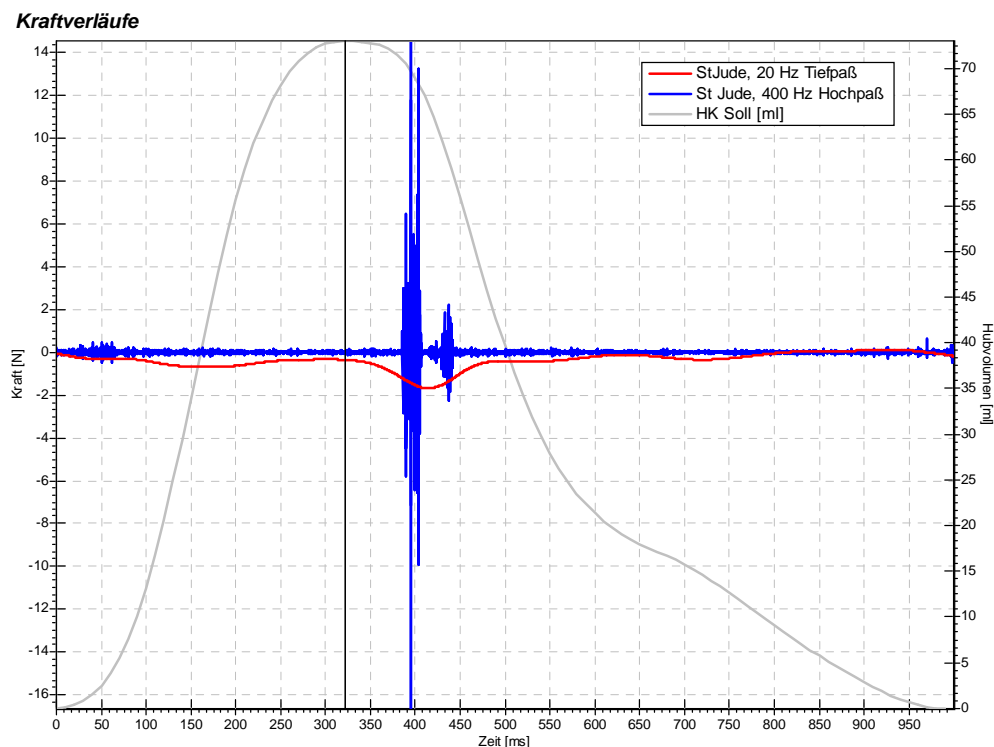


Abbildung 7.15: Verlauf des unterschiedlich gefilterten Kraftsignals der St. Jude Prothese während eines vollen Zyklus.



### 7.2.3 Verlauf der Öffnungsfläche

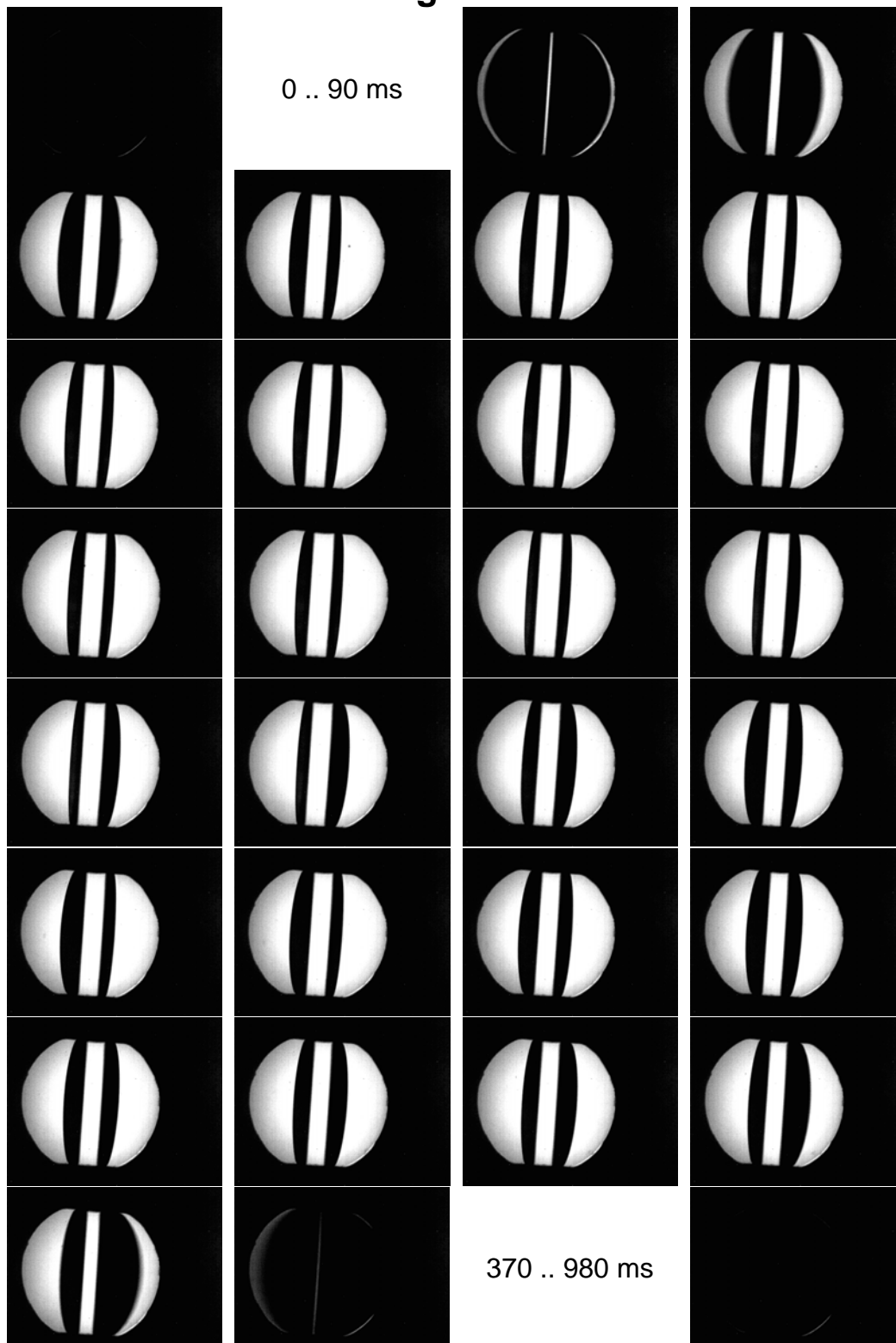


Abbildung 7.16: Typische Bildreihe zur Darstellung der Durchlichtaufnahmen eines Zyklus der St. Jude Prothese. In den Bildern die ausgelassen wurden, erfolgt keine signifikante Änderung der Öffnungsfläche.

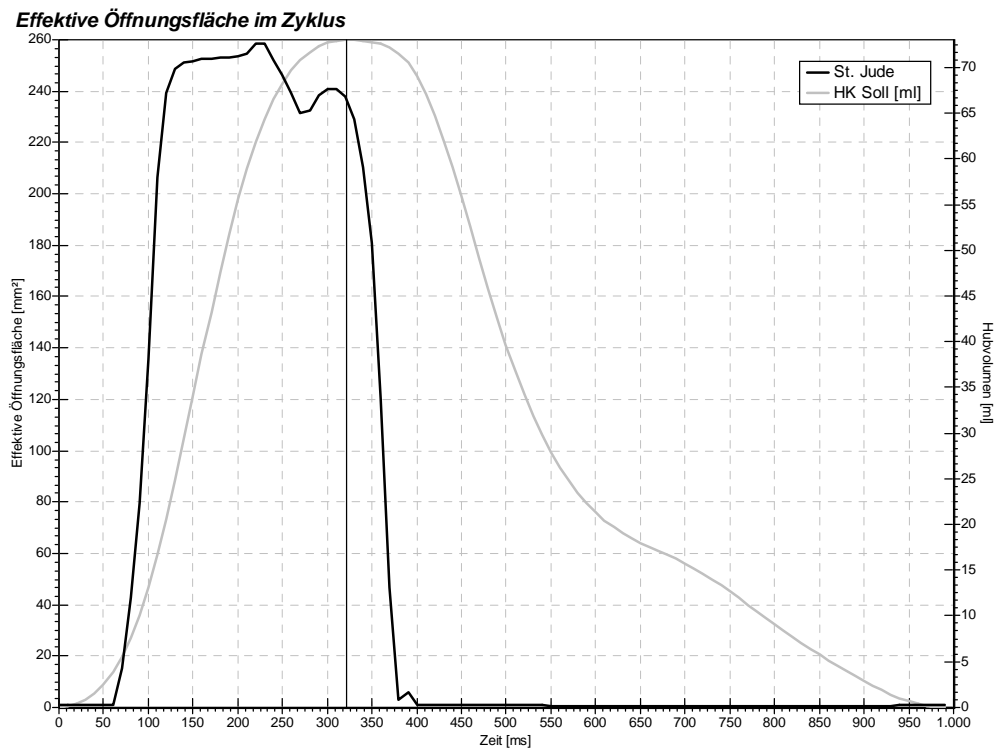


Abbildung 7.17: Zeitlich aufgelöste Darstellung der Öffnungsfläche, entsprechend der Bilderreihe in der vorherigen Abbildung.

In der Abbildung 7.16 ist ein typischer Verlauf der Öffnungsfläche in einem Zyklus der St. Jude Prothese dargestellt. Um eine bessere Übersicht zu erreichen, wurden Bilder, in denen sich keine signifikante Änderung der Öffnungsfläche ereignet, ausgelassen. Auch hier sieht man im geschlossenen Zustand ebenfalls die Leckfläche. Es wurde zudem eine Bildreihe dargestellt, aus der sich auch das asynchrone Schließen der beiden Klappenflügel erkennen lässt. In Abbildung 7.17 erkennt man aber auch, dass sich diese Asynchronität im Mittel ausgleicht.

### Öffnungsverhalten

Die Auswertung des Durchlichtsignals ergibt folgendes Öffnungsverhalten der Klappe:

Beginn der Öffnung	=	60 ms
Ende der Öffnung	=	130 ms
Dauer der Öffnung	=	70 ms
Zeitpunkt der maximalen Öffnung	=	220 ms
Dauer offen	=	190 ms

**Schließverhalten**

Beginn des Schließens	=	320 ms
Schließzeitpunkt	=	400 ms
Dauer des Schließens	=	80 ms
Dauer geschlossen	=	660 ms
Verhältnis Offen / Geschlossen	=	0,52

Der Wert des Schließzeitpunkts korreliert mit dem aus der Kraftmessung ermittelten Wert.

Die Öffnung der Klappenflügel beginnt früher als bei der Hall-Kaster Prothese und zeigt einen steileren Verlauf der Öffnung. Die Flügel können also schneller geöffnet und geschlossen werden, zeigen also ein besseres Folgeverhalten als Kippscheiben Prothesen.

Es ergibt sich dadurch auch ein besseres Verhältnis vom offenen zu geschlossenem Zustand, ohne die Öffnungsphase in die Diastole zu verschieben, also zu einem späten Schließzeitpunkt.

**Leckfläche**

Aus dem Durchlichtsignal kann während der Diastole wieder gezeigt werden, dass die Klappe eine stabile Leckfläche von 0,5 mm<sup>2</sup> aufweist.

**Insuffizienz**

Aus dem diastolischen Druckverlauf und der Leckfläche kann das Leckvolumen nach Toricelli, aus dem Druckverlauf zusammen mit den in der Leckraten-Messanlage gemessenen Werten kann das Leckvolumen empirisch errechnet werden.

Bei der St. Jude Prothese ergibt sich dabei ein Unterschied. Das integrierte Leckvolumen beträgt 6,02 ml (empirisch) bzw. 1,74 ml (Toricelli).

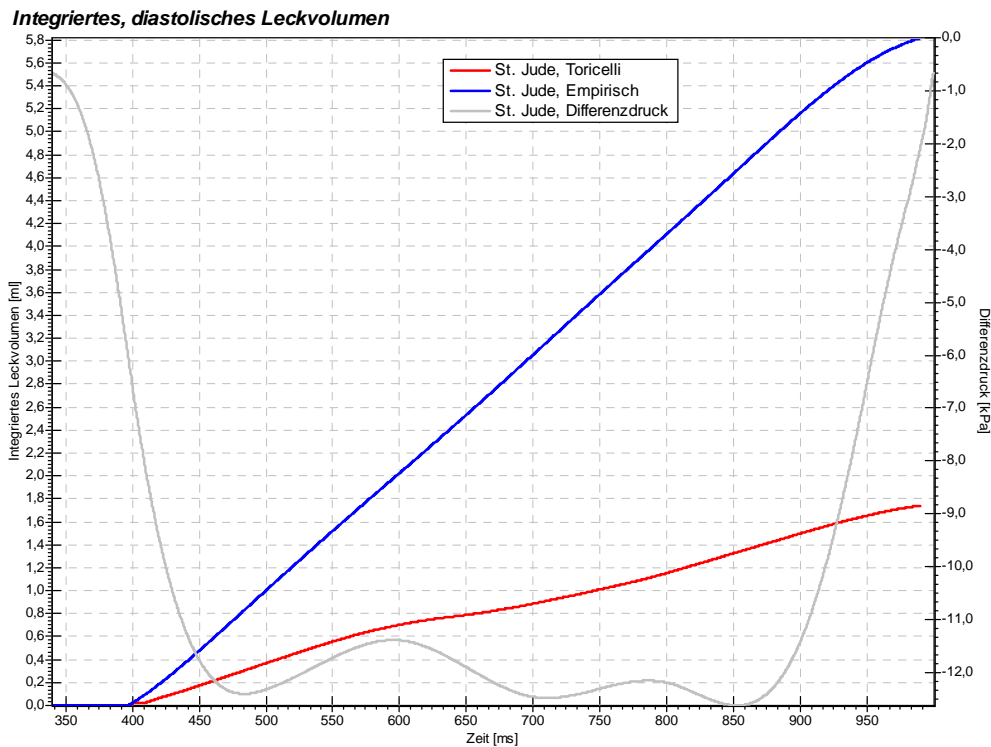


Abbildung 7.18: Darstellung des empirisch und nach Toricelli ermittelten diastolischen Leckvolumens der St. Jude Herzklappenprothese.

Dieser Unterschied lässt sich durch die Bauform und die Einschränkungen der Methode der Durchlichtaufnahmen erklären. Es wird hierbei der aus den empirischen Daten ermittelte Wert für das Leckvolumen als korrekt angenommen. Zum einen wird das Leckvolumen bei einer zweiflügeligen Klappenbauform aufgrund von mehr Freiheitsgraden und größeren Spalt- und Kantlängen größer ausfallen als bei einer einflügeligen Art.

Zum anderen liegen die Flügel bei der St. Jude am Rand nicht auf, so wie die Scheibe bei der Hall-Kaster. Leider lässt sich dieses Leck aber durch die Geometrie der Klappe in den Durchlichtaufnahmen nicht erkennen. Somit kommt es also zu einer fehlerhaften Bestimmung der Leckfläche im geschlossenen Zustand.

### 7.2.4 Abgeleitete Parameter

#### Schließvolumen

Nach demselben Prinzip der zueinander ins Verhältnis gesetzten Öffnungsflächen von Drossel und Klappe, wie schon im gleichen Abschnitt bei der Hall-Kaster und in Kapitel 5 beschrieben, wurde das Schließvolumen der St. Jude Prothese errechnet.

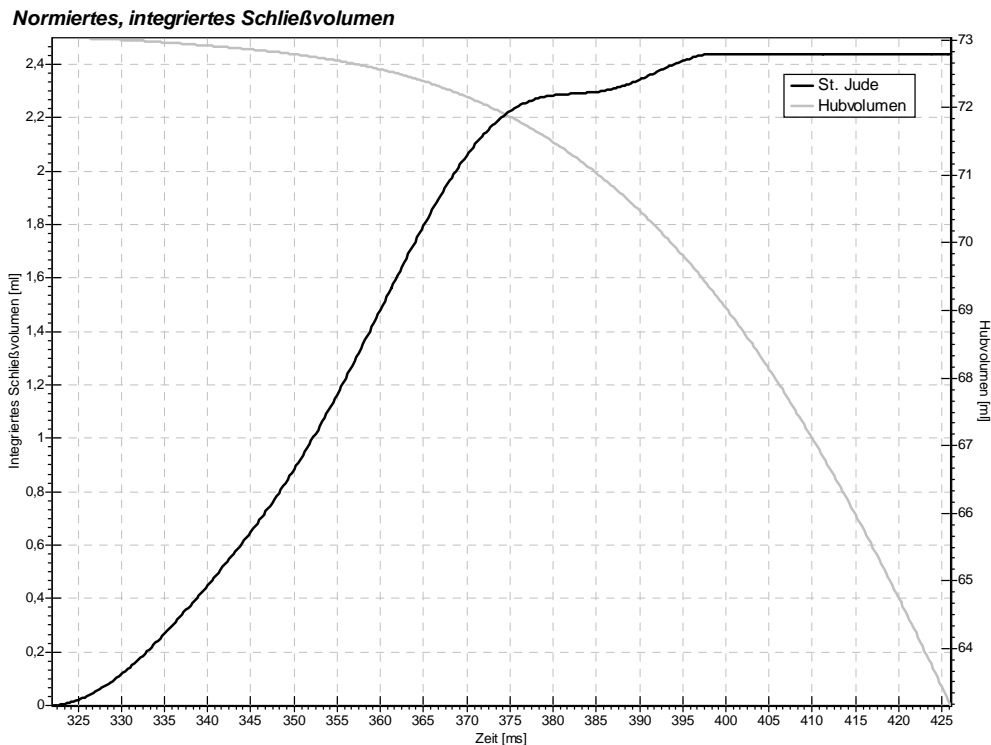


Abbildung 7.19: Aus der in Bezug auf die Drosselöffnung normierten Restöffnungsfläche der Herzklappe beim Schließen und dem negativen Volumenhub integriertes Schließvolumen der St. Jude Prothese.

Das normierte Schließvolumen beträgt somit bei der St. Jude 2,44 ml.

### Regurgitation

Der gesamte Rückfluss besteht aus dem Schließvolumen addiert mit dem Leckvolumen und beträgt somit 8,46 ml pro Zyklus.

### Gesamtenergieverlust

Mit dem gesamten Rückflussvolumen lässt sich bei einem Auswurfvolumen von 73,03 ml ein effektives Auswurfvolumen von 64,57 ml ermitteln. Daraus ergibt sich ein Gesamtenergieverlust für einen Zyklus ein Wert von 0,078 Joule.

### Performance Index

Aus der maximalen Effektiven Öffnungsfläche und der prinzipiellen Gesamtfläche der Klappenprothese lässt sich der Performance Index ausrechnen. Er ist ein Gütemaß für das Konstruktionsprinzip. Bei der St. Jude-Klappe hat der Index den höchsten Wert von

$$PI_{St.Jude} = \frac{258,7 \text{ mm}^2}{330,1 \text{ mm}^2} = 0,78 \quad (7.2)$$

## 7.2.5 Analyse der Nachlaufströmung

### Verschiebeaufnahmen / Korrelation

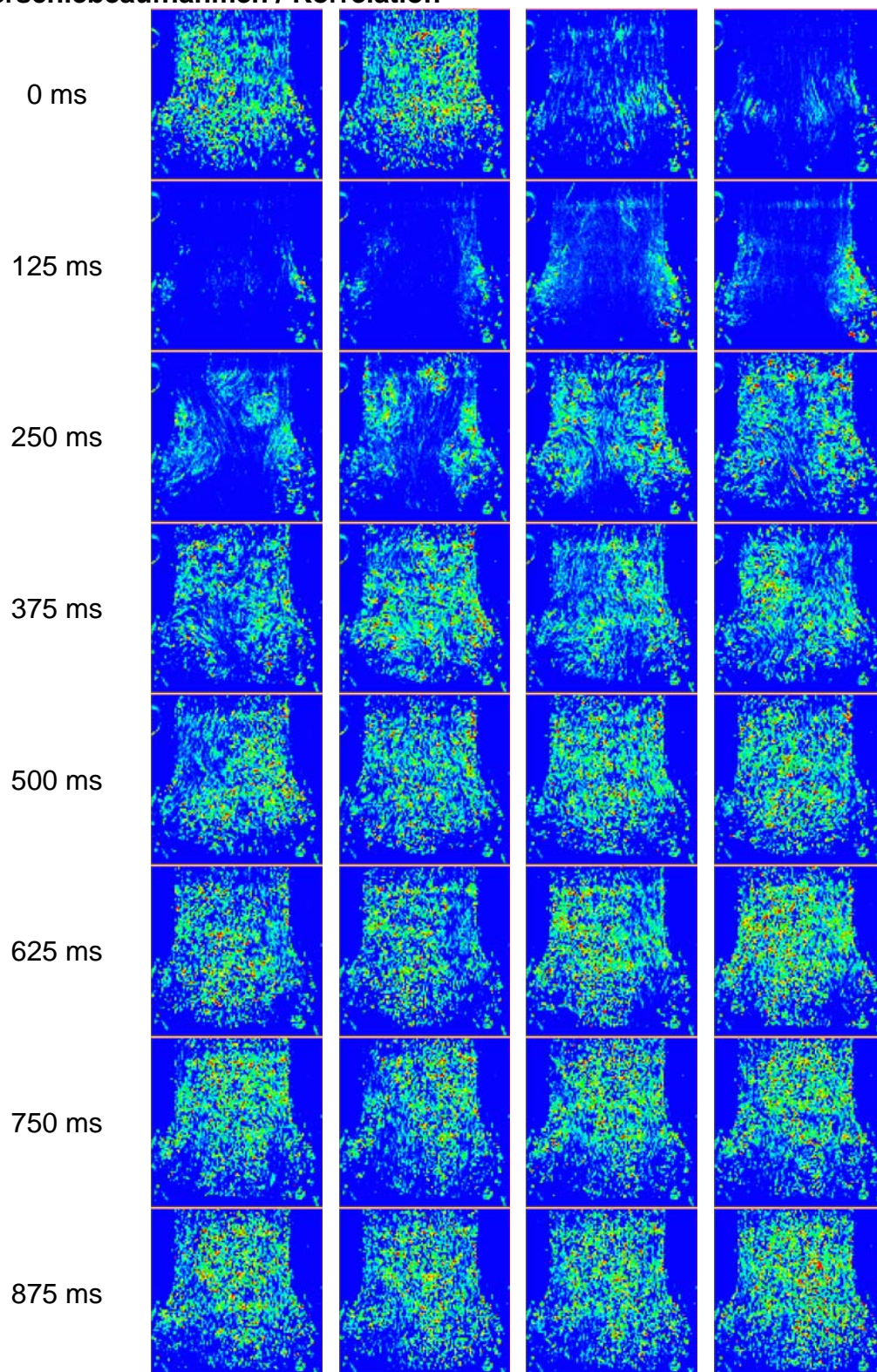


Abbildung 7.20: Turbulenzverlauf der Nachlaufströmung der St. Jude Prothese.



## PIV-Aufnahmen

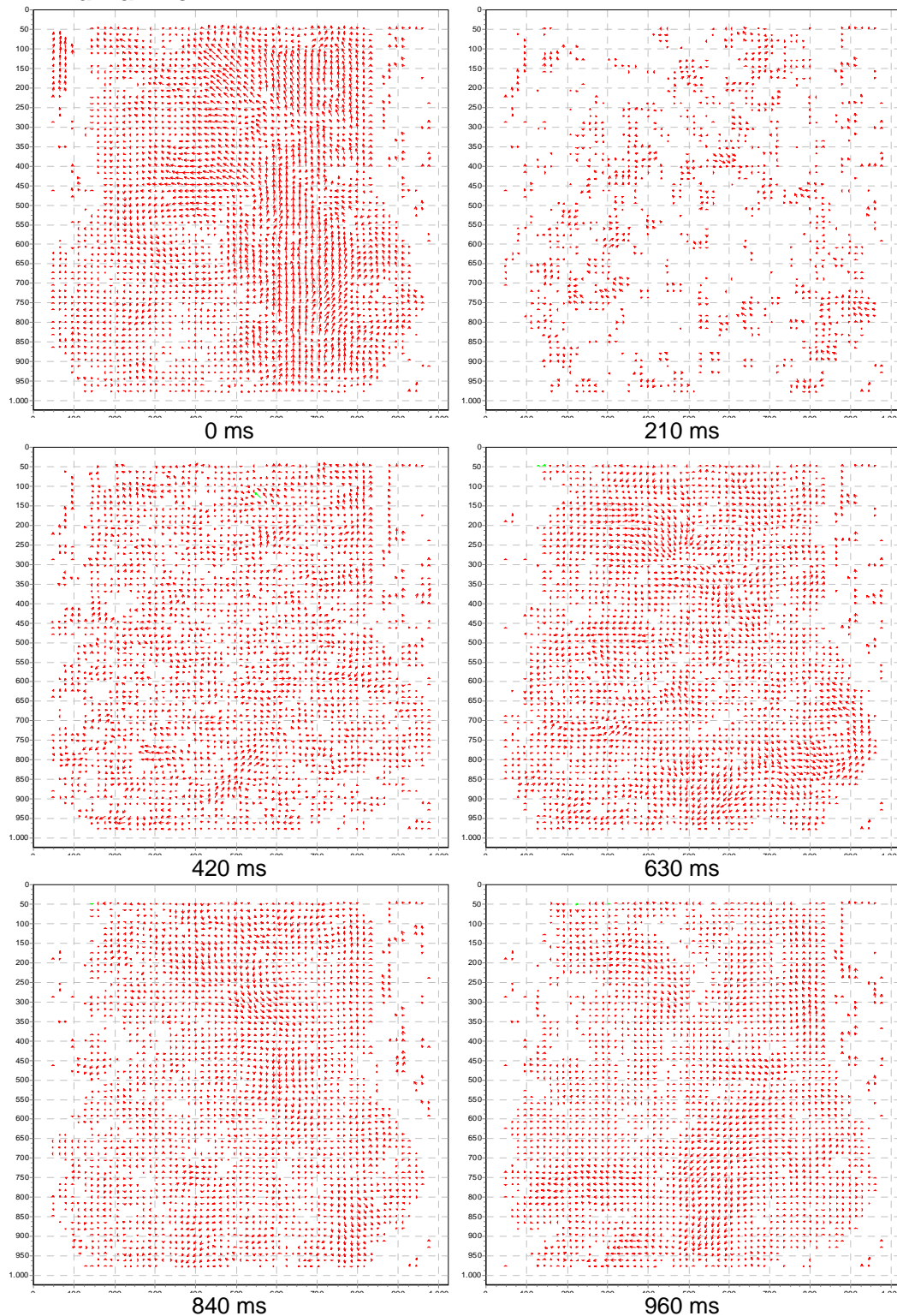


Abbildung 7.21: Auswahl von PIV-Aufnahmen der Nachlaufströmung der St. Jude Prothese. Bei 210ms erkennt man die Grenzen des experimentellen Aufbaus, da die Strömungsgeschwindigkeiten eine korrekte Auswertung verhindern.

Querabweichung / Rotation

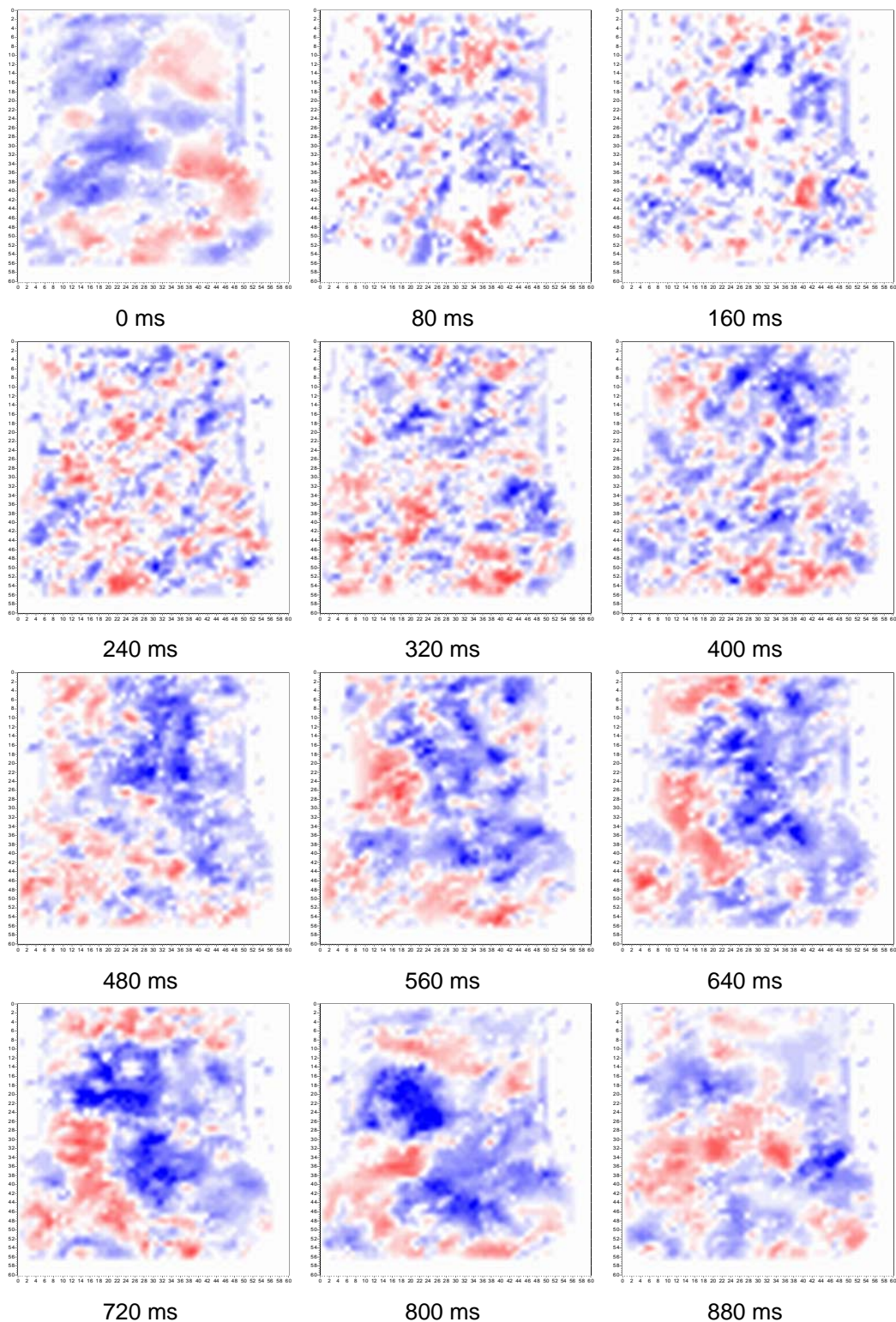


Abbildung 7.22: Darstellung der Querabweichung der Nachlaufströmung der St. Jude-Prothese. Man erkennt deutlich verschiedene Wirbelbereiche über den Bulbus verteilt.



## Gradient

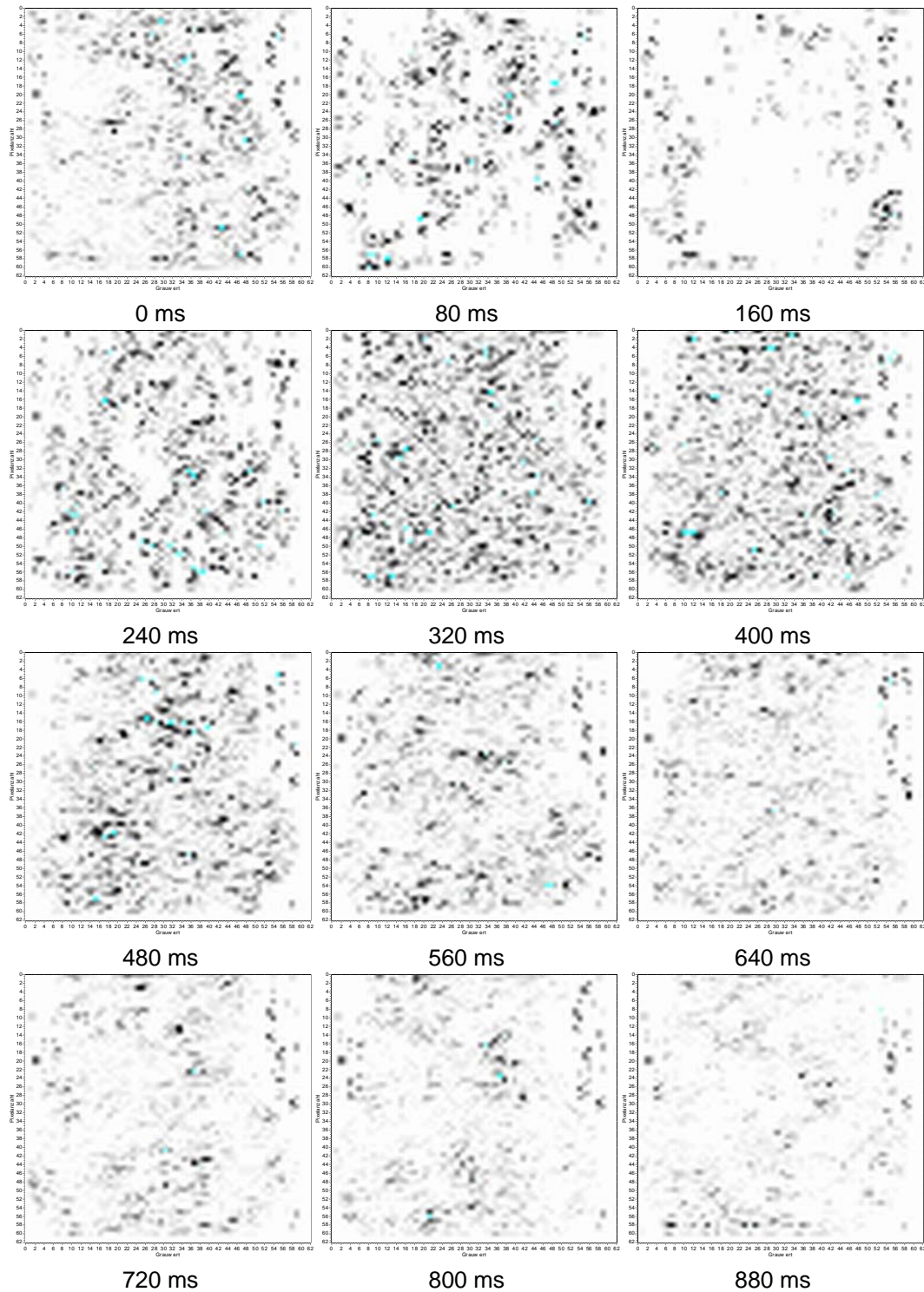


Abbildung 7.23: Aus den PIV-Aufnahmen errechnetes Gradientenfeld der Nachlaufströmung der St. Jude Prothese während eines Zyklus. Es sind deutlich die größeren Gradienten während der größten Änderung des Flusses während Systole und Beginn der Diastole zu erkennen.

### **Generelle Beurteilung der Nachlaufströmung**

Die in den vorangestellten Abbildungen dargestellten Beschreibungen und Aufnahmen der Nachlaufströmung der St. Jude Herzklappe sind jeweils Beispiele für eine typische Aufnahme / eine typische Auswertung einer Wiederholung. Aus Platzgründen können hier nicht alle ausgewerteten Videoaufnahmen dargestellt werden.

Für alle PIV Aufnahmen und die aus ihnen abgeleiteten Größen sei nochmal auf die ungenügende Funktion der PIV bei zu schnellen Strömungsgeschwindigkeiten in der Systole hingewiesen.

Die Nachlaufströmung der St. Jude Prothese zeigt im Vergleich die Nachlaufströmung mit der geringsten Verwirbelung in der Systole. Die ausgeworfene Flüssigkeit prallt hier nicht wie bei Einscheiben-Prothesen gegen eine große schräg gestellte Scheibe, sondern wird nur durch zwei schmale Querbalken, den Stirnflächen der offenen Flügel, eingeschränkt. Allerdings ist die Strömung nicht radial konsistent, sondern je nach Orientierung der Klappe im Vergleich zur Ebene des beleuchtenden Laserschnitts zeigt sich eine größere Verwirbelung zum Rand hin. In der beispielhaft ausgesuchten Bildfolge ist die Orientierung so gewählt, dass die Lichtschnitt-Ebene senkrecht auf den Drehachsen der Klappenflügel steht.

Im Vergleich von verschiedenen Wiederholungen zeigt die St. Jude Prothese den reproduzierbarsten Verlauf der Verwirbelung hinter der Herzklappe. Zum einen hat sie weniger Freiheitsgrade als die dreiflügeligen Varianten, zum anderen bilden sich wesentlich weniger Verwirbelungen als bei Einscheiben Varianten.

### **Schädigung durch Nachlaufströmung**

Da die Hauptströmung bei der St. Jude Bauform nicht in eine bestimmte Richtung abgelenkt wird, findet nach ihrem Einsatz auch im allgemeinen keine Schädigung der Aortenwände auf. Allerdings gehen, wie schon weiter oben erwähnt, die Stirnseiten der offenen Klappenflügel direkt durch das Gebiet der Hauptströmungsgeschwindigkeit. Die Ergebnisse der LDA Messungen in der Arbeit von [Gries] bestätigen, dass dort, allerdings in sehr engen Bereichen, ein partiell sehr hoher Gradient auftritt.

### **Totwasser-, Belüftungs- und Wirbelgebiete**

Aus den Videoaufnahmen und den verarbeiteten Aufnahmen lässt sich erkennen, dass es auch bei dieser Prothese anscheinend keine wirklichen Totwassergebiete gibt. Zumindest während der Diastole werden annähernd alle Bereiche der Flüssigkeit im Bulbus bewegt.

Allerdings bilden sich bei der St. Jude Prothese eher stationäre Wirbel während der Systole in den Bereichen der Bulben. Insgesamt zeigt die Klappe aber eine geringere Verwirbelung und geringere Gradienten.

## 7.2.6 Analyse der Vorlaufströmung

### Verschiebeaufnahmen / Korrelation

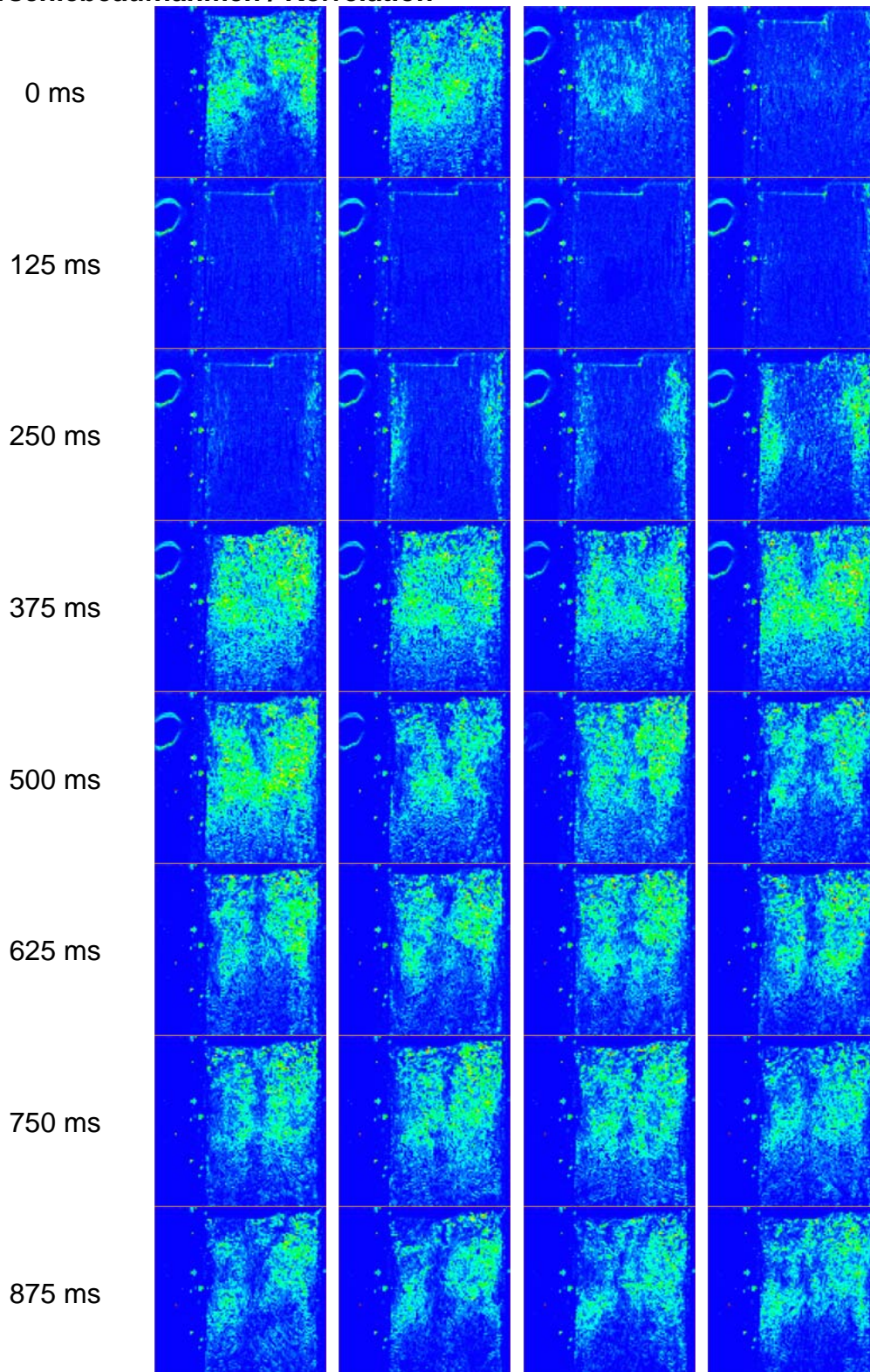


Abbildung 7.24: Turbulenzverhalten der Vorlaufströmung der St. Jude Klappe.

Aus den Aufnahmen in Abbildung 7.24 kann man während der Diastole, nachdem die Klappe geschlossen ist, ebenfalls einen Stromfaden genau in der Mitte der Klappe erkennen. Dieses ist ein Hinweis auf das Leck durch den Spalt zwischen den beiden Flügelhälften. Außerdem sieht man ebenfalls Bereiche der Rückströmung an den Rändern des Rohres zur Anströmung. Das deckt sich mit den Erklärungen zum Fehler bei der Ermittlung des Leckvolumens durch die Durchlichtaufnahmen und zeigt, dass es bei der St. Jude Prothese auch zwischen Ring und geschlossenem Flügel zu einem Leck kommt.

### 7.3 Tricumed 4

#### 7.3.1 Druckverlauf

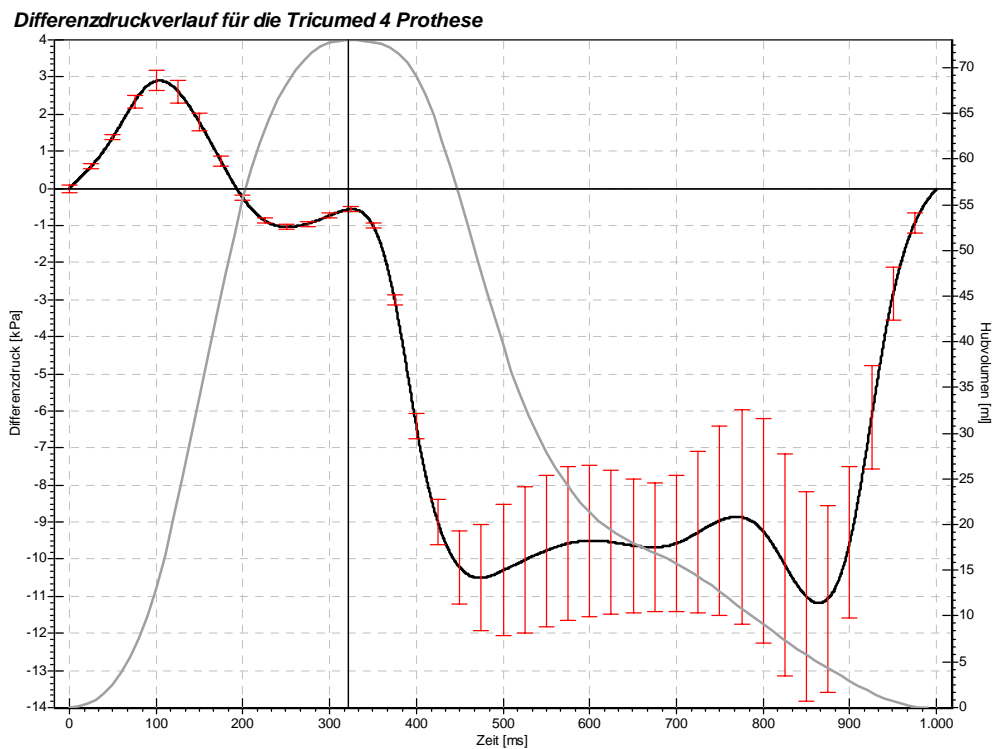


Abbildung 7.25: Differenzdruckverlauf für die Tricumed Herzklappenprothese. Die Standardabweichung ist rot als Fehlerbalken dargestellt. Grau hinterlegt ist für eine bessere Einordnung in den Zyklus das Auswurfvolumen des Hubkolbens.

#### Transvalvulärer Druckgradient

Aus dem oben dargestellten Druckverlauf kann man einen maximalen transvalvulären Druckgradienten in der Systole von 2906 Pascal bzw. 21,78 mmHG ablesen.



Unerwarteter Weise und entgegen den Messungen von Klappen derselben Bauart in konstanter Anströmung in vorherigen Arbeiten, ist der maximale Druckverlust beim Auswurf der Flüssigkeit beim dreiflügeligen Tricumed Prototypen 4 sogar höher als bei der Hall-Kaster Prothese. Erklären lässt sich dieser Umstand mit einer relativ geringen Effektiven Öffnungsfläche durch nicht vollständig freigleitende und deshalb nicht vollständig öffnende Klappenflügel. Bei den in dieser Arbeit vermessenen letzten Prototypen, der schon im Spritzgussverfahren und nicht als Einzelstück in Handarbeit hergestellt wurde, ist die Bewegungsmöglichkeit der Flügel anscheinend doch ziemlich erschwert. Abhilfe kann hier zum einen die Optimierung der Herstellungsverfahren sowie die Neuentwicklung der Flügellager bringen.

Der diastolische Druckgradient sinkt auf einen mittleren Wert von -9620 Pascal, den kleinsten Wert bei den vermessenen Klappen.

Wie schon aus den Durchlichtaufnahmen zu ersehen, hat der Prototyp, aus den schon im vorigen Absatz genannten Gründen, eine erhebliche Leckfläche durch ein sehr großes Spaltmaß im geschlossenen Zustand. Deshalb sinkt der diastolische Differenzdruck, bei dem gleichen Volumenverlauf wie bei den anderen Messungen, auf einen geringeren Wert als bei den anderen Klappen.

Die größeren Unterschiede im diastolischen Differenzdruck zwischen einzelnen Wiederholungen, dargestellt durch die roten Fehlerbalken, sind eine Folge der größeren Freiheitsgrade beim Schließen der Klappe aufgrund der vielen Flügel und deren Aufhängung im Klappenring. Je nachdem wie die Flügel zu liegen kommen, ergibt sich auch eine mehr oder weniger große Leckfläche. Entsprechend bricht der Differenzdruck auch unterschiedlich stark zusammen.

### **Systolischer Energieverlust**

Betrachtet man nur den Druckgradienten während der Systole, so lässt sich ein Energieverlust während der Auswurfphase von insgesamt 0,097 Joule ableiten.

Bei der Betrachtung des durch die Klappenprothese auftretenden zusätzlichen Energieverlustes beim Auswerfen der Flüssigkeit relativiert sich der hohe maximale Differenzdruck. Die Tricumed Klappe zeigt einen geringeren Energieverlust als die Hall-Kaster Prothese.

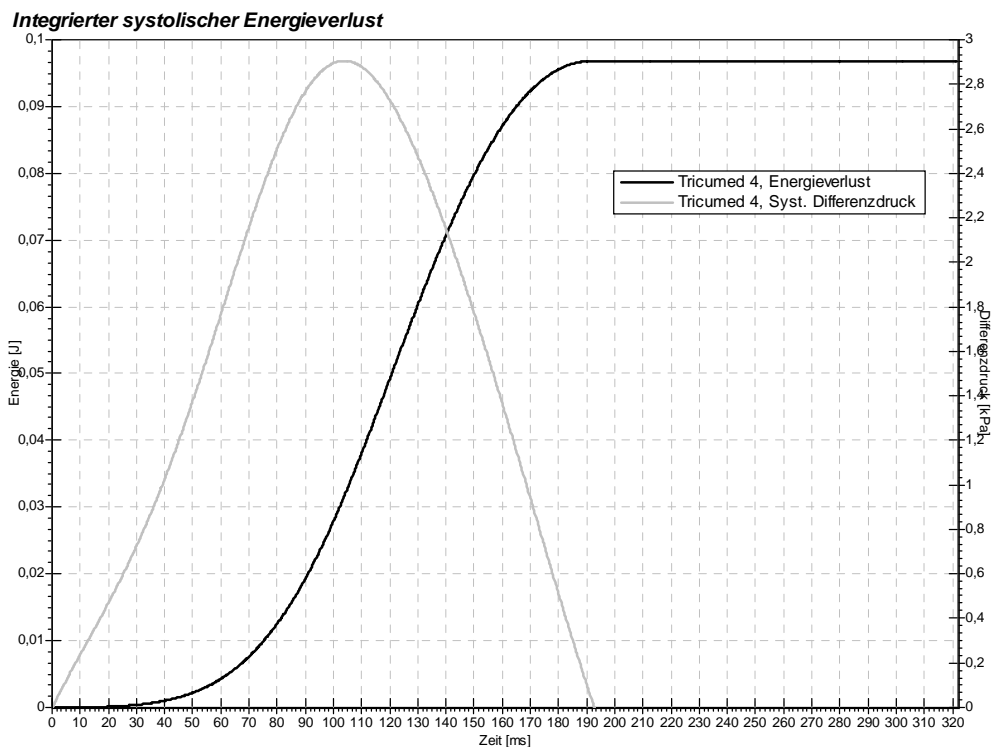


Abbildung 7.26: Darstellung des integrierten systolischen Energieverlustes der dreiflügeligen Tricomed Prothese während eines Zyklus. Dargestellt ist nur die Systole mit den positiven Differenzdrücken.

### 7.3.2 Kraftverlauf

#### Schließkraft

Der Signalverlauf der Kraftmessung zeigt für die Prothese eine maximale Schließkraft von 8,18 Newton aus dem hochpass gefilterten Signal. Dies ist noch einmal um den Faktor 2 niedriger als bei der St. Jude Prothese, also gut ein Viertel der Kraft bei der Hall-Kaster Klappe. Da bei dem Prototypen die Flügel auch noch wesentlich kürzer sind als bei der St. Jude und sie durch ihre Aufhängung einen kürzeren Weg beim Zuklappen zurücklegen müssen, schlagen sie dementsprechend sanfter zu. Außerdem sieht man eine noch weitergehende Verbreiterung der Signale zum Zeitpunkt des Klappenschlusses. In den Signalen lassen sich sogar zum Teil die Schließsignale der einzelnen Flügel beobachten. Die generellen Kräfte, die auch längerfristig auf die Klappe wirken, zeigt das mit 20 Hz tiefpassgefilterte Signal mit einem Maximum, im Zeitraum der größten negativen Kolbengeschwindigkeit, von -0,68 Newton, also auch hier einem Bruchteil der anderen Klappen. Sie zeigt dabei in der Systole eine geringere Kraft, begründet durch die freie Mittelströmung. Ebenfalls in der Diastole zeigt die Klappe eine geringere Kraft als bei den

anderen Klappen, dies liegt in der großen Undichtigkeit der Klappe begründet.

### Schließzeitpunkt

Aus dem Maximum des 400 Hz hochpassgefilterten Kraftsignal kann man den Schließzeitpunkt bei 421,4 ms ermitteln. Dabei sind das positive und negative Maximum direkt benachbarte Messpunkte, so dass der Zeitpunkt auch eindeutig zu bestimmen ist.

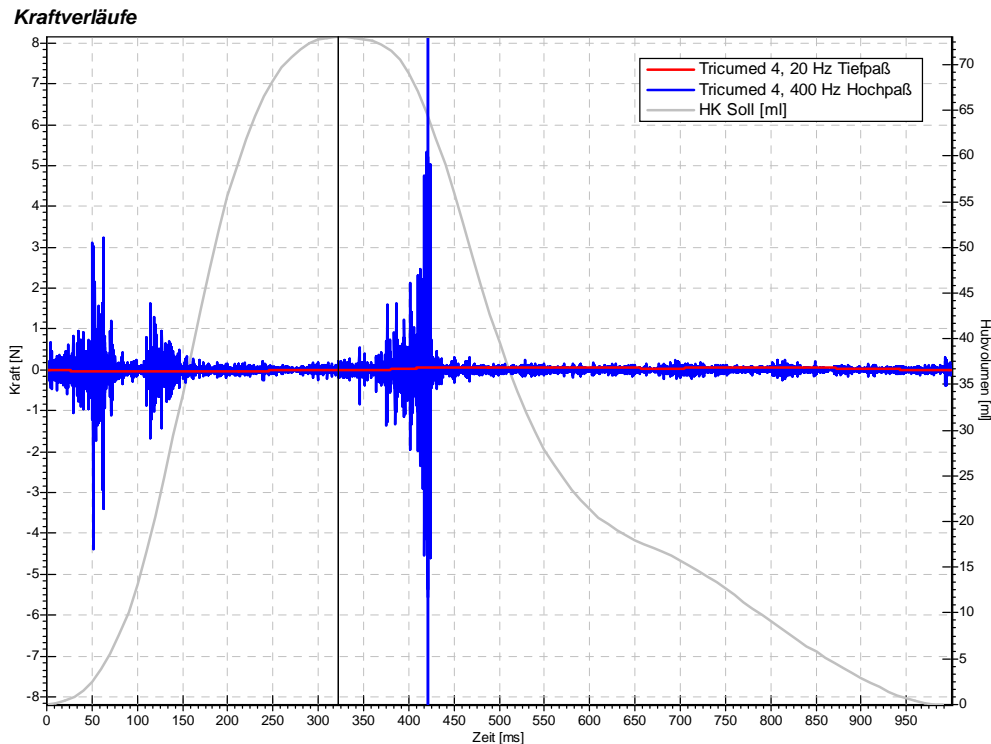


Abbildung 7.27: Verlauf des unterschiedlich gefilterten Kraftsignals der Tricumed Prothese während eines vollen Zyklus.

### 7.3.3 Verlauf der Öffnungsfläche

In der folgenden Abbildungsreihe ist ein typischer Verlauf der Öffnungsfläche in einem Zyklus der Tricumed Prothese dargestellt. Um eine bessere Übersicht zu erreichen, wurden Bilder, in denen sich keine signifikante Änderung der Öffnungsfläche ereignet, ausgelassen. Auch hier sieht man im geschlossenen Zustand ebenfalls die Leckfläche. Es lässt sich auch hier das asynchrone Schließen der Klappenflügel erkennen. In Abbildung 7.28 erkennt man, dass sich zum Schließzeitpunkt die Asynchronität nicht mehr ausmittelt, sondern anscheinend ein gewisses Zurückschwingen der Flügel stattfindet.

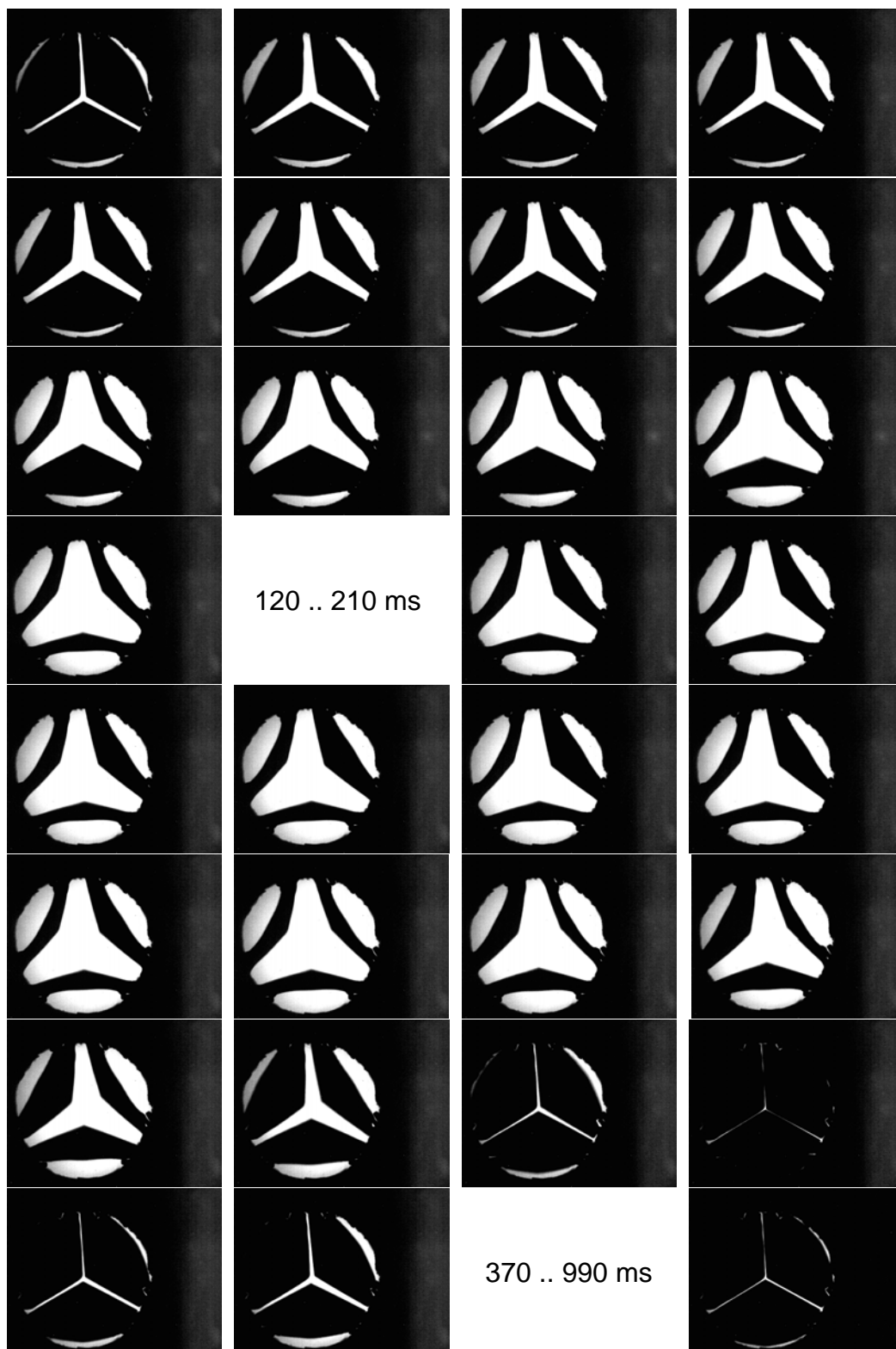


Abbildung 7.28: Durchlichtaufnahmen der Tricomed 4 Prototypen Prothese. In den ausgelassenen Bildern erfolgt keine Änderung der Öffnungsfläche.



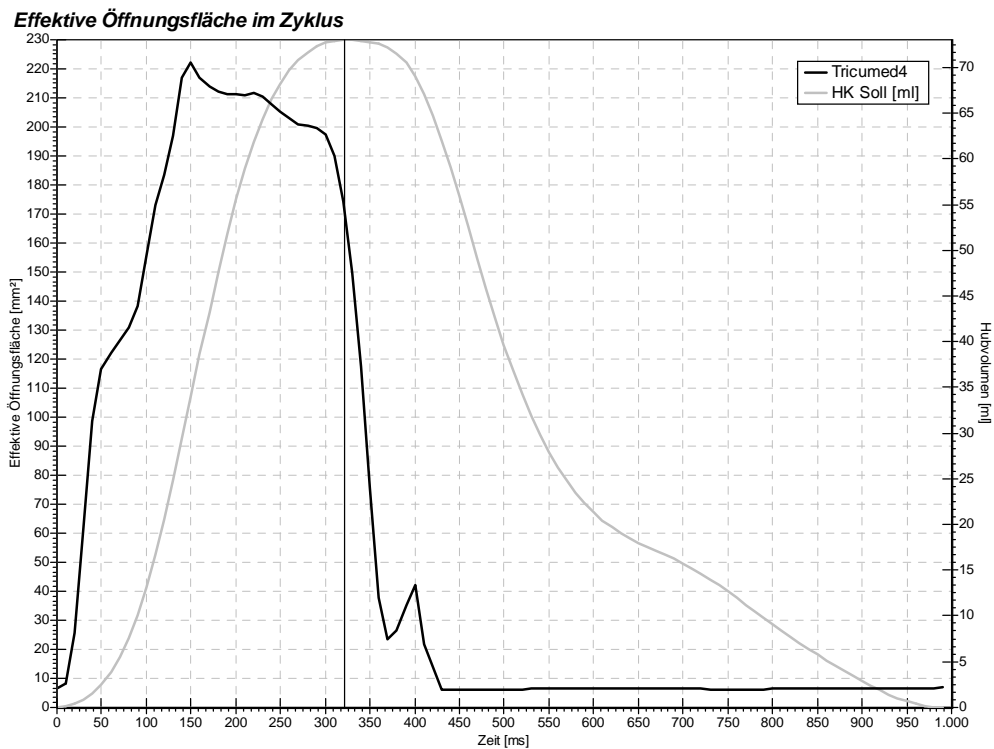


Abbildung 7.29: Zeitlich aufgelöste Darstellung der Öffnungsfläche, entsprechend der Bilderreihe in der vorherigen Abbildung.

### Öffnungsverhalten

Die Auswertung des Durchlichtsignals ergibt folgendes Öffnungsverhalten der Klappe:

Beginn der Öffnung	=	10 ms
Ende der Öffnung	=	140 ms
Dauer der Öffnung	=	130 ms
Zeitpunkt der maximalen Öffnung	=	150 ms
Dauer offen	=	170 ms

### Schließverhalten

Beginn des Schließens	=	310 ms
Schließzeitpunkt	=	430 ms
Dauer des Schließens	=	120 ms
Dauer geschlossen	=	580 ms

Verhältnis Offen / Geschlossen	=	0,72
--------------------------------	---	------

Der Wert des Schließzeitpunkts korreliert mit dem aus der Kraftmessung ermittelten Wert.

Durch die sehr leichten Flügel beginnt die Öffnung der Tricumed 4 Prothese nahezu sofort, sobald der Kolben mit dem Hub beginnt. Man sieht auch ein sehr exaktes Folgeverhalten entsprechend der Kolbengeschwindigkeit beim Öffnen und beim Schließen, wodurch sich gewisse Stufen in den Signalfanken ergeben. Durch die lange und leichte Öffnung der Klappenprothese wird es beim Auswurf des Blutes zu einer geringeren Belastung und somit zu einer geringeren Schädigung kommen. Entsprechend den Zeiten ist bei dieser Art der Klappe das Verhältnis von offenen zu geschlossenen Zeiträumen der höchste Wert bei den gemessenen Klappen.

### Leckfläche

Ebenfalls aus dem Durchlichtsignal kann während der Diastole gezeigt werden, dass die Klappe eine Leckfläche von  $6,45 \text{ mm}^2$  aufweist. Hierbei ist diese aber nicht so stabil wie bei den anderen Klappen. Dies lässt sich durch die sehr leichten und beweglichen Flügel mit vielen Freiheitsgraden erklären.

### Insuffizienz

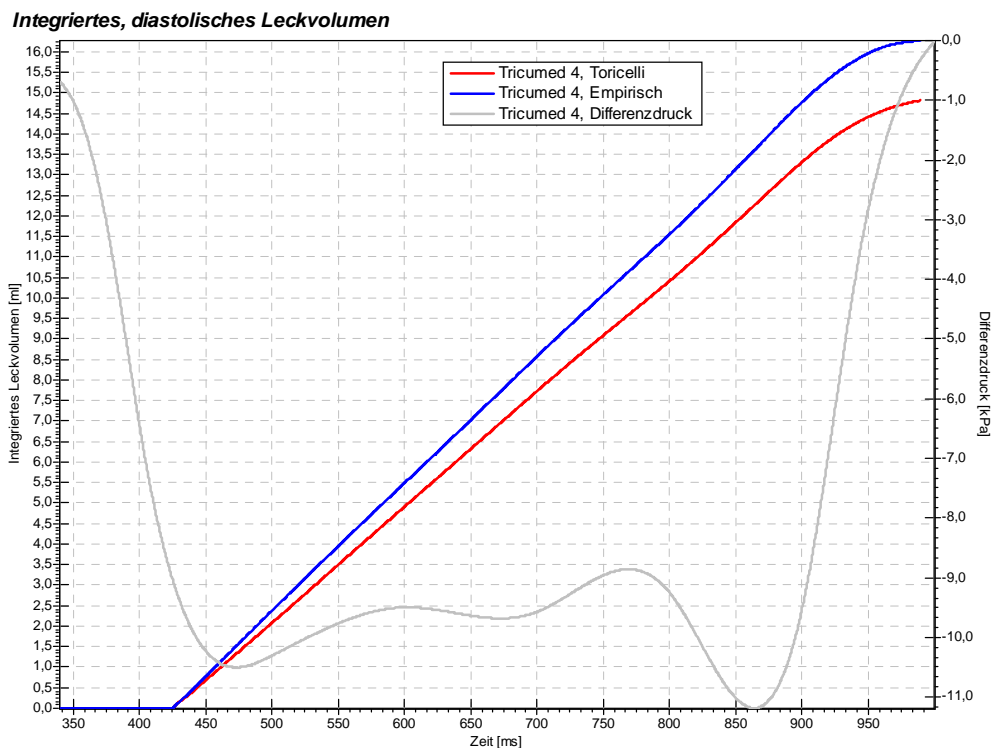


Abbildung 7.30: Darstellung des empirisch und nach Toricelli ermittelten diastolischen Leckvolumens der Tricumed 4 Herzklappenprothese.

Aus dem diastolischen Druckverlauf und der Leckfläche kann das Leckvolumen nach Toricelli, aus dem Druckverlauf zusammen mit den in

der Leckraten-Messanlage kann das Leckvolumen empirisch errechnet werden. Bei der Tricumed-Prothese ist die Abweichung wiederum mit der Tatsache zu begründen, dass bei der Durchlichtaufnahme einige übereinanderliegende Löcher nicht erfasst werden. Auch hier gibt eher der empirisch ermittelte Wert die wahre Leckrate an. Es ergibt sich ein in der Größenordnung identisches integriertes Leckvolumen von 17,80 ml (empirisch) bzw. 14,82 ml (Toricelli).

### 7.3.4 Abgeleitete Parameter

Aus den oben angegebenen Größen lassen sich die folgenden Werte ableiten:

#### Schließvolumen

Aus der Volumenkurve des Hubkolbens und dem Zeitraum zwischen Beginn der Diastole und Schließzeitpunkt der Herzklappe kann man das Schließvolumen ermitteln.

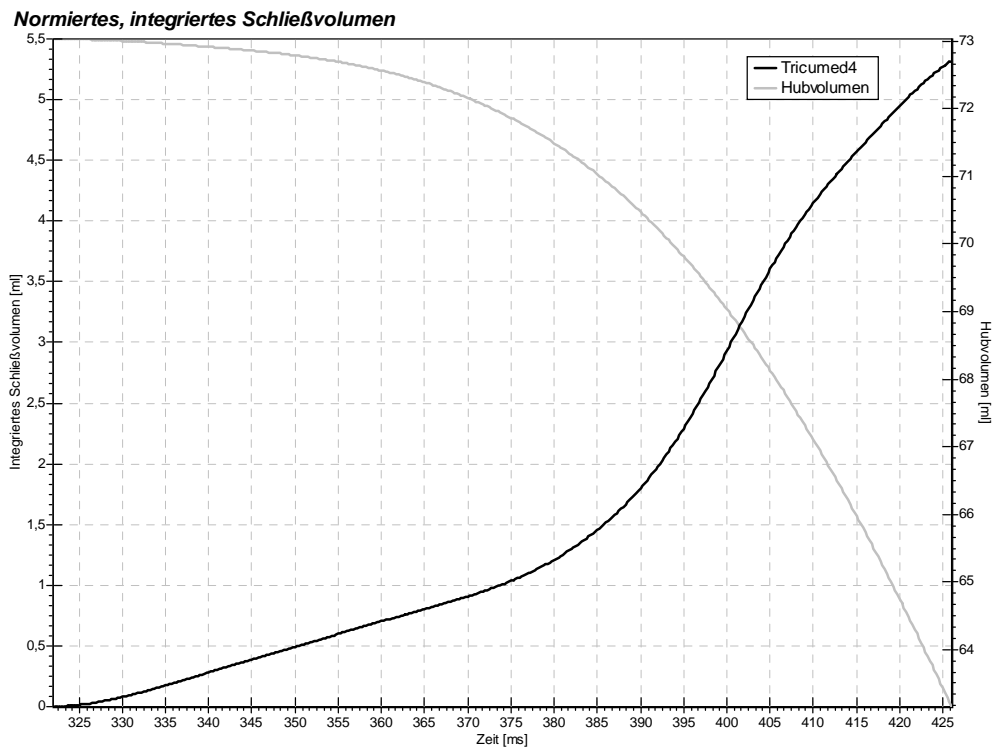


Abbildung 7.31: Aus der in Bezug auf die Drosselöffnung normierten Restöffnungsfläche der Herzklappe beim Schließen und dem negativen Volumenhub integriertes Schließvolumen der Tricumed Prothese.

Wie im Kapitel 5 über die Prinzipien der Messungen beschrieben, wurde hierbei die Restöffnungsfläche der Prothese zu der Öffnungsfläche der Rücklaufdrossel zueinander ins Verhältnis gesetzt. Wie schon weiter oben beschrieben, wurde hier eine einfache 1:1 Wichtung als eine erste Näherung vorgenommen. Das normierte Schließvolumen ergibt sich somit zu 5,31 ml.

### **Regurgitation**

Der gesamte Rückfluss besteht aus dem Schließvolumen addiert mit dem Leckvolumen und beträgt somit bei der Hall-Kaster Prothese 23,1 ml pro Zyklus.

### **Gesamtenergieverlust**

Mit dem gesamten Rückflussvolumen lässt sich bei einem Auswurfvolumen von 73,03 ml ein effektives Auswurfvolumen von 49,91 ml ermitteln. Daraus ergibt sich ein Gesamtenergieverlust für einen Zyklus ein Wert von 0,142 Joule. Dieser sehr hohe Wert ist durch die hohe Insuffizienz der Klappe begründet, der bei späteren Versionen in dieser Art nicht mehr auftreten sollte.

### **Performance Index**

Aus der maximalen Effektiven Öffnungsfläche und der prinzipiellen Gesamtfläche der Klappenprothese lässt sich der Performance Index ausrechnen. Er ist ein Gütemaß für das Konstruktionsprinzip. Bei der Tricumed 4 Klappe beträgt der Index

$$PI_{Tricumed\ 4} = \frac{222,1\ mm^2}{326,9\ mm^2} = 0,68 \quad (7.3)$$

## **7.3.5 Analyse der Nachlaufströmung**

Im Folgenden wird für jedes bildgebende Verfahren ein beispielhafter Zyklus dargestellt und die aus den Aufnahmen abzuleitenden Ergebnisse diskutiert.

Es werden dabei die Verschiebe- bzw. Korrelationsaufnahmen abgebildet, dann die PIV Bilder und danach die aus ihnen errechneten Feldgrößen.

Hierbei ist zu beachten, dass bei den PIV-Aufnahmen die errechneten Bilder und die aus ihnen abgeleiteten Größen Gradient und Rotation/Querabweichung im Bereich der Systole (10 - 300 ms) nur eine sehr begrenzte bzw. gar keine Aussagekraft haben, da hier der experimentelle Aufbau nicht ausreichend war, um die hohen Geschwindigkeiten aufzulösen. Für die Diskussion dieses Problems sei auf das Kapitel 5 „Prinzip der Messungen“ verwiesen.

## Verschiebeaufnahmen / Korrelation

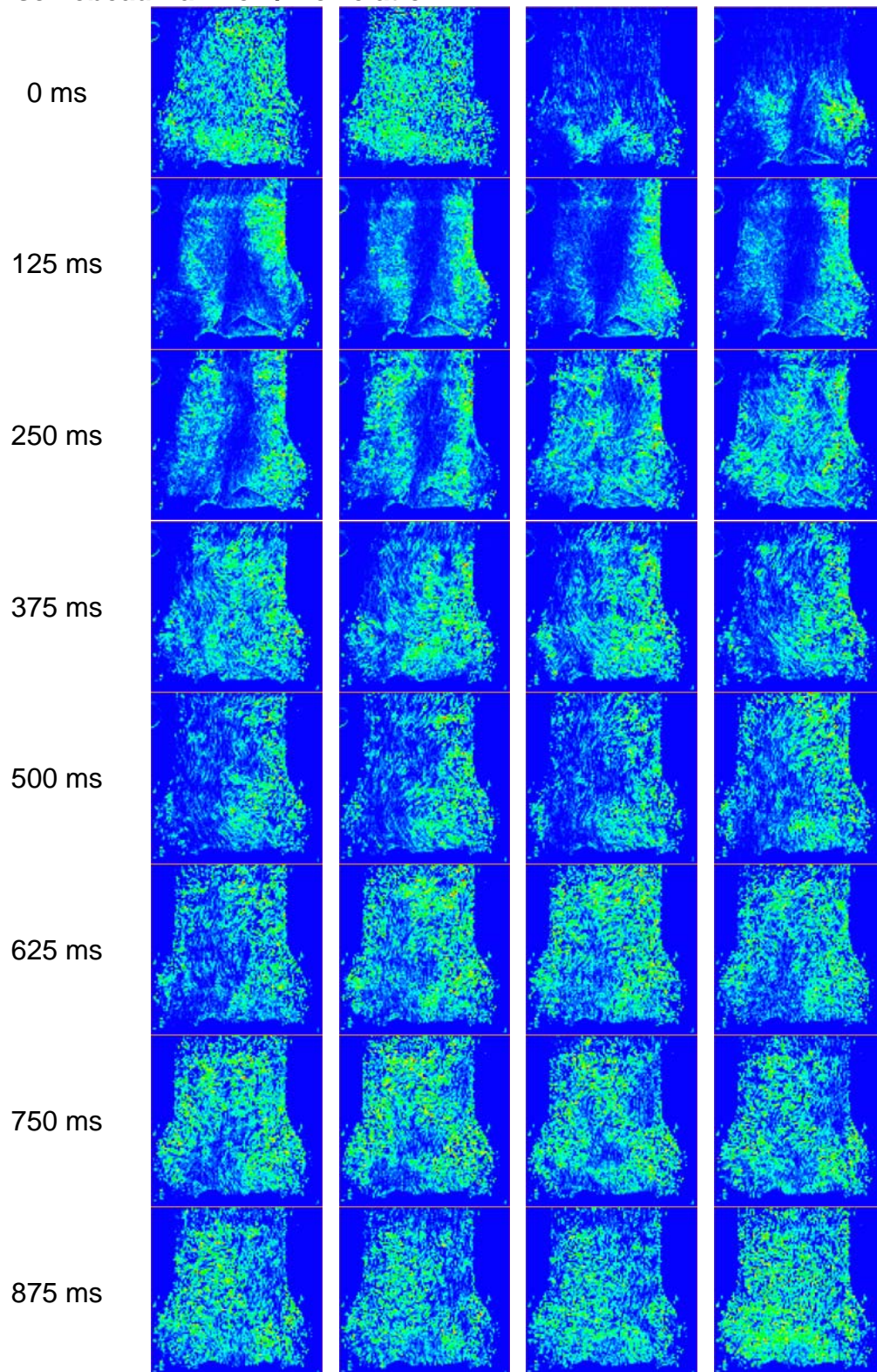


Abbildung 7.32: Turbulenzverlauf der Nachlaufströmung der Tricumed 4 Prothese.



PIV-Aufnahmen

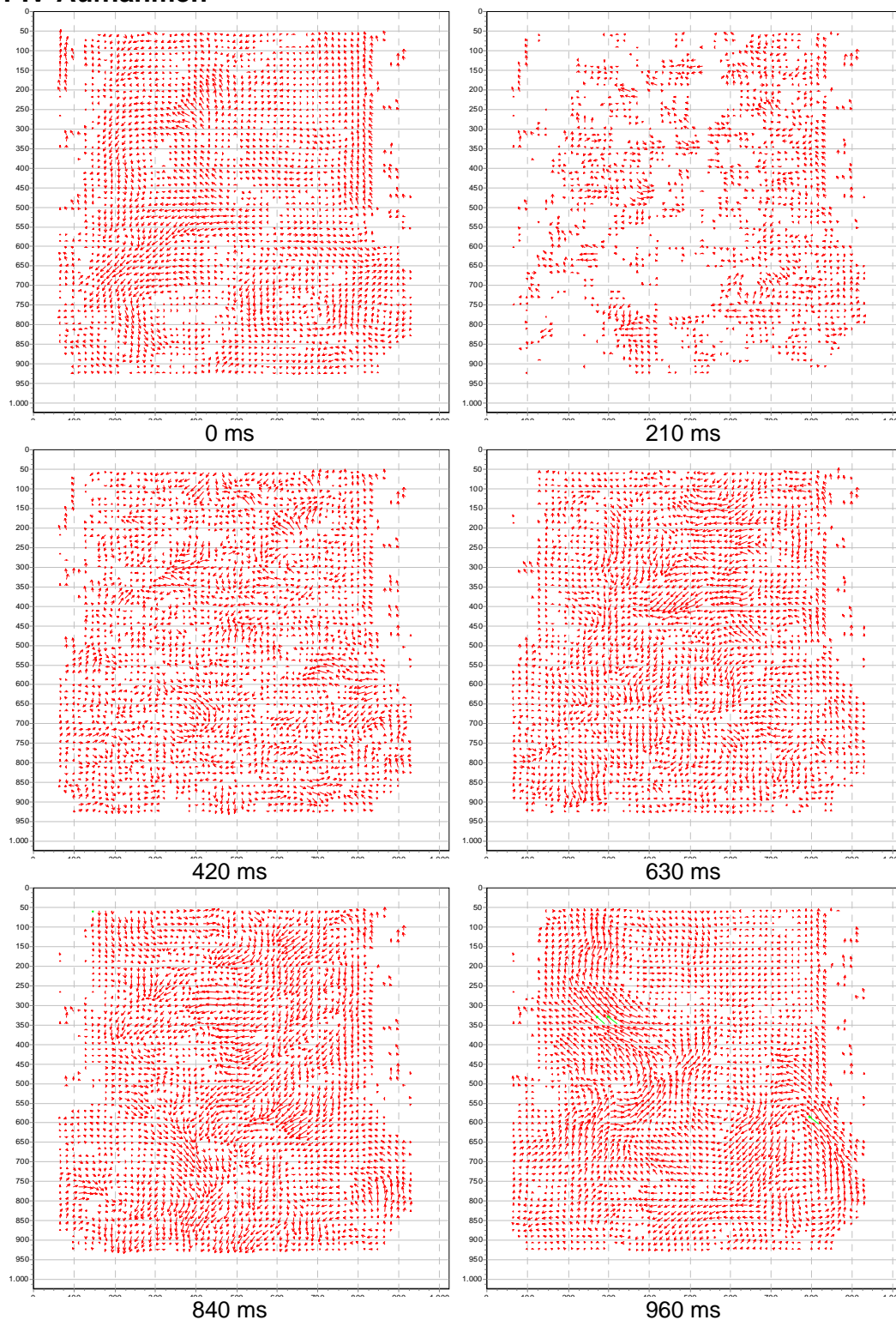


Abbildung 7.33: Auswahl von PIV-Aufnahmen der Nachlaufströmung der Tricomed 4 Prothese. Bei 210 ms erkennt man die Grenzen des experimentellen Aufbaus, da die Strömungsgeschwindigkeiten eine korrekte Auswertung verhindern.

### Querabweichung / Rotation

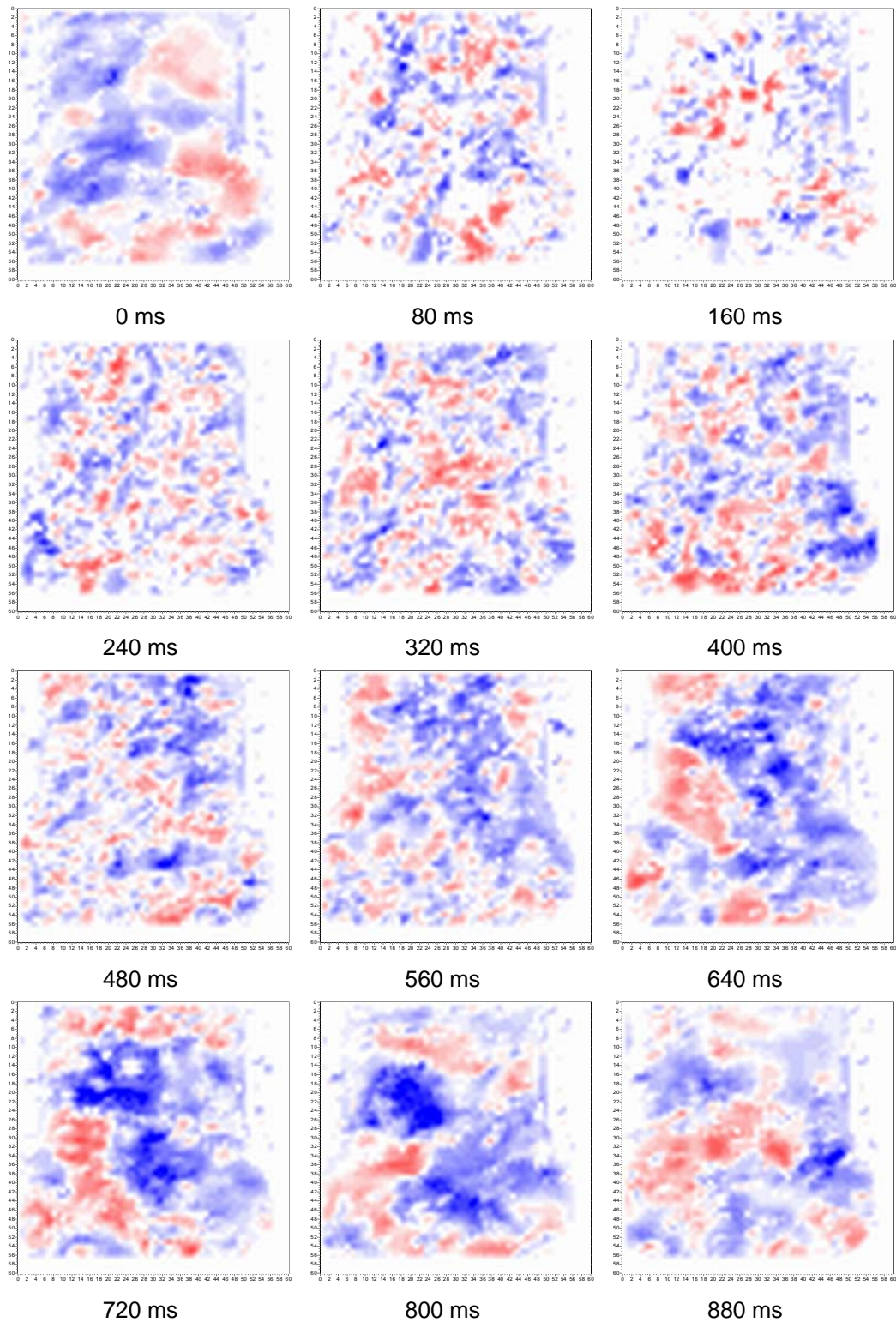


Abbildung 7.34: Darstellung der Querabweichung der Nachlaufströmung der Tricumed - Prothese. Mann erkennt deutlich verschiedene Wirbelbereiche über den Bulbus verteilt.

### Gradient

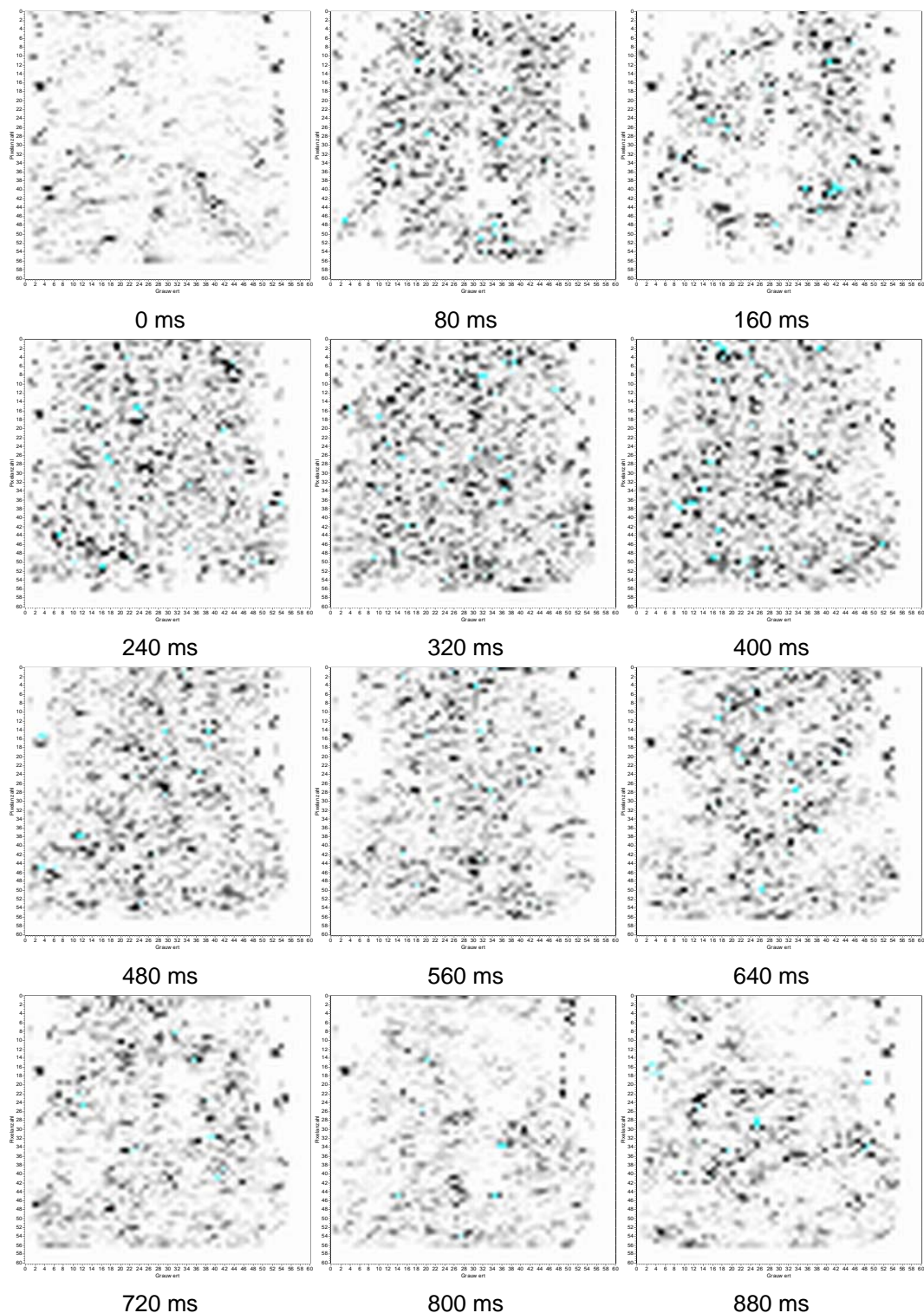


Abbildung 7.35: Gradientenfeld der Nachlaufströmung der Tricomed 4 Prothese während eines Zyklus. Es sind deutlich die größeren Gradienten während der größten Änderung des Flusses während Systole und Beginn der Diastole zu erkennen.



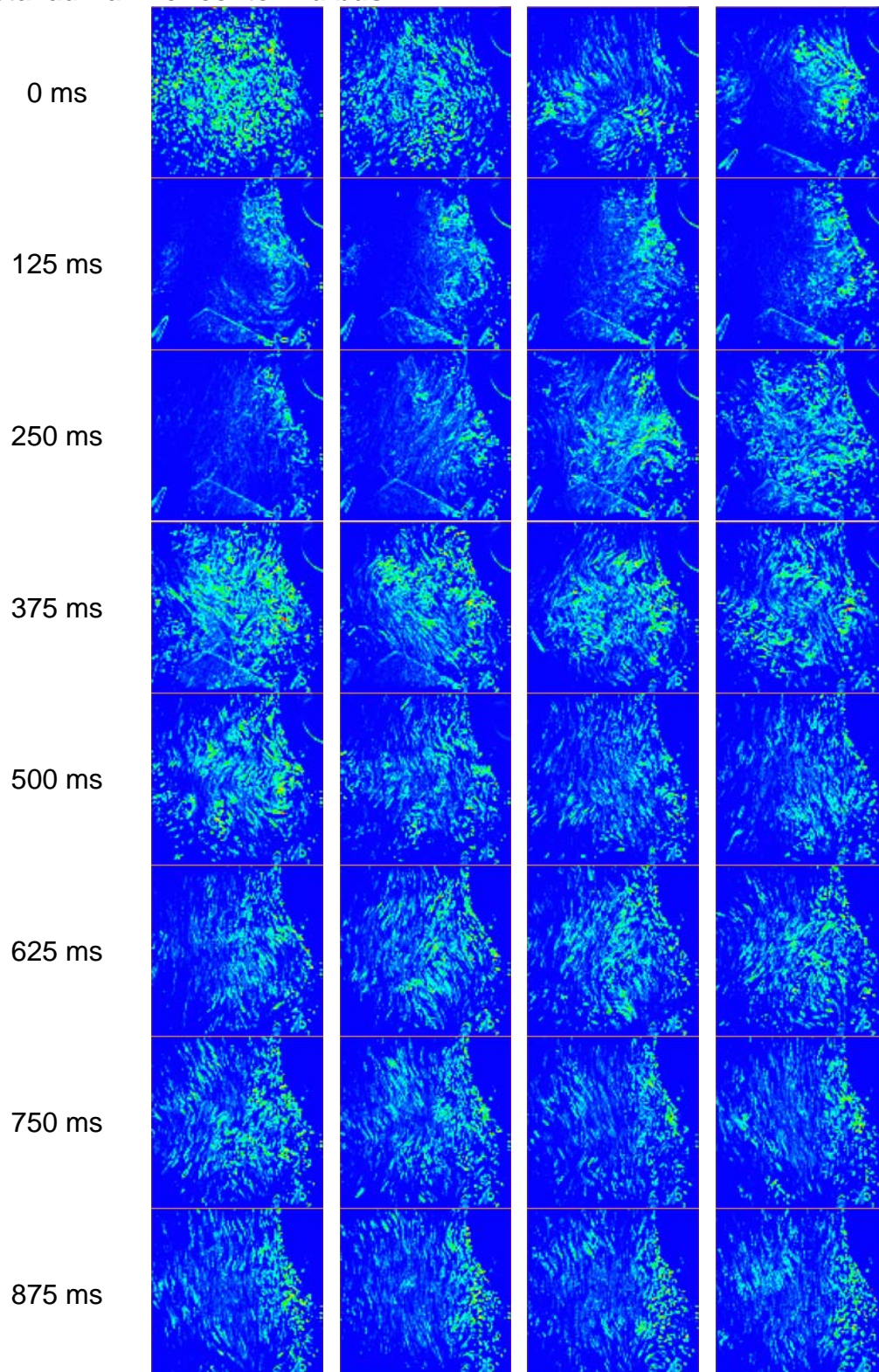
**Detailaufnahme rechter Bulbus**

Abbildung 7.36: Darstellung des Turbulenzverhaltens der Nachlaufströmung an der Tricumed 4 Prothese im Bereich eines Bulbus.

### **Generelle Beurteilung der Nachlaufströmung**

Die in den vorangestellten Abbildungen dargestellten Beschreibungen und Aufnahmen der Nachlaufströmung des Tricumed Prototypen sind jeweils Beispiele für eine typische Aufnahme / eine typische Auswertung einer Wiederholung. Aus Platzgründen können hier nicht alle ausgewerteten Videoaufnahmen dargestellt werden.

Die Tricumed Prothese zeigt, ähnlich der St. Jude, eine Nachlaufströmung mit geringen Verwirbelungen in der Systole, vor allem im Bereich der zentralen Hauptströmung. Dadurch, dass hier keinerlei Störungen in der Strömung stehen und die Klappe nahezu radial aufgebaut ist, zeigt sie auch bei allen Orientierungen ein ähnliches Verhalten. Es kommt hierbei durch die kleinere Öffnung zwischen geöffnetem Flügel und Klappenring auch zu einer ausreichenden Durchspülung der Bulben.

Im Vergleich von verschiedenen Wiederholungen zeigt die Tricumed Prothese einen nicht so reproduzierbaren Verlauf der Verwirbelung hinter der Herzklappe. Dies liegt vor allem an vielen beweglichen Flügeln der Klappe. Zum anderen stehen die Spitzen der Flügel bei diesem Prototypen durch ihr schon oben erwähntes schlechtes Öffnungsverhalten relativ weit in die Strömung.

### **Schädigung durch Nachlaufströmung**

Da die Hauptströmung bei der Tricumed Bauform nicht in eine bestimmte Richtung abgelenkt wird, findet nach ihrem Einsatz auch im allgemeinen keine Schädigung der Aortenwände statt. Im Gegenteil zeigt der dreiflügelige Aufbau die beste Eignung für die Verhältnisse im menschlichen Aortenabgang.

Außerdem wird es bei der Tricumed Prothese, neben einer sehr geringen Schädigung durch Kavitation aufgrund der geringen Schließkräfte, auch während der Systole zu der geringsten Schädigung des Blutes kommen, da hier auch die geringsten Gradienten auftreten.

### **Totwasser-, Belüftungs- und Wirbelgebiete**

Aus den Videoaufnahmen und den verarbeiteten Aufnahmen lässt sich erkennen, dass es auch bei dieser Prothese anscheinend keine wirklichen Totwassergebiete gibt. Nicht nur während der Diastole werden annähernd alle Bereiche der Flüssigkeit im Bulbus bewegt, sondern auch während der Systole kommt es aufgrund der Klappen geometrie zu einer geeigneten Durchmischung der Seitenbereiche und Bulben in der Aortenwurzel.



### 7.3.6 Analyse der Vorlaufströmung Verschiebeaufnahmen / Korrelation

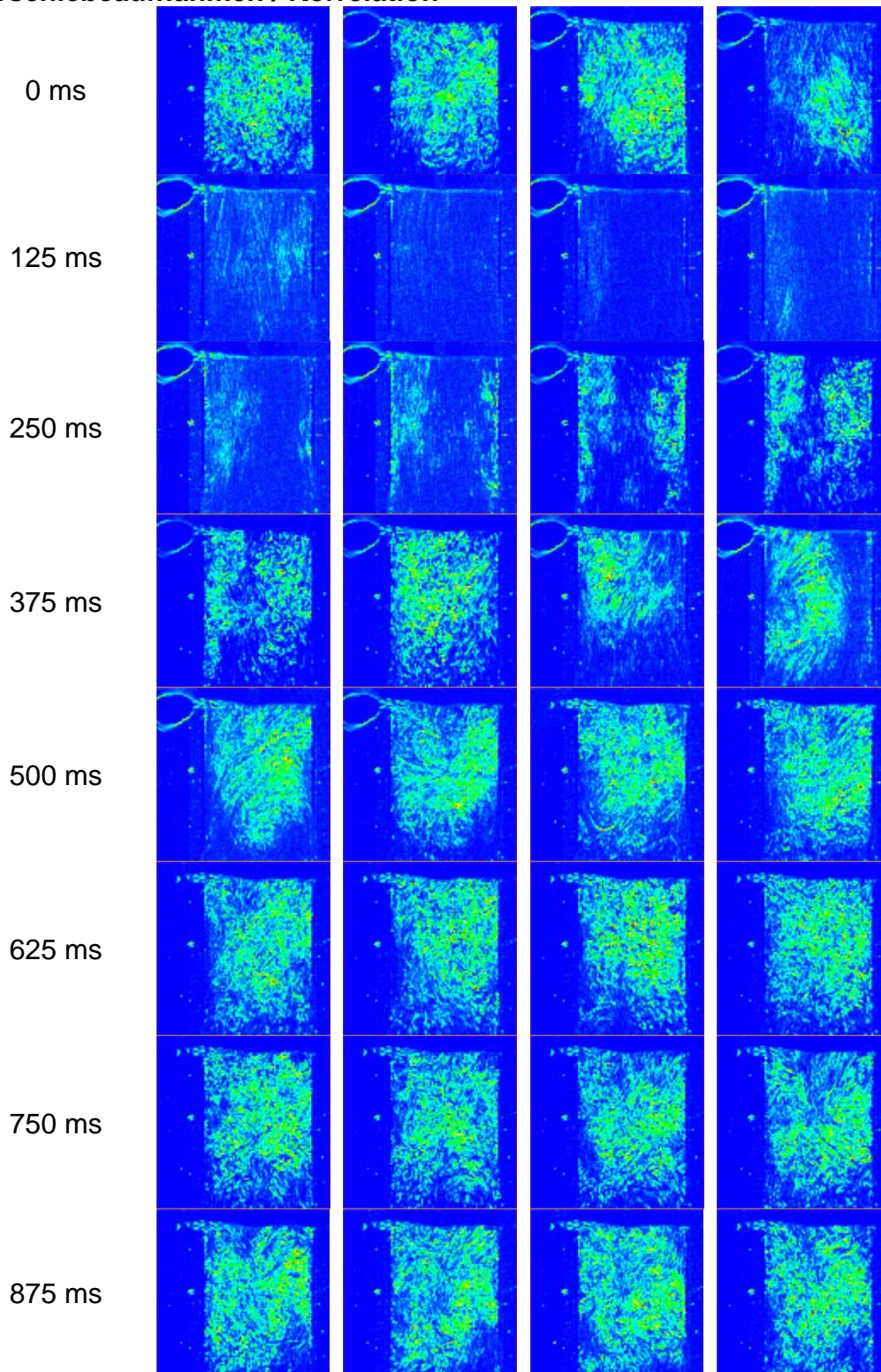


Abbildung 7.37: Darstellung des Turbulenzverhaltens der Vorlaufströmung der Tricumed 4 Klappe während eines Zyklus.

Aus den obigen Aufnahmen kann man während der Diastole der Klappe keinen besonderen Bereich der Leckströmung erkennen. Man sieht aber schwankende Bereiche am Rand der Klappe, außerdem lässt sich im Bereich des Schließens der Klappe deutlich ein Rückstrom durch einen Flügel und damit ein asymmetrisches Schließen der drei Flügel erkennen.

# Kapitel 8

## Messungen an biologischen Herzklappen

In diesem Kapitel sollen die Messungen an den biologischen Explantaten und Prothesen dargestellt werden, die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt wurden.

Hierbei liegt ein Hauptaugenmerk auf den Messungen an dem humanen Aortenklappen Explantat, da versucht wurde, diese als Normal für die Werte der anderen Klappen zu benutzen. Anhand der Messungen werden außerdem die Standard-Parameter für den Verlauf der Drosselöffnungsfläche während einer Wiederholung eingestellt.

Bestimmte Untersuchungen machen bei den biologischen Herzklappen keinen Sinn. Z.B. sind hier Kraftmessungen nicht notwendig, da aufgrund der Flexibilität Kraftspitzen abgefedert werden. Somit kommt es bei biologischen Klappen auch nicht zu Kavitation. Ebenfalls haben Untersuchungen zum Verhalten der Strömung vor und hinter der Klappe höchstens einen Sinn zur allgemeinen Untersuchung, denn es lässt sich an dem Aufbau der Klappe sowieso nichts ändern.

Es werden zunächst für jede Klappenprothese die grundlegenden Messungen dargestellt, danach daraus die Parameter abgeleitet und zusammen gefasst, die eine möglichst eindeutige und klare Beurteilung der Herzklappenprothese zulassen.

Dieses Kapitel beschränkt sich dabei auf die reine Darstellung und Auflistung der Ergebnisse, für die Methodik und den Weg der Auswertung der Messungen sei auf das Kapitel 5 verwiesen. Ein Vergleich der Leistungsdaten der Herzklappen wird dann in Kapitel 9 diskutiert.

## 8.1 Humanes Aortenklappen Explantat

### 8.1.1 Druckverlauf

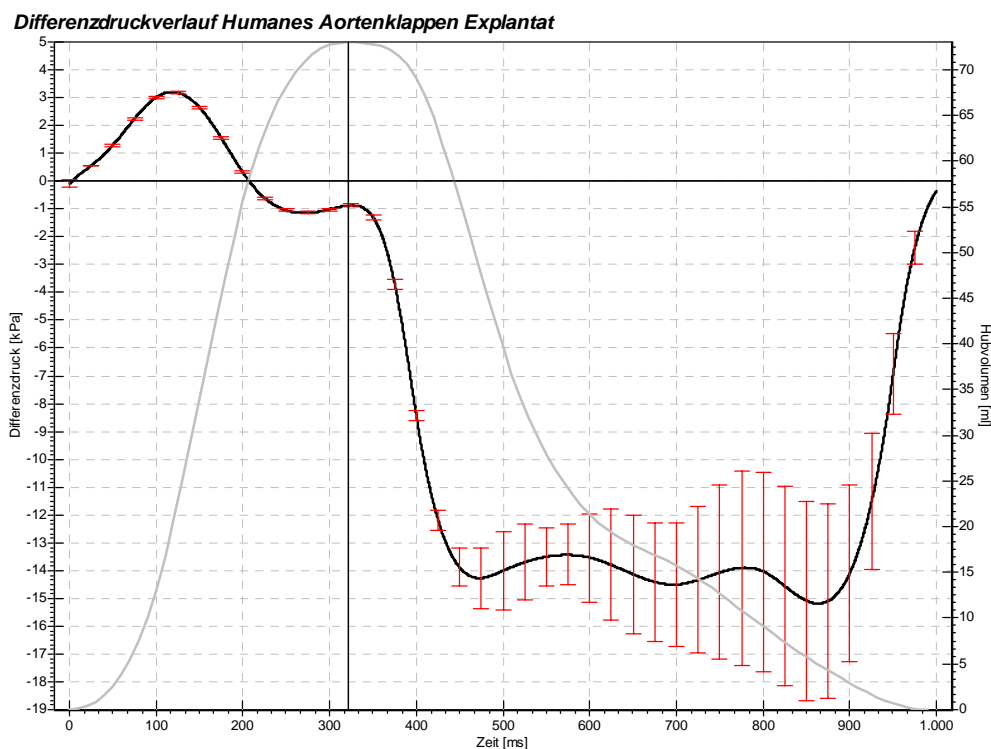


Abbildung 8.1: Differenzdruckverlauf für das humane Aortenklappen Explantat. Die Standardabweichung ist rot als Fehlerbalken dargestellt. Grau hinterlegt ist für eine bessere Einordnung in den Zyklus das Auswurfvolumen des Hubkolbens.

#### Transvalvulärer Druckgradient

Aus dem oben dargestellten Druckverlauf kann man einen maximalen transvalvulären Druckgradienten in der Systole von 3204 Pascal bzw. 24,03 mmHg ablesen. Dieser Druckverlust beim Auswurf ist unerwartet hoch im Vergleich zu den Werten der mechanischen Prothesen. Obwohl die humane Aortenklappe einen Außendurchmesser von knapp 24 mm hat, kann man anhand der endoskopischen und Durchlicht-Videoaufnahmen erkennen, dass während der Systole nur ein Bruchteil der gesamt möglichen Öffnungsfläche zur Verfügung steht. Zum einen liegt dies in der dickeren Wandung der biologischen Klappen im Stent begründet, zum anderen verlieren die biologischen Klappen wahrscheinlich einen Großteil ihrer Spannkraft und somit der Vorspannung der Klappensegel. Im menschlichen Körper hilft die Anatomie im Bereich der Aortenwurzel wahrscheinlich, die Flügel enger an die Wand anliegen zu lassen. Man erkennt an den sehr kleinen Fehlern im

Bereich der Systole, dass die Durchströmung der Klappe immer relativ konstant öffnet.

Der diastolische Druckgradient sinkt auf einen mittleren Wert von -14380 Pascal. Es wird hier natürlich der volle vorgesehene physiologische Druckverlust von ca. -15 kPa erreicht, da der Verlauf der Öffnungsfläche der Rücklaufdrossel anhand dieser Klappe eingerichtet wurde.

Man kann auch sehr gut erkennen, dass die Klappe insgesamt nicht insuffizient ist, da der Differenzdruck über die gesamte Diastole nahezu stabil bleibt. Ein Nebenfluss durch ein paravalvuläres Leck wurde ebenfalls ausgeschlossen, indem der Rand der Klappe durch Knetmasse abgedichtet wurde. Der Druckverlust weist einen größeren Fehler des diastolischen Differenzdruckverlaufs auf, da die Klappe flexibel ist.

### Systolischer Energieverlust

Betrachtet man nur den Druckgradienten während der Systole, so lässt sich ein Energieverlust während der Auswurfphase von insgesamt 0,125 Joule ableiten. Aufgrund der im Vergleich zu den mechanischen Prothesen kleineren Effektiven Öffnungsfläche kommt es auch zu einem höheren Energieverlust beim Auswurf des Volumens durch die Herzklappe. Allerdings ist der Verlust nicht so hoch wie erwartet, da die humane Aortenklappe ein sehr steiles Öffnungsverhalten zeigt.

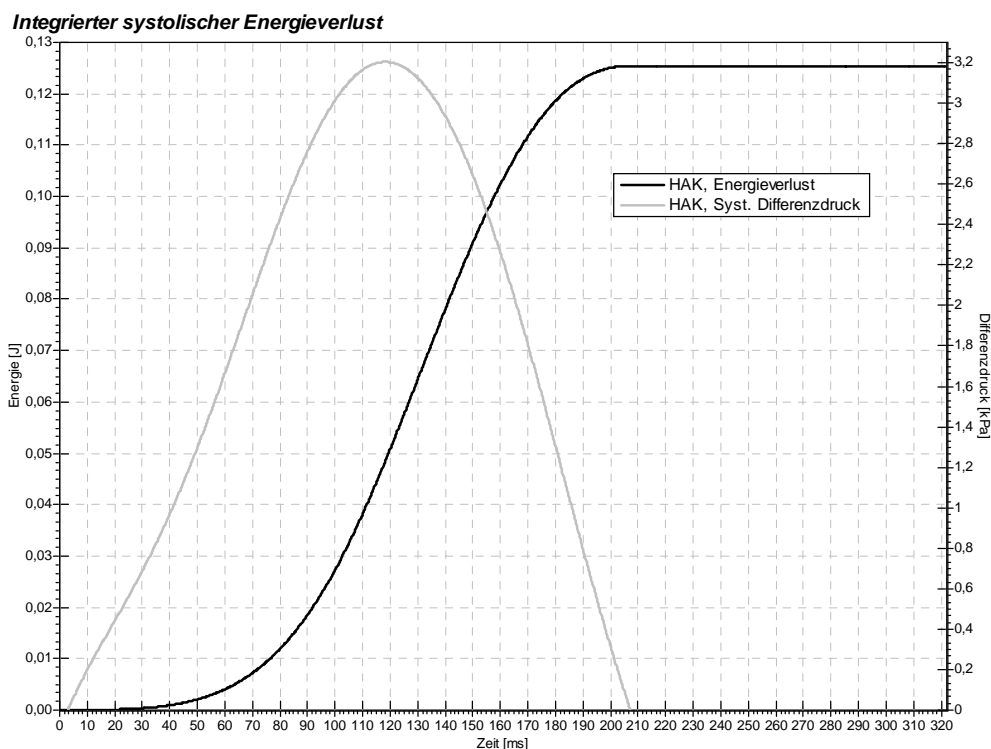


Abbildung 8.2: Darstellung des integrierten systolischen Energieverlustes der humane Aortenklappe während eines Zyklus. Dargestellt ist nur die Systole mit den positiven Differenzdrücken.

### 8.1.2 Verlauf der Öffnungsfläche

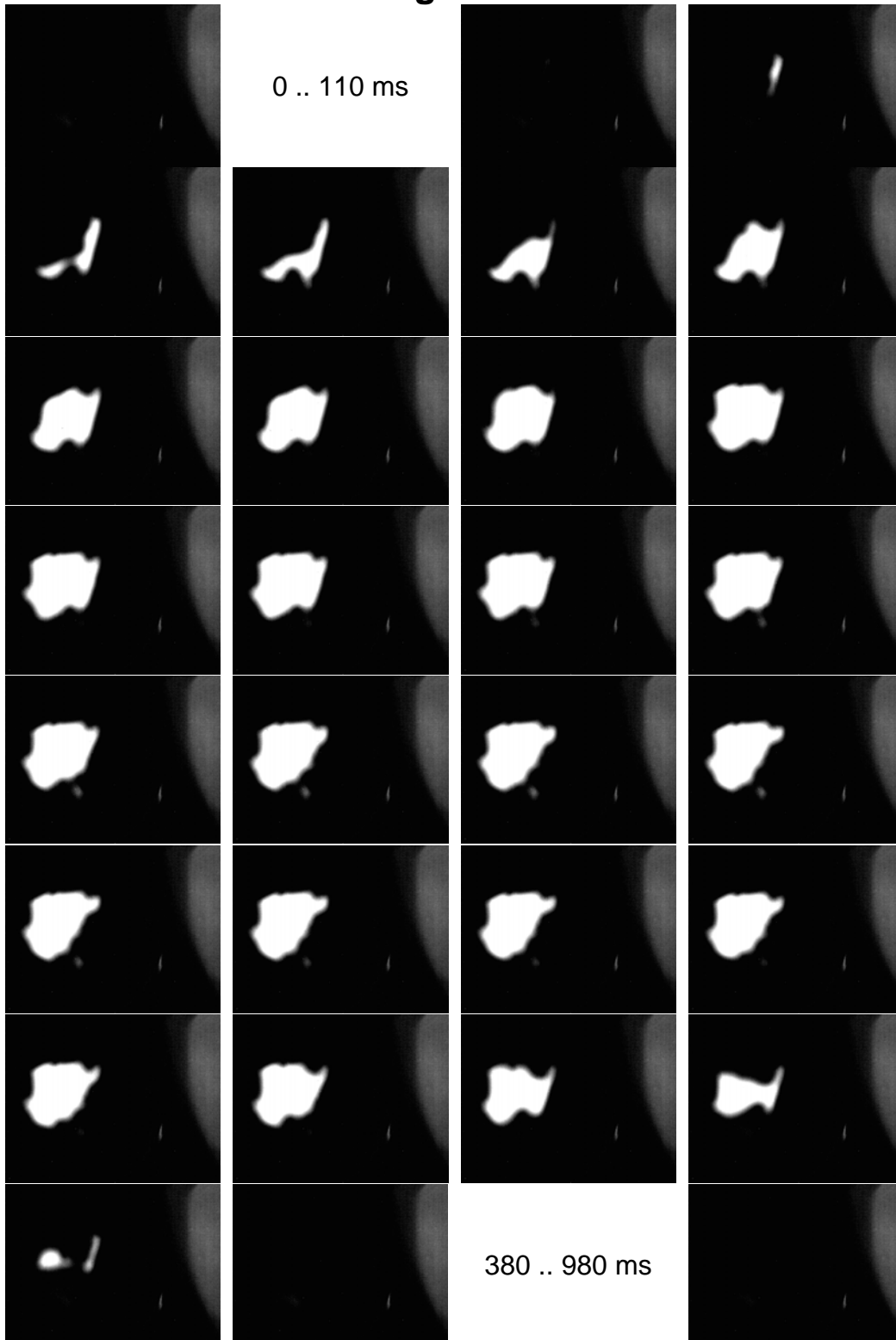


Abbildung 8.3: Typische Bildreihe zur Darstellung der Durchlichtaufnahmen eines Zyklus der humanen Aortenklappe. In den Bildern, die ausgelassen wurden, erfolgt keine Änderung der Öffnungsfläche.



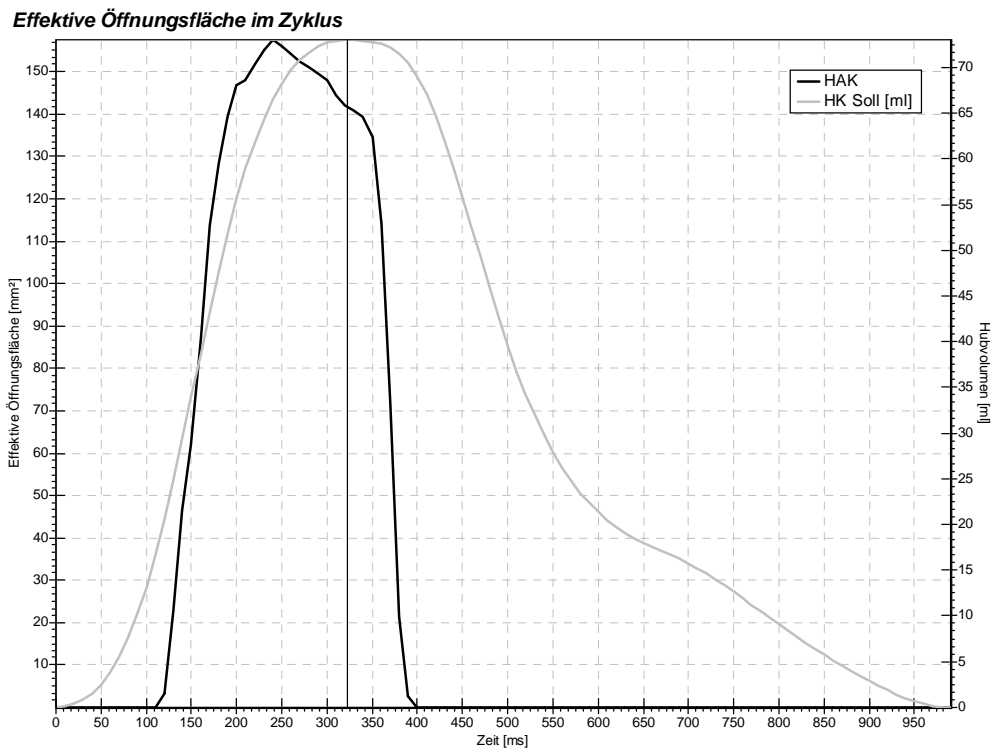


Abbildung 8.4: Zeitlich aufgelöste Darstellung der Öffnungsfläche, entsprechend der Bilderreihe in der vorherigen Abbildung.

In Abbildung 8.3 ist ein typischer Verlauf der Öffnungsfläche in einem Zyklus dargestellt. Um eine bessere Übersicht zu erreichen, wurden Bilder, in denen sich keine signifikante Änderung der Öffnungsfläche ereignet, ausgelassen. Man erkennt deutlich die vollständige Suffizienz der biologischen Klappe in der Diastole.

### Öffnungsverhalten

Beginn der Öffnung	=	110 ms
Ende der Öffnung	=	200 ms
Dauer der Öffnung	=	90 ms
Zeitpunkt der maximalen Öffnung	=	240 ms
Dauer offen	=	290 ms

### Schließverhalten

Beginn des Schließens	=	350 ms
Schließzeitpunkt	=	400 ms
Dauer des Schließens	=	50 ms
Dauer geschlossen	=	710 ms

Verhältnis Offen / Geschlossen = 0,41

Die humane Aortenklappe zeigt bei den vermessenen Herzklappen das steilste Öffnungs- und Schließverhalten. Man erkennt hier, dass die Klappe erst nach einer gewissen Vorspannung öffnet, dann aber auch, sobald kein Volumen mehr ausgeworfen wird, mit einer gewissen Spannkraft wieder schließt. Dies führt zu einem sehr schnellen Folgeverhalten bei der Strömung bzw. führt zu einem nahezu binären Öffnungs- und Schließverhalten.

### **Leckfläche und Insuffizienz**

Bei dem humanen Aortenklappenexplantat, wie bei allen intakten natürlichen biologischen Klappen, kann von einer absoluten Suffizienz, also einer Leckfläche von 0 mm<sup>2</sup> ausgegangen werden. Sollte die für die Prothese vorgesehene Klappe nicht vollständig schließen, kann man diese ja verwerfen und eine neue benutzen.

Durch die leichten und flexiblen Flügel der biologischen Klappen schließen diese nicht nur absolut dichtend, sondern bleiben auch während der Diastole komplett geschlossen. Die Suffizienz der Klappen kann durch die endoskopischen Videoaufnahmen verifiziert werden.

Um auch ein paravalvuläres Leck zu vermeiden, wird, wie oben erwähnt, der äußere Rand der Klappe abgedichtet.

Eine Insuffizienz gibt es bei dieser Klappe aus den im vorherigen Absatz genannten Gründen nicht.

### **8.1.3 Abgeleitete Parameter**

Aus den im obigen Abschnitt angegebenen Größen lassen sich die folgenden Werte ableiten:

#### **Schließvolumen**

Aus der Volumenkurve des Hubkolbens und dem Zeitraum zwischen Beginn der Diastole und Schließzeitpunkt der Herzklappe kann man das Schließvolumen ermitteln. Wie im Kapitel 5 über die Prinzipien der Messungen beschrieben, wurde hierbei die Restöffnungsfläche der Prothese zu der Öffnungsfläche der Rücklaufdrossel zueinander ins Verhältnis gesetzt. Wie schon weiter oben beschrieben, wurde hier eine einfache 1:1 Wichtung als eine erste Näherung vorgenommen.

Das gesamte Schließvolumen ergibt sich somit zu 2,48 ml.

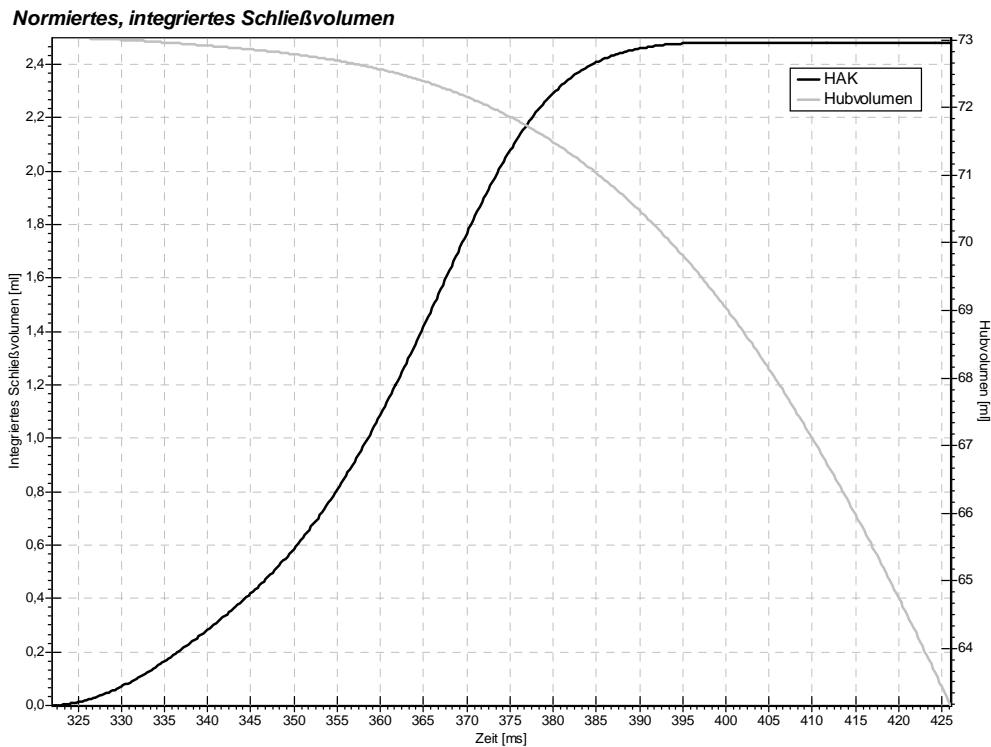


Abbildung 8.5: Aus der in Bezug auf die Drosselöffnung normierten Restöffnungsfläche der Herzklappe beim Schließen und dem negativen Volumenhub integriertes Schließvolumen des humanen Aortenklappen Explantats.

### Regurgitation

Da die Klappe kein Leckvolumen aufweist und ein paravalvuläres Leck ausgeschlossen ist, besteht der gesamte Rückfluss nur aus dem Schließvolumen und beträgt damit ebenfalls 2,48 ml pro Zyklus.

### Gesamtenergieverlust

Aus dem gesamten Rückflussvolumen lässt sich bei einem Auswurfvolumen von 73,03 ml ein effektives Auswurfvolumen von 70,48 ml ermitteln.

Daraus ergibt sich für einen Zyklus ein Gesamtenergieverlust ein Wert von 0,13 Joule.

### Performance Index

Aus der maximalen Effektiven Öffnungsfläche und der prinzipiellen Gesamtfläche der Klappenprothese lässt sich der Performance Index ausrechnen. Bei dem humanen Aortenklappenexplantat beträgt der Index

$$PI_{HAK} = \frac{213,8 \text{ mm}^2}{380,1 \text{ mm}^2} = 0,56 \quad (8.1)$$

### 8.1.4 Analyse der Klappenfunktion und Nachlaufströmung

#### Endoskopische Aufnahmen

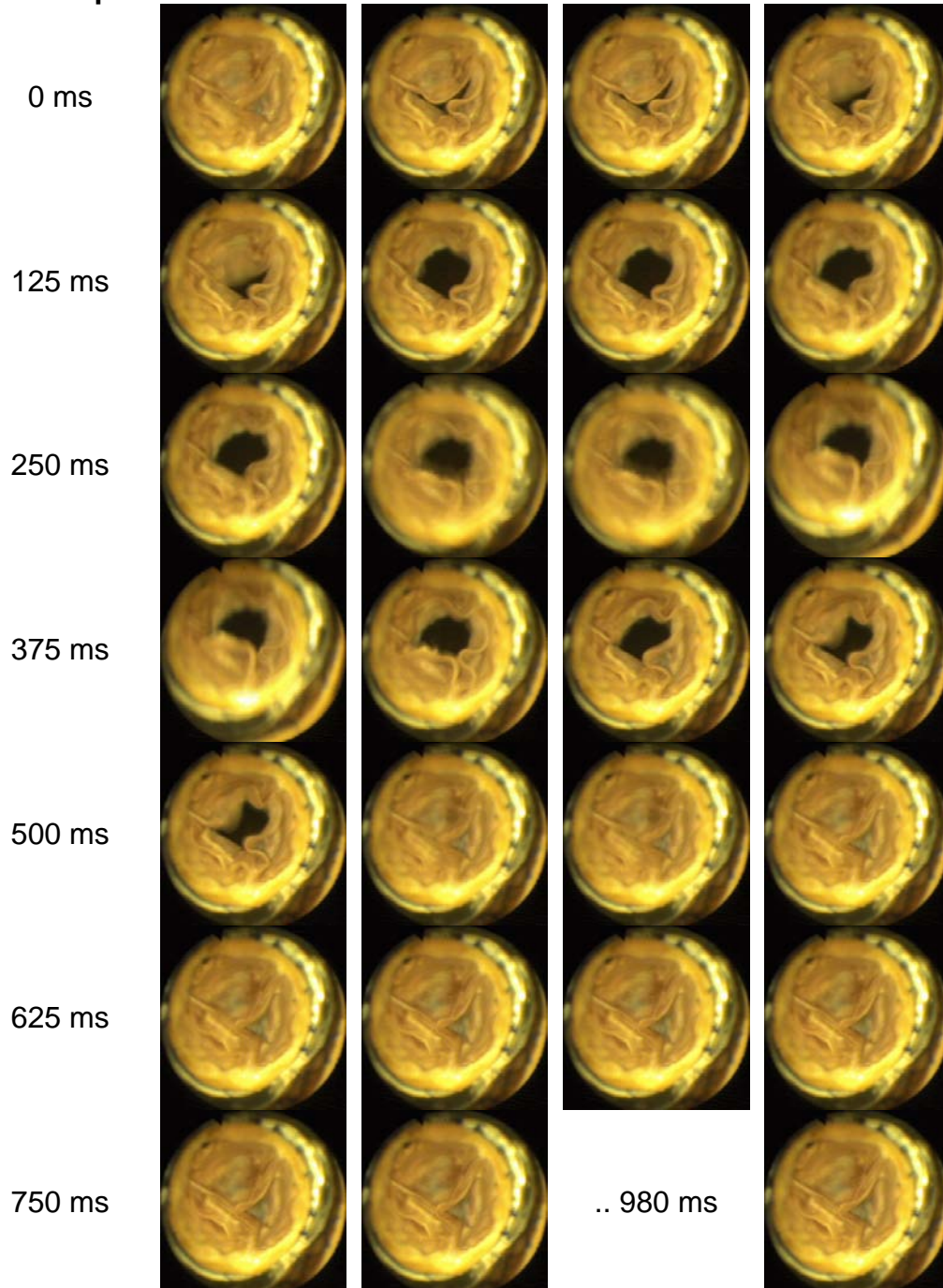


Abbildung 8.6: Endoskopische Videoaufnahmen eines Zyklus bei dem humanen Aortenklappen Explantat.

Verschiebeaufnahmen / Korrelation

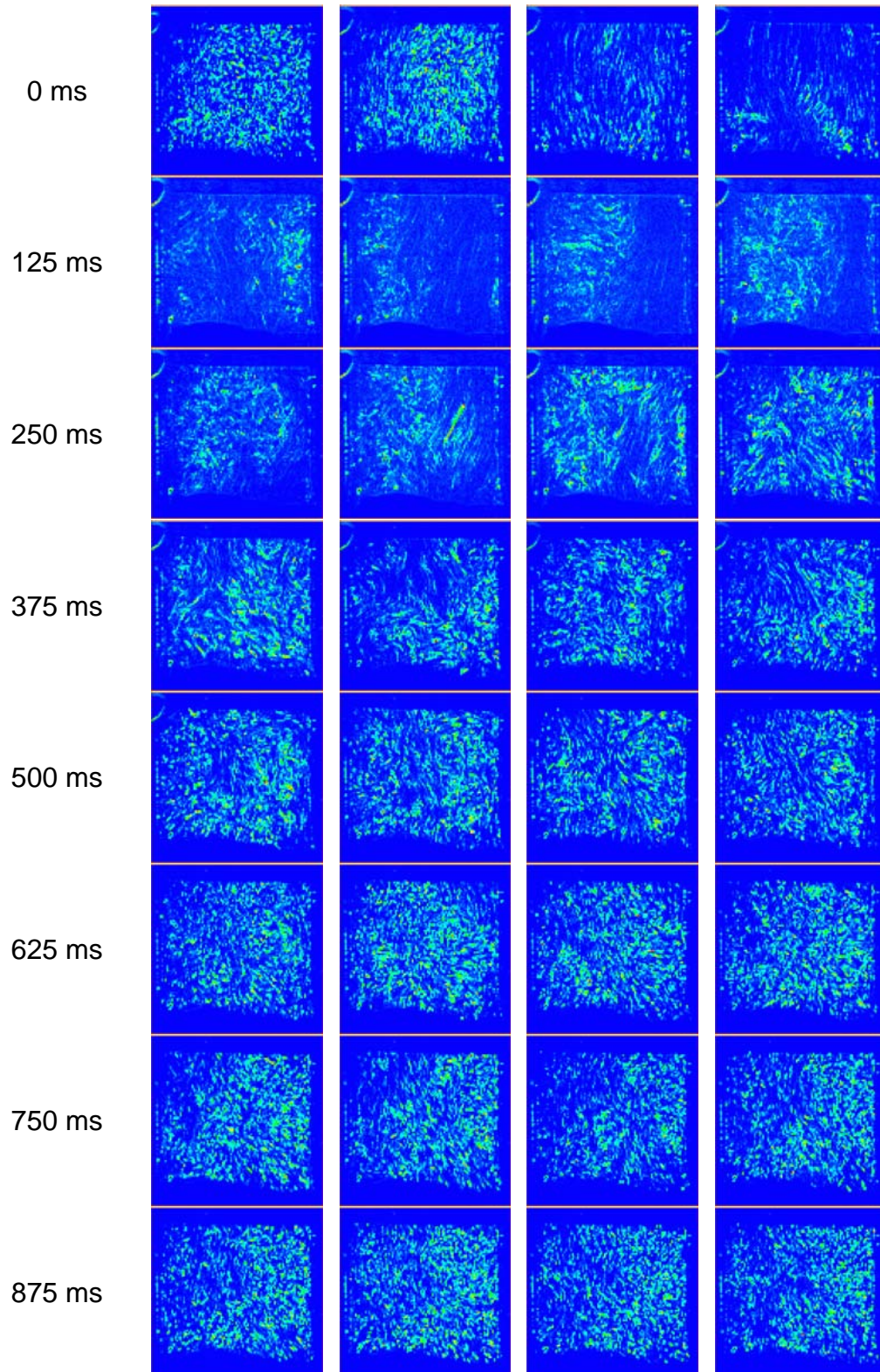


Abbildung 8.7: Turbulenzverlauf der Nachlaufströmung des humanen Aortenklappen Explantats.



### Generelle Beurteilung der Nachlaufströmung

Wie schon weiter oben in diesem Abschnitt beschrieben, haben die Aufnahmen zur Nachlaufströmung einen eher informativen Charakter. Es lässt sich erkennen, dass es keine ausgeprägten Ablenkungen der Hauptströmung gibt. Erstaunlich ist, dass die Strömung relativ große Querabweichungen und teilweise Verwirbelungen aufweist. Dies liegt wahrscheinlich an der Art und Weise wie die Klappe in den Probenhalter eingesetzt wird. Dadurch, dass die Röhre des Stents über den haltenden Ring hinausragt, kommt es an seinen Rändern zu Abrisswirbeln. In den endoskopischen Aufnahmen erkennt man eine leichte Stenose am Flügel links unten.

## 8.2 Engage Aortic Valve Model

### 8.2.1 Druckverlauf

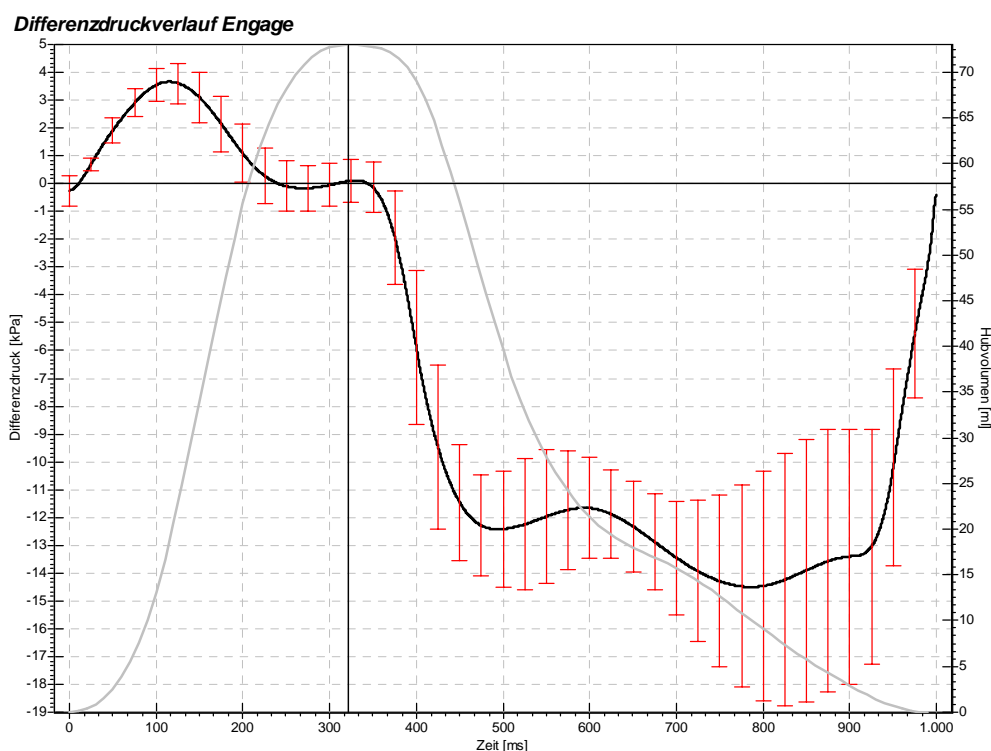


Abbildung 8.8: Differenzdruckverlauf für die Engage Herzklappenprothese. Die Standardabweichung ist rot als Fehlerbalken dargestellt. Grau hinterlegt ist für eine bessere Einordnung in den Zyklus das Auswurfvolumen des Hubkolbens.

### Transvalvulärer Druckgradient

Aus dem oben dargestellten Druckverlauf kann man einen maximalen transvalvulären Druckgradienten in der Systole von 3664 Pascal bzw. 27,48 mmHG ablesen. Auch bei dieser Klappenform ist der Druckverlust

erstaunlich hoch. Man kann aber ebenfalls in den Durchlicht- und Endoskopaufnahmen erkennen, dass auch hier nicht die volle Grundfläche zur Öffnung zur Verfügung steht, sondern nur ein relativ kleiner Teil wirklich offen durchströmt werden kann. Aufgrund der Bauform der Klappe mit relativ weiten und flexiblen Klappensegeln kommt es hier auch in der Systole zu größeren Schwankungen als bei dem humanen Explantat.

Der diastolische Druckgradient sinkt auf einen mittleren Wert von -13060 Pascal. Der Druckverlust liegt etwas geringer als beim humanen Explantat, da die Klappe bei den Messungen nicht am Rand abgedichtet wurde. Auch hier gibt es, wie bei allen biologischen Prothesen, eine größere Schwankung als bei den mechanischen Prothesen.

### Systolischer Energieverlust

Betrachtet man nur den Druckgradienten während der Systole, so lässt sich ein Energieverlust während der Auswurfphase von insgesamt 0,16 Joule ableiten. Das Engage Modell zeigt dabei durch die geringere effektive Öffnungsfläche und ihren Aufbau einen noch höheren Energieverlust als das humane Aortenklappenexplantat.

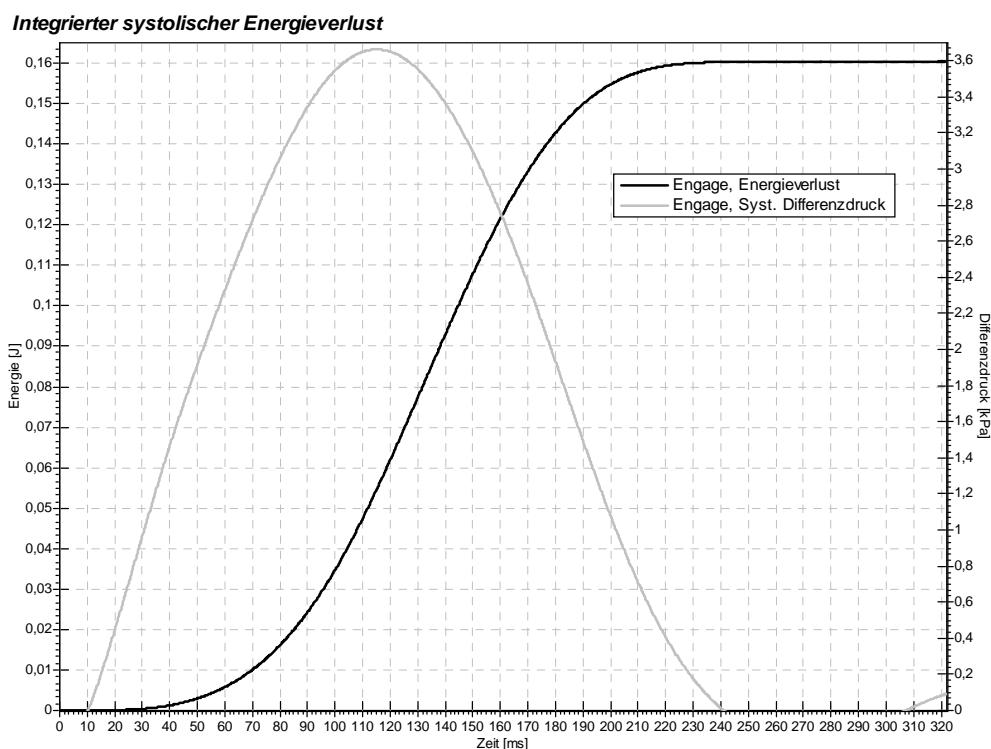


Abbildung 8.9: Darstellung des integrierten systolischen Energieverlustes der Engage Klappe während eines Zykluses. Dargestellt ist nur die Systole mit den positiven Differenzdrücken.

### 8.2.2 Verlauf der Öffnungsfläche

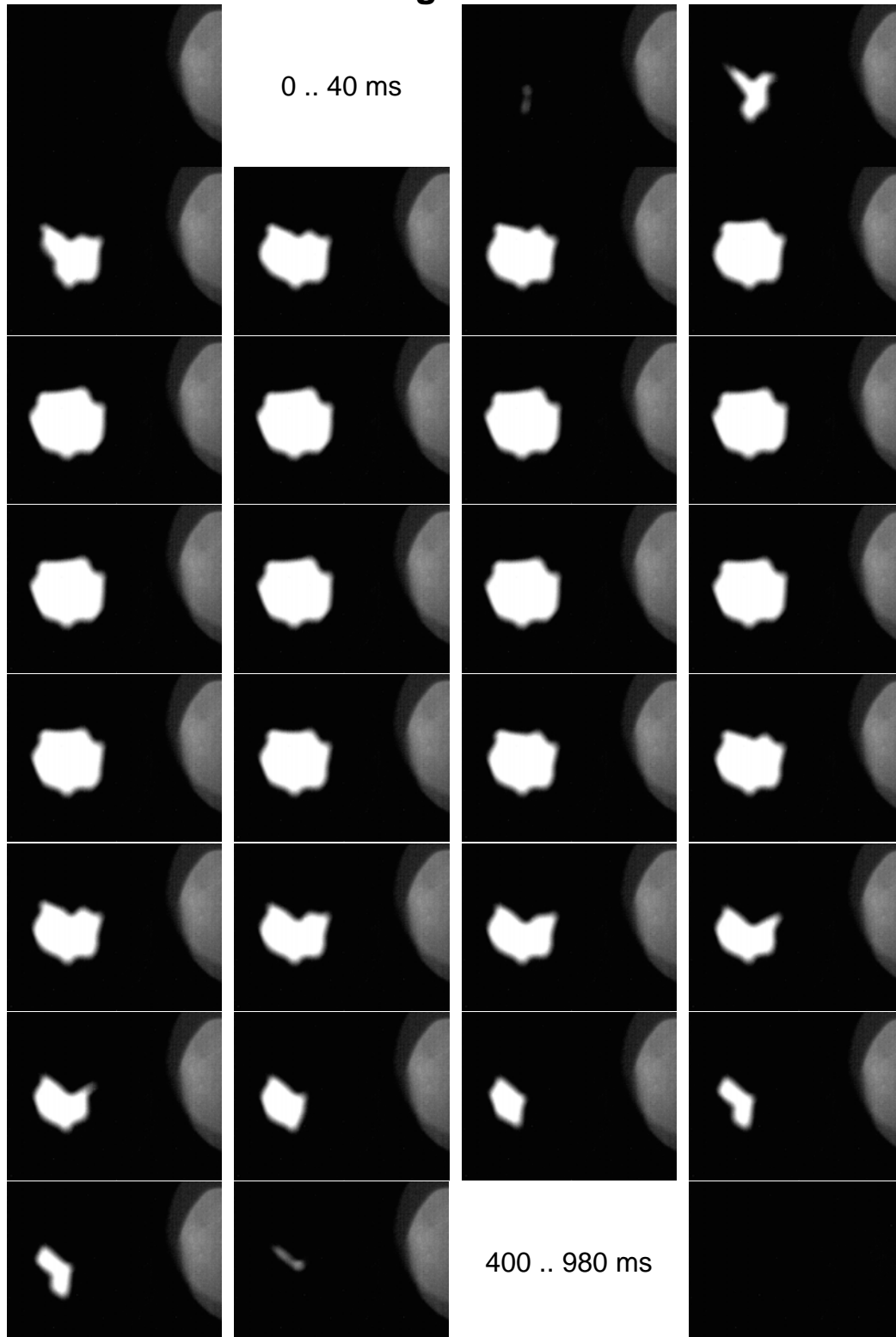


Abbildung 8.10: Typische Bildreihe zur Darstellung der Durchlichtaufnahmen eines Zyklus der Engage Prothese. In den Bildern, die ausgelassen wurden, erfolgt keine Änderung der Öffnungsfläche.



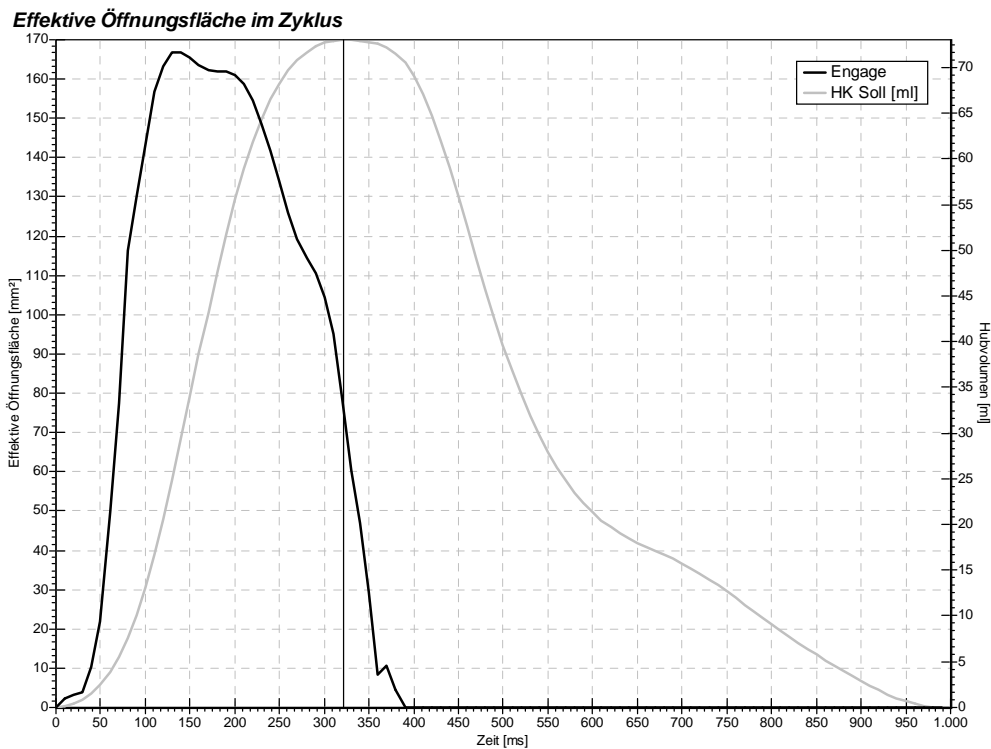


Abbildung 8.11: Zeitlich aufgelöste Darstellung der Öffnungsfläche, entsprechend der Bilderreihe in der vorherigen Abbildung.

### Öffnungsverhalten

Die Auswertung des Durchlichtsignals ergibt folgendes Öffnungsverhalten der Klappe:

Beginn der Öffnung	=	20 ms
Ende der Öffnung	=	130 ms
Dauer der Öffnung	=	110 ms
Zeitpunkt der maximalen Öffnung	=	100 ms
Dauer offen	=	370 ms

### Schließverhalten

Beginn des Schließens	=	210 ms
Schließzeitpunkt	=	390 ms
Dauer des Schließens	=	180 ms
Dauer geschlossen	=	630 ms

Verhältnis Offen / Geschlossen	=	0,59
--------------------------------	---	------

Die Engage Herzklappe zeigt erheblich trägeres Öffnungsverhalten. Durch die schweren Klappen aus relativ derben Bindegewebe folgen sie dem Volumenstrom nur unwilliger als die leichten Flügel der humanen

Aortenklappe. Außerdem kommt es durch den Aufbau zunächst zu einer Aufblähung der Segel, bevor das Volumen wirklich ausgeworfen wird. Genauso ist das Schließen träger als bei den anderen Klappen. Die Klappe zeigte sich bei den Messungen außerdem sehr empfindlich gegenüber einem ungenügenden Radius beim Einbau für den oberen Stützring an dem die Flügel angehängt sind. Kann dieser sich nicht voll entfalten, stehen die Flügel nicht genug unter Spannung und sie flattern im geöffneten Zustand hin und her. Dehnt sich der Ring zu weit aus, so zieht er die Flügel zu weit auseinander und sie schließt nicht mehr richtig.

### Leckfläche und Insuffizienz

Wie schon im Abschnitt zum humanen Aortenklappen Explantat beschrieben, kann auch bei dem Engage Aortic Valve Model davon ausgegangen werden, dass es zu keiner Leckfläche oder Insuffizienz im Öffnungsbereich der Klappe kommt. Allerdings wird es ein gewisses paravalvuläres Leck geben, da die Klappe nicht extra abgedichtet wurde.

## 8.2.3 Abgeleitete Parameter

### Schließvolumen

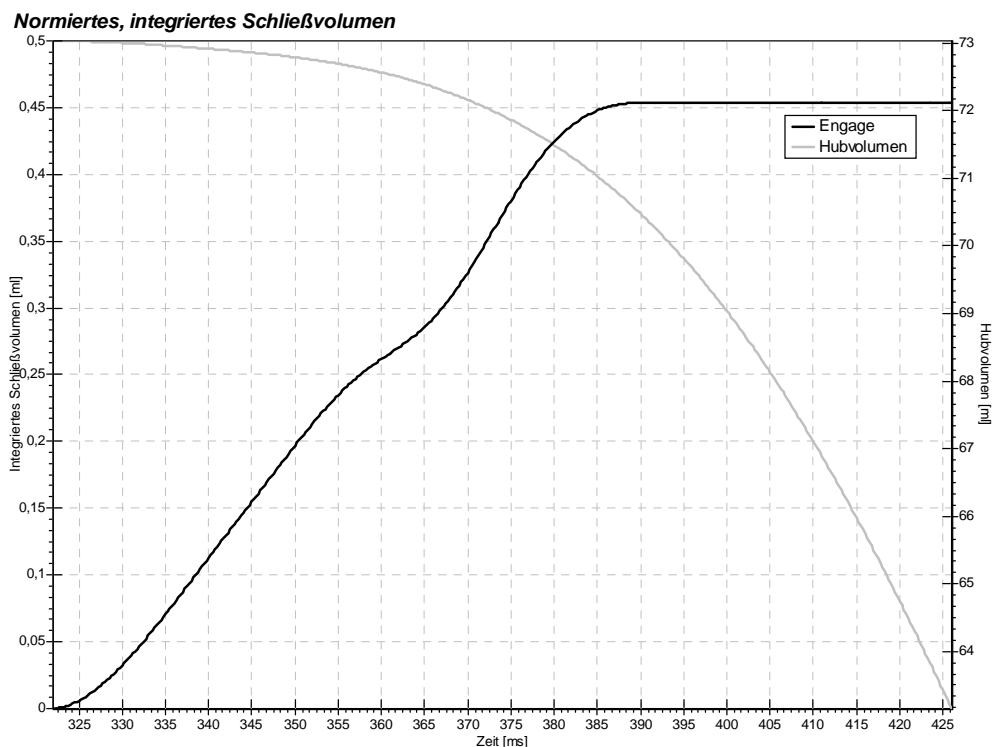


Abbildung 8.12: Aus der in Bezug auf die Drosselöffnung normierten Restöffnungsfläche der schließenden Herzklappe und dem negativen Volumenhub integriertes Schließvolumen der Engage Klappenprothese.

Aus der Volumenkurve des Hubkolbens und dem Zeitraum zwischen Beginn der Diastole und Schließzeitpunkt der Herzklappe kann man das Schließvolumen ermitteln. Wie im Kapitel 5 über die Prinzipien der Messungen beschrieben, wurde hierbei die Restöffnungsfläche der Prothese zu der Öffnungsfläche der Rücklaufdrossel zueinander ins Verhältnis gesetzt. Wie schon weiter oben beschrieben, wurde hier eine einfache 1:1 Wichtung als eine erste Näherung vorgenommen.

Das gesamte Schließvolumen ergibt sich somit zu 0,45 ml.

### **Regurgitation**

Da die Klappe kein Leckvolumen aufweist und ein paravalvuläres Leck ausgeschlossen ist, besteht der gesamte Rückfluss nur aus dem Schließvolumen und beträgt damit ebenfalls 0,45 ml pro Zyklus.

### **Gesamtenergieverlust**

Aus dem gesamten Rückflussvolumen lässt sich bei einem Auswurfvolumen von 73,03 ml ein effektives Auswurfvolumen von 72,50 ml ermitteln.

Daraus ergibt sich ein Gesamtenergieverlust für einen Zyklus ein Wert von 0,161 Joule.

### **Performance Index**

Aus der maximalen Effektiven Öffnungsfläche und der prinzipiellen Gesamtfläche der Klappenprothese lässt sich der Performance Index ausrechnen.

$$PI_{Engage} = \frac{176,7 \text{ mm}^2}{380,1 \text{ mm}^2} = 0,46 \quad (8.2)$$

## **8.2.4 Analyse der Klappenfunktion und Nachlaufströmung**

Im Folgenden wird für das endoskopische und das Korrelations-Verfahren ein beispielhafter Zyklus dargestellt und die aus den Aufnahmen abzuleitenden Ergebnisse diskutiert.

In Abbildung 8.13 ist dabei bei der ersten Hälfte der Bilder gut am unteren Bildrand mittig der rote Lichtschein der LED zur Kopplung der Zeitbasis zu erkennen.

Man sieht außerdem, dass die Flügel auch bei diesem Modell durch eine Sogwirkung sich in der Mitte verjüngen, so dass nicht die vollständig mögliche Öffnungsfläche der Klappe erreicht wird. Zudem sieht man die hohe Flexibilität der gesamten Klappe.

**Endoskopische Aufnahmen**

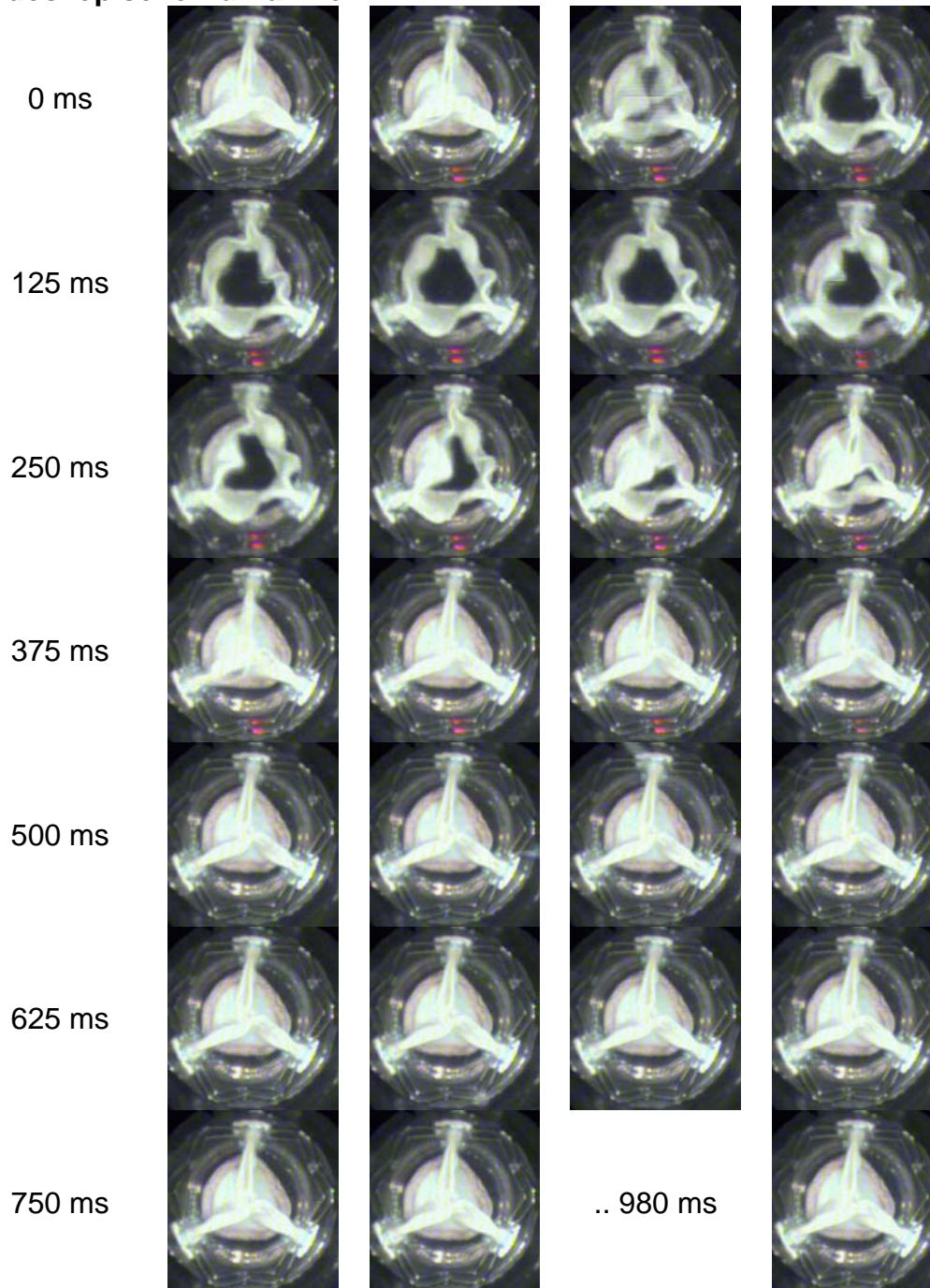


Abbildung 8.13: Endoskopische Aufnahmen der Engage Herzklappenprothese während eines Zyklus. In den ausgelassenen Bildern, zeigt die Klappe keine signifikante Veränderung.



## Verschiebeaufnahmen / Korrelation

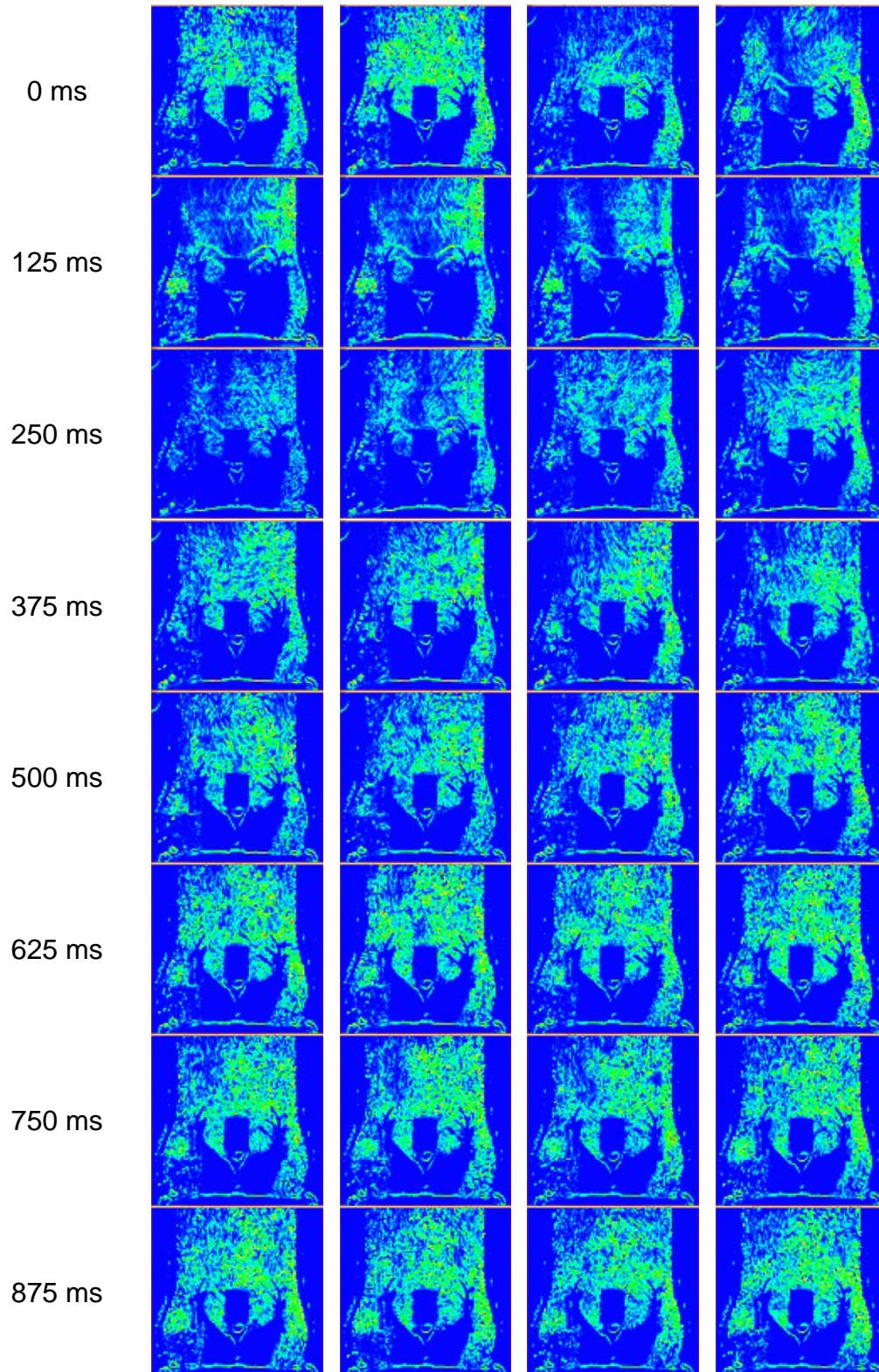


Abbildung 8.14: Turbulenzverlauf der Nachlaufströmung der Engage Prothese.

### Generelle Beurteilung der Nachlaufströmung

Auch bei dem Engage Modell als Herzklappenprothese zeigt sich eine ähnliche Nachlaufströmung wie bei dem humanen Explantat. Es kommt zu einem relativ freien Hauptstrom in der Systole, allerdings kommt es hier auch zu Abrisswirbeln, da sich die Klappenflügel nicht komplett an die Aortenwand anschmiegen.

### Totwasser-, Belüftungs- und Wirbelgebiete

Es besteht bei dieser Form der Klappe durch ihren hohen Aufbau und dem immer vorhandenen Spalt zwischen Flügel und Aortenwand immer die Gefahr der Totwassergebiete am Fuß der Klappenprothese zwischen Ring und Aortenwand. Sollten sich dort Thrombosen bilden, werden diese wahrscheinlich direkt in die Coronargefäße eingespült, da diese bei dieser Form der Klappe augenscheinlich ausreichend während der Diastole belüftet werden.

## 8.3 Stent-Prothese JVK A1

### 8.3.1 Druckverlauf

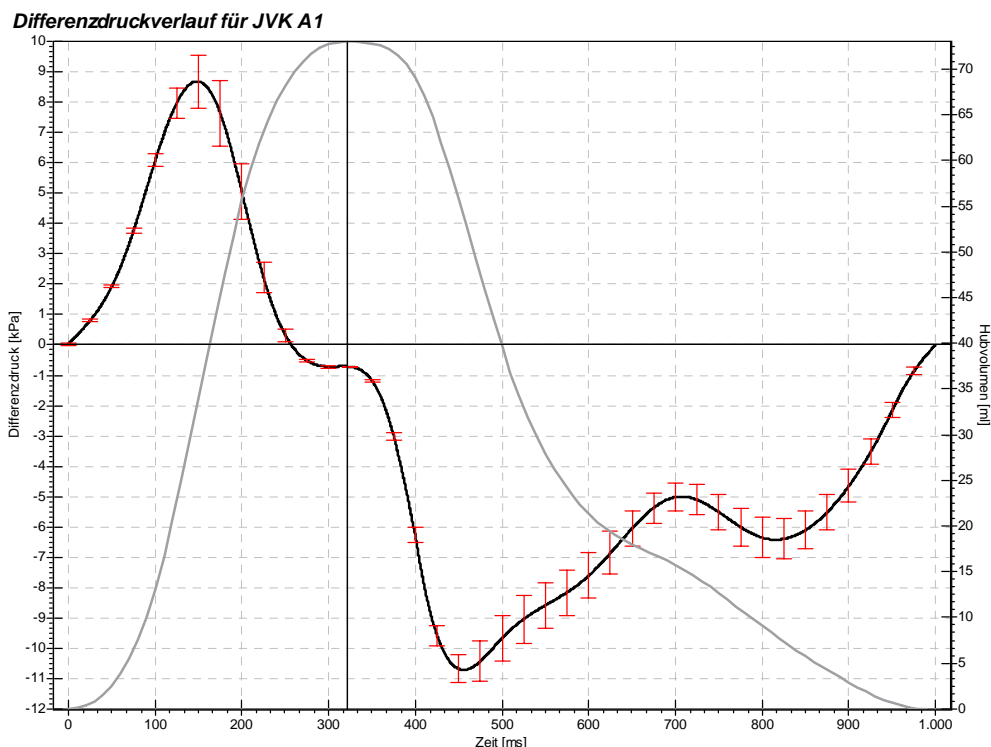


Abbildung 8.15: Differenzdruckverlauf für die JVK A1 Herzklappenprothese. Die Standardabweichung ist rot als Fehlerbalken dargestellt. Grau hinterlegt ist für eine bessere Einordnung in den Zyklus das Auswurfvolumen des Hubkolbens.

### **Transvalvulärer Druckgradient**

Aus dem oben dargestellten Druckverlauf kann man einen maximalen transvalvulären Druckgradienten in der Systole von 8689 Pascal bzw. 65,17 mmHG ablesen. Dieser hohe Druckverlust wird durch den erheblich geringeren Durchmesser der Jugularvenen Präparate hervorgerufen. Aber speziell bei diesem Präparat liegt der extreme Wert beim Druckverlust auch daran, dass hier das Aderstück nicht an allen möglichen Punkten im stützenden Nitinol-Stent, sondern nur in jeder 2. Ebene, eingenäht wurde. Dies führt dazu, dass beim Auswurf von Flüssigkeit durch den Sog die Aderwand angesaugt wird und sich die Öffnungsfläche noch einmal erheblich verkleinert. Dieser Effekt ist, bei den später dargestellten endoskopischen Videoaufnahmen, relativ deutlich im Bereich der Systole zu sehen.

Der diastolische Druckgradient sinkt bei der JVK A1 auf einen maximalen Wert von -10710 Pascal direkt nach dem Schließen der Klappe. Er bleibt aber nicht einigermaßen stabil auf einem Wert, sondern er bricht dann bis ca. -4994 wieder zusammen. Da durch die Durchlicht- und endoskopischen Aufnahmen bestätigt ist, dass die Klappe vollständig suffizient ist, lässt sich aus dem diastolischen Druckverlauf ableiten, dass es bei der Klappe zu einem nicht unerheblichen paravalvulären Leck kommen muss. Die Vermutung wird bestätigt durch die Betrachtung der Bauform der Klappe. Die Flüssigkeit kann hier sehr leicht zwischen Nitinol-Stent und Aderwand hindurch fließen. Dieses Leck lässt sich ohne eine Abdichtung durch Knetgummi auch kaum verhindern, da es konstruktionsbedingt ist.

### **Systolischer Energieverlust**

Betrachtet man nur den Druckgradienten während der Systole, so lässt sich ein Energieverlust während der Auswurfphase von insgesamt 0,407 Joule ableiten.

Die JVK A1 zeigt dabei durch die wesentlich geringere Öffnungsfläche einen erheblich höheren Energieverlust als die Herzklappenprothesen der anderen Bauformen.

Dadurch, dass es bei dieser Klappe außerdem zu einem paravalvulären Leck kommt, muss der Druckverlust und somit der Energieverlust in der Systole bei einer vollständig dichtenden Prothese wohl noch höher angesetzt werden. Siehe hierzu auch die Werte und die Beschreibungen zu der JVK A5.

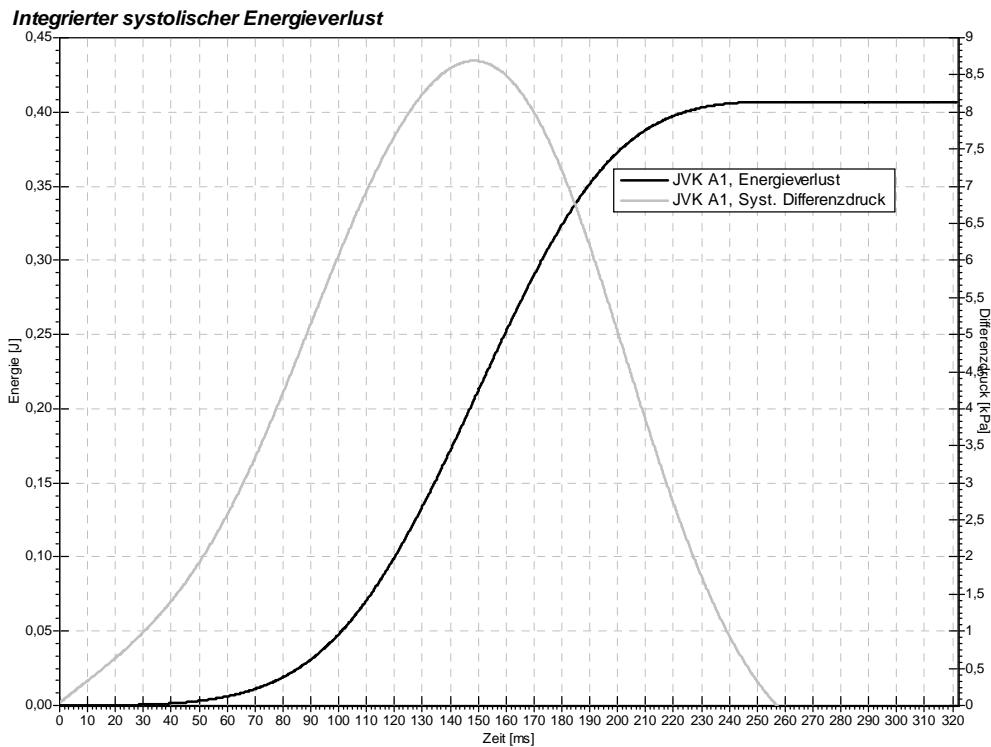


Abbildung 8.16: Darstellung des integrierten systolischen Energieverlustes der Hall-Kaster Kipp-scheibenprothese während eines Zyklus. Dargestellt ist nur die Systole mit den positiven Differenzdrücken.

### 8.3.2 Verlauf der Öffnungsfläche

In Abbildung 8.17 ist ein typischer Verlauf der Öffnungsfläche in einem Zyklus dargestellt. Um eine bessere Übersicht zu erreichen, wurden Bilder, in denen sich keine signifikante Änderung der Öffnungsfläche ereignet, ausgelassen. Man erkennt deutlich die vollständige Suffizienz der biologischen Klappe in der Diastole., aber auch die Variabilität der Fläche während der Öffnung, sowie die sehr kleine effektiv der Druchströmung zur Verfügung stehende Fläche.

Bei den ausgewählten Bilderzyklus ist im geschlossenen Zustand genau die Mittellinie zwischen den beiden Klappensegeln zu erkennen. Durch das dünne Gewebe scheint das Licht etwas stärker durch als durch die Umgebung.



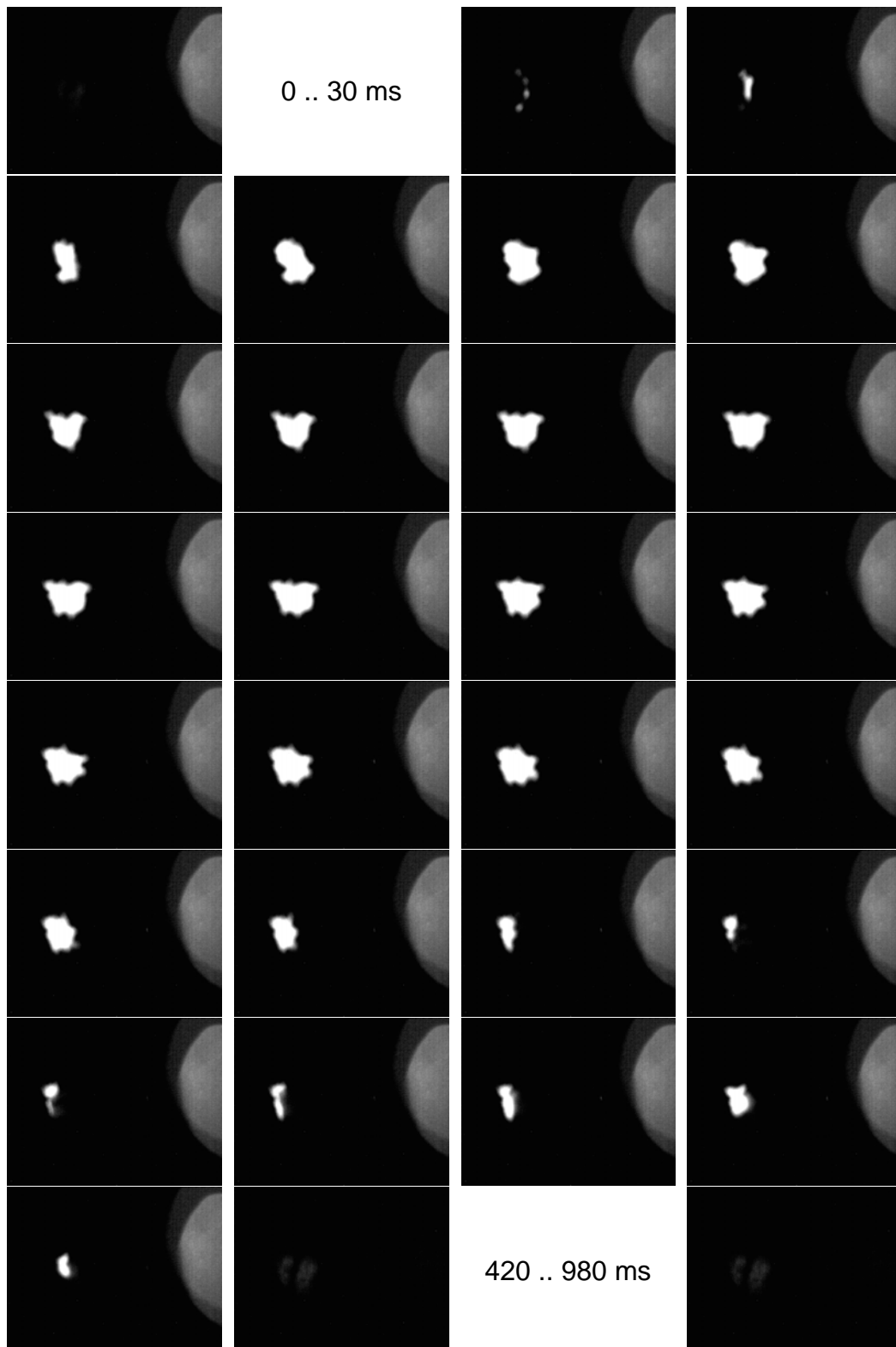


Abbildung 8.17: Typische Bildreihe zur Darstellung der Durchlichtaufnahmen eines Zyklus der JVK A1. In den Bildern, die ausgelassen wurden, erfolgt keine Änderung der Öffnungsfläche.



Abbildung 8.18: Zeitlich aufgelöste Darstellung der Öffnungsfläche, entsprechend der Bilderreihe in der vorherigen Abbildung.

### Öffnungsverhalten

Die Auswertung des Durchlichtsignals ergibt folgendes Öffnungsverhalten der Klappe:

Beginn der Öffnung	=	30 ms
Ende der Öffnung	=	80 ms
Dauer der Öffnung	=	50 ms
Zeitpunkt der maximalen Öffnung	=	100 ms
Dauer offen	=	390 ms

### Schließverhalten

Beginn des Schließens	=	300 ms
Schließzeitpunkt	=	420 ms
Dauer des Schließens	=	120 ms
Dauer geschlossen	=	610 ms

Verhältnis Offen / Geschlossen	=	0,64
--------------------------------	---	------

Die JVK A1 zeigt, wie auch alle anderen Jugularvenen Präparate, aufgrund ihrer sehr leichten Klappensegel, ein sehr schnelles Folgeverhalten zur Strömung. Im Verlauf der Öffnung erkennt man auf der

Hälfte zwischen Öffnung und Schließen im Öffnungsverlauf den Einbruch durch den weiter oben beschriebenen Sog-Effekt.

### Leckfläche und Insuffizienz

Auch bei dieser Klappe lässt sich durch die Aufnahmen eine Insuffizienz der Klappe ausschließen. Der Einbruch des Differenzdruckverlaufs kommt also ausschließlich durch das paravalvuläre Leck.

## 8.3.3 Abgeleitete Parameter

### Schließvolumen

Aus der Volumenkurve des Hubkolbens und dem Zeitraum zwischen Beginn der Diastole und Schließzeitpunkt der Herzklappe kann man das Schließvolumen ermitteln. Wie im Kapitel 5 über die Prinzipien der Messungen beschrieben, wurde hierbei die Restöffnungsfläche der Prothese zu der Öffnungsfläche der Rücklaufdrossel zueinander ins Verhältnis gesetzt. Wie schon weiter oben beschrieben, wurde hier eine einfache 1:1 Wichtung als eine erste Näherung vorgenommen. Das gesamte Schließvolumen ergibt sich somit zu 1,28 ml.

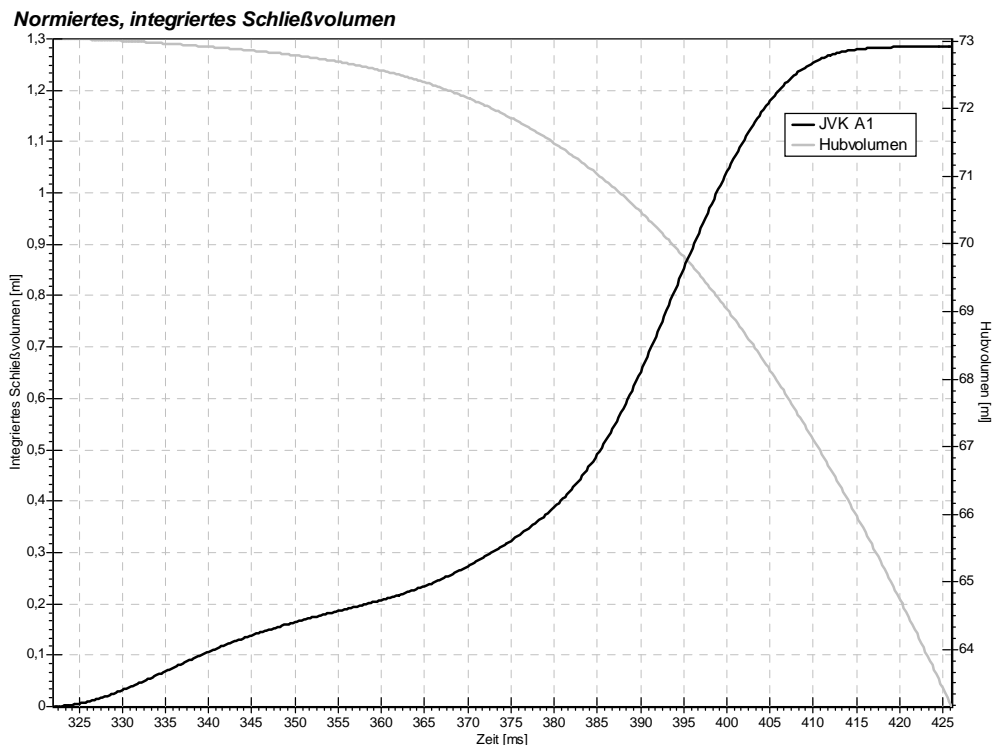


Abbildung 8.19: Aus der in Bezug auf die Drosselöffnung normierten Restöffnungsfläche der Herzklappe beim Schließen und dem negativen Volumenhub integriertes Schließvolumen der Engage Prothese.

### **Regurgitation**

Da die Klappe kein Leckvolumen aufweist und ein paravalvuläres Leck bei diesen Betrachtungen außer Acht gelassen wird, besteht der gesamte Rückfluss nur aus dem Schließvolumen und beträgt damit ebenfalls 1,28 ml pro Zyklus.

### **Gesamtenergieverlust**

Aus dem gesamten Rückflussvolumen lässt sich bei einem Auswurfvolumen von 73,03 ml ein effektives Auswurfvolumen von 71,65 ml ermitteln.

Daraus ergibt sich ein Gesamtenergieverlust für einen Zyklus ein Wert von 0,415 Joule, hauptsächlich begründet in dem hohen Energieverlust in der Systole.

### **Performance Index**

Aus der maximalen Effektiven Öffnungsfläche und der prinzipiellen Gesamtfläche der Klappenprothese lässt sich der Performance Index ausrechnen.

$$PI_{JVK A1} = \frac{143,1 \text{ mm}^2}{201,1 \text{ mm}^2} = 0,71 \quad (8.3)$$

## **8.3.4 Analyse der Nachlaufströmung**

### **Generelle Beurteilung der Nachlaufströmung**

Auf Aufnahmen für die Beurteilung der Nachlaufströmung wurde im Rahmen dieser Arbeit verzichtet, da sie höchstens einen informativen Charakter haben können und man bei der Art der Herstellung dieser Klappentypen bei Insuffizienz eine neue Klappe nimmt bzw. man auf die Form der Klappe keinen Einfluss hat.

### **Totwasser-, Belüftungs- und Wirbelgebiete**

Das Problem bei den gestenteten Klappen ist, dass sie aufgrund ihrer Bauform die Zugänge zu den Coronar-Aostien unterbinden. Damit der Stent genug Halt findet, muss er möglichst weit in die Aorta hineingeschoben werden. Da das Aderstück im Normalfall keine Löcher aufweist, werden so die Abgänge zur Durchblutung der Herzkranzgefäße verdeckt.

Außerdem kann es durch die geringe Fixierung, zumindest im Bereich der arteriellen Herzseite, und die hohen Druckgradienten zu einer erheblichen Bewegung des gesamten Stents samt Klappe kommen. Dies kann unter Umständen auch zu einer Schädigung der Aortenwand führen, wenn sich die Drahtenden in die Wand bohren.

## 8.4 Stent-Prothese JVK A3

### 8.4.1 Druckverlauf

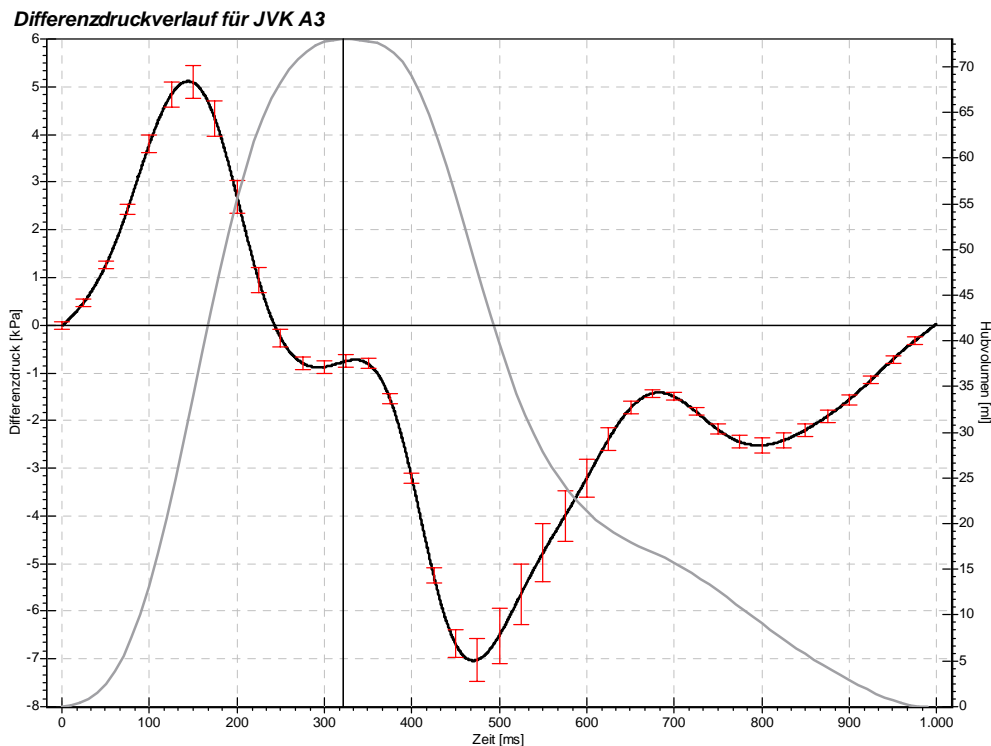


Abbildung 8.20: Differenzdruckverlauf für die JVK A3 Herzklappenprothese. Die Standardabweichung ist rot als Fehlerbalken dargestellt. Grau hinterlegt ist für eine bessere Einordnung in den Zyklus das Auswurfvolumen des Hubkolbens.

#### Transvalvulärer Druckgradient

Die Stent-Prothese JVK A3 ist als ein negativ Beispiel vermessen worden. Aufgrund eines auf einer Seite zu hoch gewachsenen Klappensegels ist diese Klappe im Prinzip vollkommen insuffizient.

Man erkennt am Druckverlauf, da sie im Vergleich zur JVK A1 an allen möglichen Stellen eingenäht wurde, einen immer noch sehr hohen, aber nicht maximalen Druckverlust in der Systole. Sie erreicht dabei einen Wert von 5114 Pascal bzw. 38,36 mmHG. Der hohe Wert liegt an dem generell geringeren Durchmesser der Stent-Klappen.

Der diastolische Druckgradient sinkt zunächst auf einen Wert von -7035 Pascal. Dann bricht er aber sehr schnell wieder auf -1415 Pascal zusammen. Da die Klappe absolut nicht dichtet, ist diese Tatsache auch zu erwarten gewesen.

### Systolischer Energieverlust

Der systolische Energieverlust beträgt insgesamt 0,237 Joule, aufgrund der geringen Effektiven Öffnungsfläche erwartungsgemäß relativ hoch.

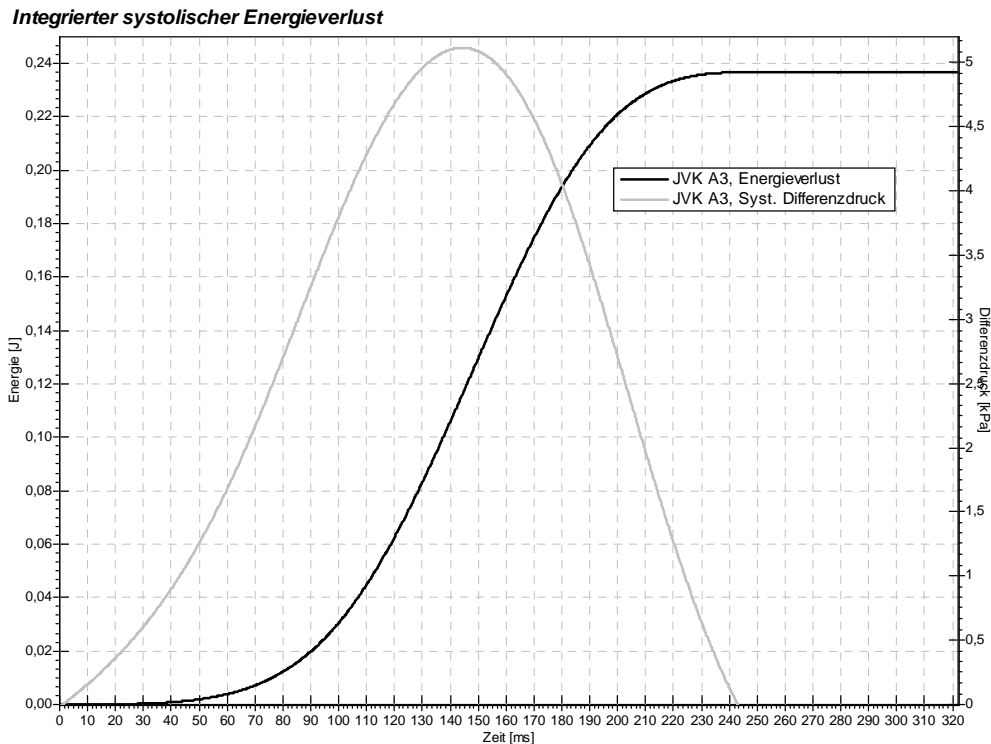


Abbildung 8.21: Darstellung des integrierten systolischen Energieverlustes der Hall-Kaster Kippscheibenprothese während eines Zyklus. Dargestellt ist nur die Systole mit den positiven Differenzdrücken.

Allerdings ist er nicht so hoch wie bei den beiden anderen Stent-Klappen. Vermutlich tritt bei dieser Klappe ebenfalls ein erhebliches paravalvuläres Leck auf, so dass hierüber eine zusätzliche, in den Durchlichtaufnahmen nicht erfassbare, Öffnungsfläche zur Verfügung steht und somit der Druckabfall beim Durchströmen nicht so hoch ausfällt

### 8.4.2 Verlauf der Öffnungsfläche

Für das Prinzip der Durchlichtaufnahmen an der JVK A3 gilt dasselbe wie schon bei den vorherigen Klappen.

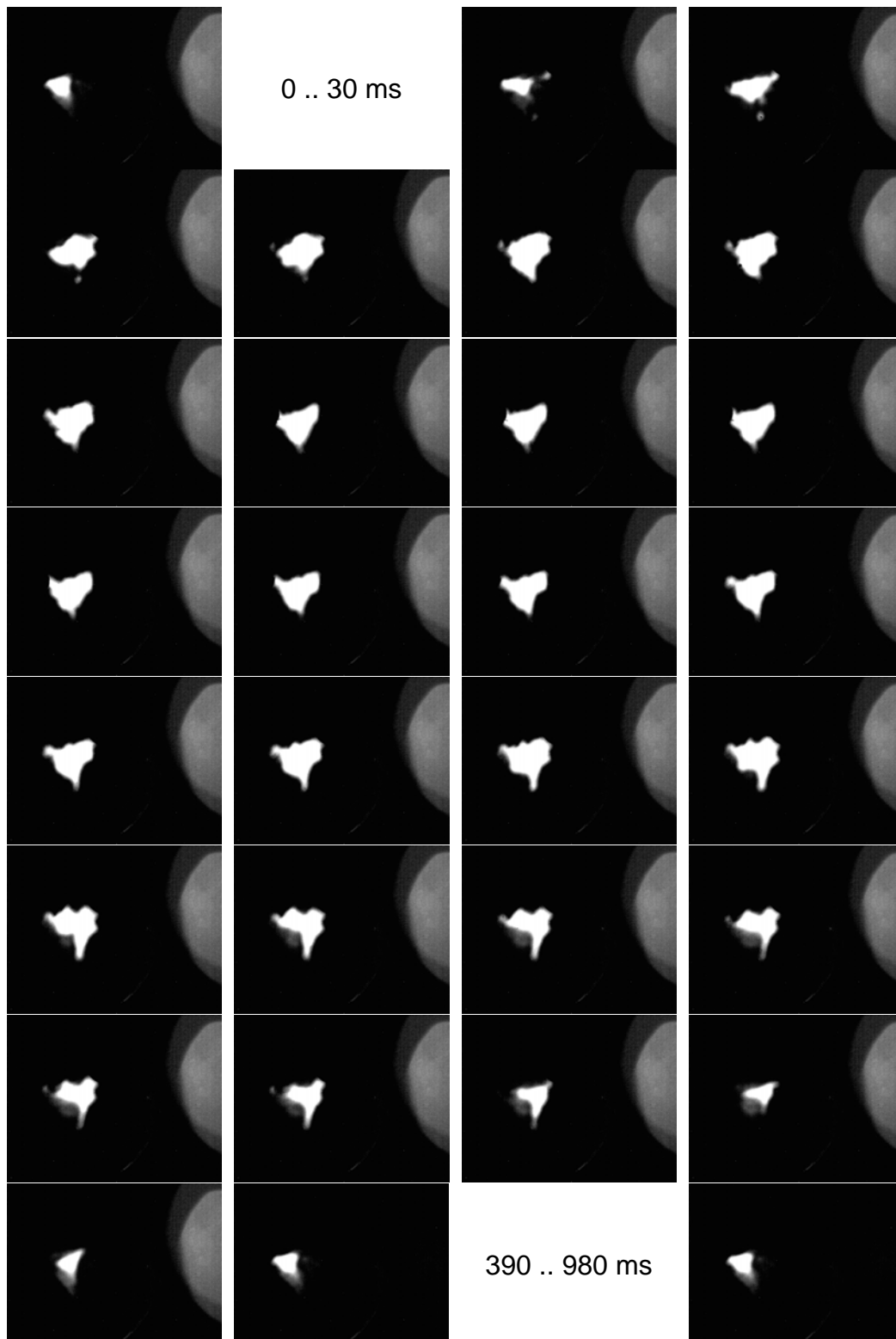


Abbildung 8.22: Typische Bildreihe zur Darstellung der Durchlichtaufnahmen eines Zyklus der Hall-Kaster Prothese. In den Bildern, die ausgelassen wurden, erfolgt keine Änderung der Öffnungsfläche.



Abbildung 8.23: Zeitlich aufgelöste Darstellung der Öffnungsfläche, entsprechend der Bilderreihe in der vorherigen Abbildung.

### Öffnungsverhalten

Die Auswertung des Durchlichtsignals ergibt folgendes Öffnungsverhalten der Klappe:

Beginn der Öffnung	=	10 ms
Ende der Öffnung	=	70 ms
Dauer der Öffnung	=	60 ms
Zeitpunkt der maximalen Öffnung	=	70 ms
Dauer offen	=	370 ms

### Schließverhalten

Beginn des Schließens	=	300 ms
Schließzeitpunkt	=	380 ms
Dauer des Schließens	=	80 ms
Dauer geschlossen	=	630 ms

Verhältnis Offen / Geschlossen = 0,59

Man erkennt anhand der Bildsequenz sehr gut die ständig vorhandene Restöffnungsfläche. Die Angaben zu Öffnungs- und Schließzeiten beziehen sich auf die Zeitpunkte, an denen der Zustand der Klappe sich



nicht mehr stark ändert, natürlich nicht auf die, an denen die Klappe vollständig geschlossen ist. Die Klappe zeigt im Prinzip dasselbe Öffnungs- und Schließverhalten wie die anderen Jugularvenen Klappen, hat allerdings eine sehr große Insuffizienz.

### Leckfläche und Insuffizienz

Die JVK A3 weist eine sehr große Leckfläche von ca. 35 mm<sup>2</sup> auf. Damit und zusammen mit dem diastolischen Druckverlauf kann das Leckvolumen nach Toricelli errechnet werden. Es ergibt sich ein integriertes Leckvolumen von 54,25 ml (Toricelli), also nahezu  $\frac{3}{4}$  des gesamten Auswurfvolumens.

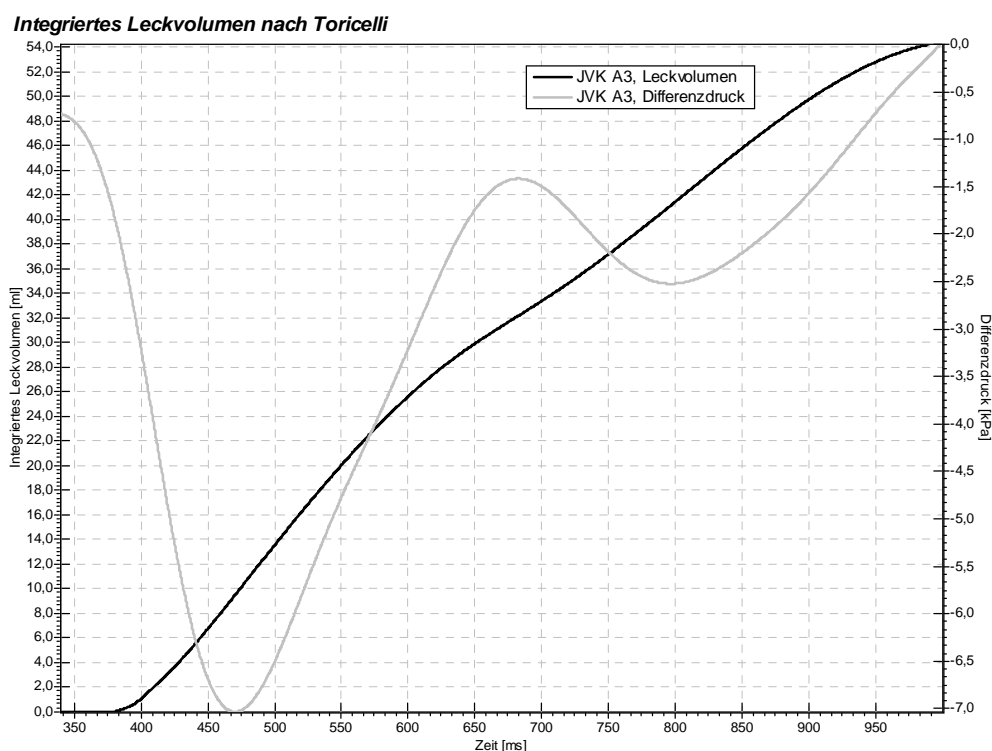


Abbildung 8.24: Darstellung des empirisch und nach Toricelli ermittelten diastolischen Leckvolumens der JVK A3 Herzklappenprothese.

### 8.4.3 Abgeleitete Parameter

Aus den im obigen Abschnitt angegebenen Größen lassen sich die folgenden Werte ableiten:

#### Schließvolumen

Nach der üblichen Methode wird das Schließvolumen der Klappe ermittelt. Es errechnet sich zu 0,85 ml.

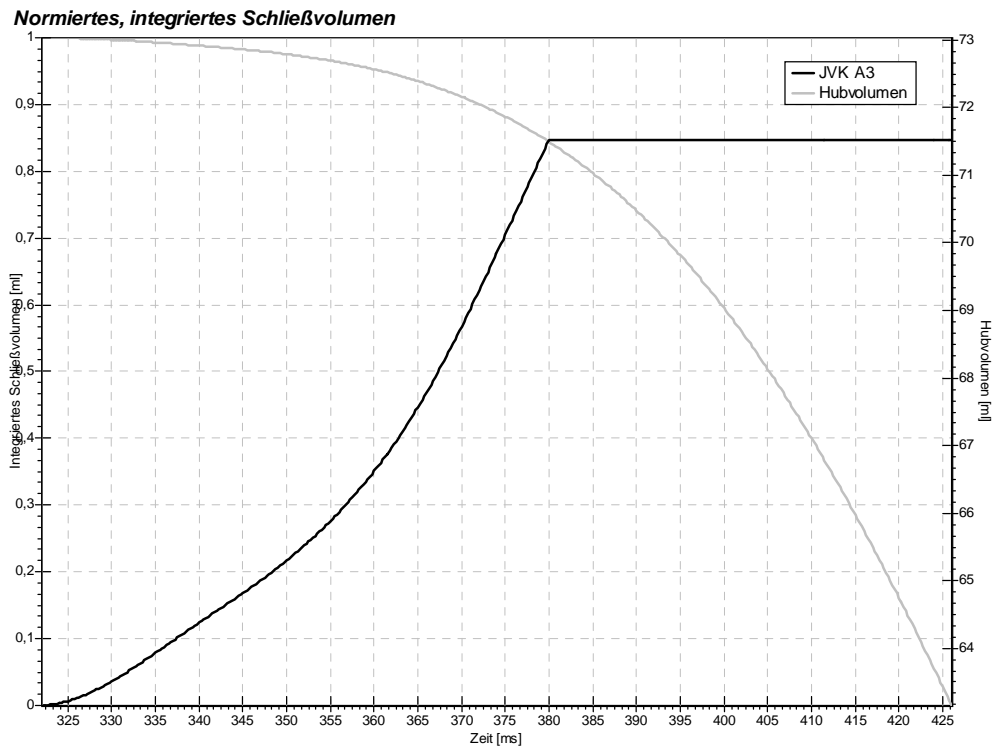


Abbildung 8.25: Aus der in Bezug auf die Drosselöffnung normierten Restöffnungsfläche der Herzklappe beim Schließen und dem negativen Volumenhub integriertes Schließvolumen der JVK A3 Prothese.

### Regurgitation

Der gesamte Rückfluss besteht aus dem Schließvolumen addiert mit dem Leckvolumen und beträgt damit bei der Hall-Kaster Prothese 55,10 ml pro Zyklus.

### Gesamtenergieverlust

Aus dem gesamten Rückflussvolumen läßt sich bei einem Auswurfvolumen von 73,03 ml ein effektives Auswurfvolumen von 17,92 ml ermitteln.

Daraus ergibt sich ein Gesamtenergieverlust für einen Zyklus ein Wert von 0,964 Joule, nahezu der Wert, den das Herz für einen Schlag benötigt.

### Performance Index

Der Performance Index entspricht dem der JVK A1.

## 8.4.4 Analyse der Nachlaufströmung

Für die Nachlaufströmung der Stent-Klappen gilt das bei der JVK A1 gesagte.

## 8.5 Stent-Prothese JVK A5

### 8.5.1 Druckverlauf

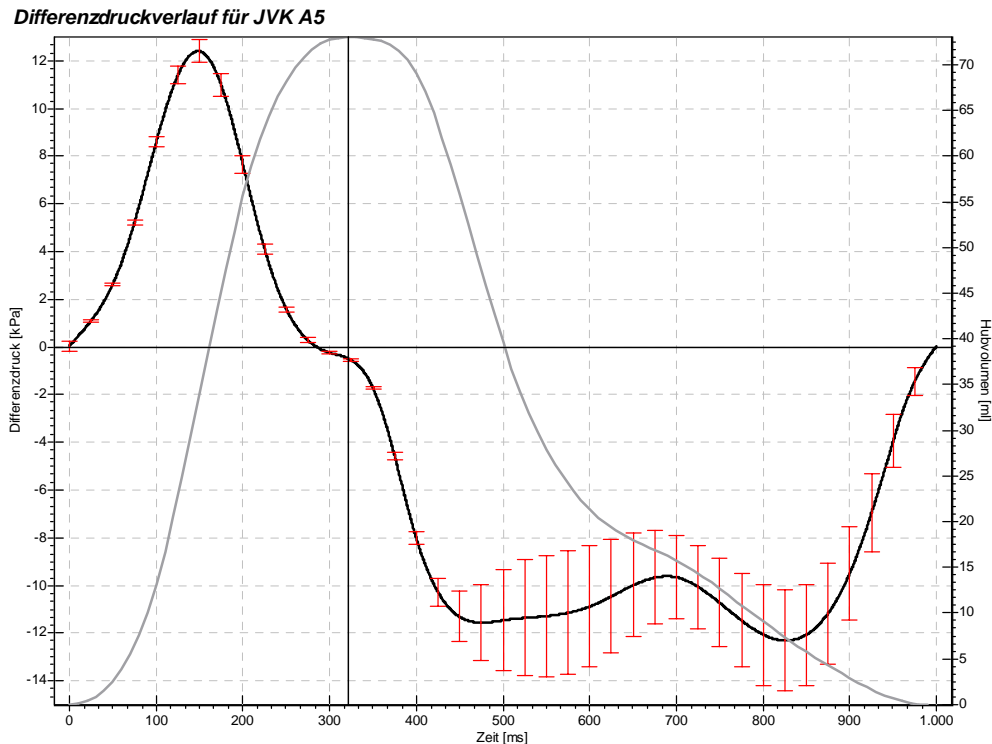


Abbildung 8.26: Differenzdruckverlauf für die JVK A5 Herzklappenprothese. Die Standardabweichung ist rot als Fehlerbalken dargestellt. Grau hinterlegt ist für eine bessere Einordnung in den Zyklus das Auswurfvolumen des Hubkolbens.

#### Transvalvulärer Druckgradient

Die Prothese JVK A5 ist als dritter Vertreter der Jugularvenen Präparate vermessen worden, da sie im Verlauf eines Tierversuchs schon implantiert war.

Aus dem oben dargestellten Druckverlauf kann man einen maximalen transvalvulären Druckgradienten in der Systole von 12405 Pascal bzw. 93,04 mmHG ablesen. Dieser Druckverlust ist bei weitem der Höchste von allen vermessenen Klappenprothesen. Er erklärt sich durch den besonders geringen Innendurchmesser der Klappenprothese, aber auch dadurch, dass diese Klappe besser als die anderen, noch nicht implantierten Prothesen, in der Probenhalterung dichtet. Denn genauso wie der diastolische Differenzdruck bei einem paravalvulären Leck zusammen bricht, vergrößert es in der Systole im Prinzip die Effektive Öffnungsfläche der Klappe. Insofern muss man bei den beiden vorherigen

Stent-Prothesen davon ausgehen, dass sie bei einer vollständigen Dichtung ebenfalls einen noch höheren Wert in der Systole zeigen.

Der diastolische Druckgradient sinkt auf einen mittleren Wert von -11180 Pascal und bleibt dabei relativ stabil. Insgesamt zeigt die Klappe für eine biologische Prothese ein sehr reproduzierbares Verhalten.

### Systolischer Energieverlust

Der integrierte systolische Energieverlust von 0,596 Joule ist, genau wie der Transvalvuläre Druckgradient, der bei weitem Größte im Testfeld der Klappen. Die Begründung dafür sind dieselben, wie schon oben angegeben.

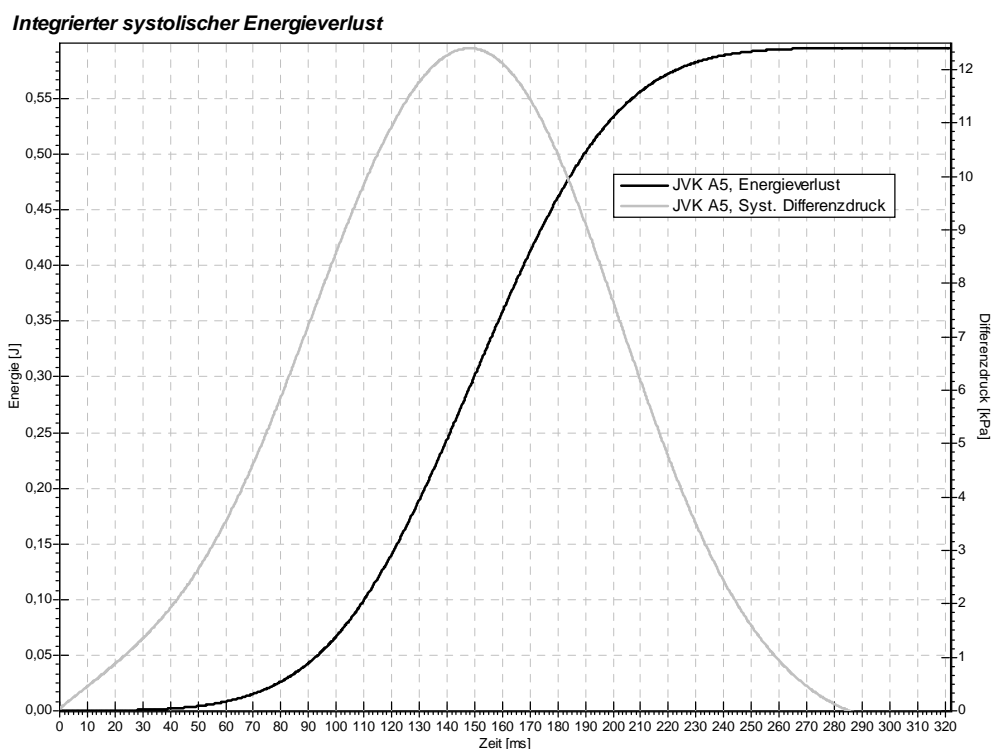


Abbildung 8.27: Darstellung des integrierten systolischen Energieverlustes der JVK A5 während eines Zyklus. Dargestellt ist nur die Systole mit den positiven Differenzdrücken.

### 8.5.2 Verlauf der Öffnungsfläche

Die Effektive Öffnungsfläche der JVK A5 wurde auf demselben Weg bestimmt wie bei den anderen Herzklappenprothesen.

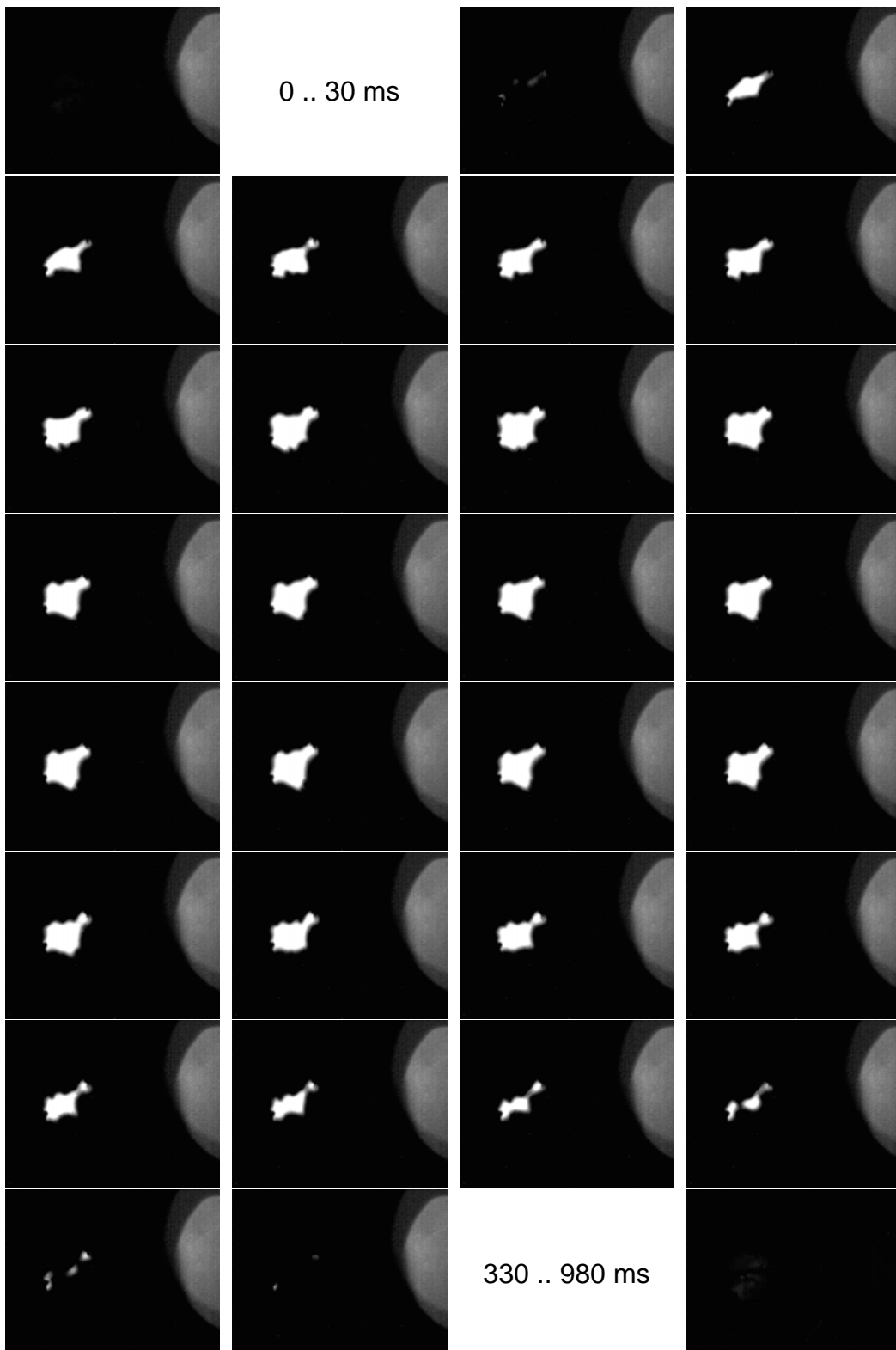


Abbildung 8.28: Typische Bildreihe zur Darstellung der Durchlichtaufnahmen eines Zyklus der JVK A5. In den Bildern, die ausgelassen wurden, erfolgt keine Änderung der Öffnungsfläche.

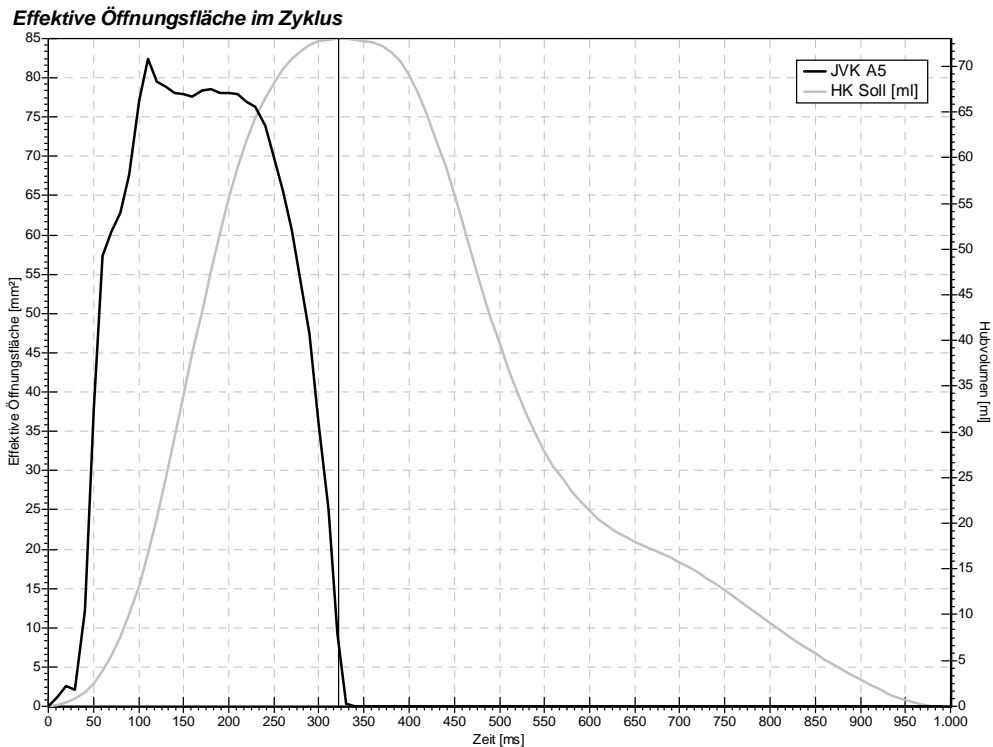


Abbildung 8.29: Zeitlich aufgelöste Darstellung der Öffnungsfläche, entsprechend der Bilderreihe in der vorherigen Abbildung.

### Öffnungsverhalten

Die Auswertung des Durchlichtsignals ergibt folgendes Öffnungsverhalten der Klappe:

Beginn der Öffnung	=	20 ms
Ende der Öffnung	=	110 ms
Dauer der Öffnung	=	90 ms
Zeitpunkt der maximalen Öffnung	=	110 ms
Dauer offen	=	320 ms

### Schließverhalten

Beginn des Schließens	=	230 ms
Schließzeitpunkt	=	340 ms
Dauer des Schließens	=	110 ms
Dauer geschlossen	=	680 ms

Verhältnis Offen / Geschlossen	=	0,47
--------------------------------	---	------

Die Klappe zeigt mit das beste Öffnungs- und Schließverhalten der Jugularvenen Präparate. Außerdem scheint, wie schon weiter oben

vermutet, das Gewebe im Stent 'eingewachsen' zu sein. Denn die Klappe zeigt im Gegensatz zu den anderen JVKs nicht den Einbruch der Öffnungsfläche durch die Sogwirkung und einem eventuell locker eingnähten Aderstück.

### Leckfläche und Insuffizienz

Auch bei dieser Klappe lässt sich durch die Aufnahmen eine Insuffizienz der Klappe ausschließen. Der Einbruch des Differenzdruckverlaufs kommt also durch das paravalvuläre Leck.

## 8.5.3 Abgeleitete Parameter

Aus den im obigen Abschnitt angegebenen Größen lassen sich die folgenden Werte ableiten:

### Schließvolumen

Da die Klappe laut dem Durchlichtsignal nahezu direkt am Umkehrpunkt des Hubkolbens, also zu Beginn der Diastole schon wieder geschlossen ist, ergibt sich auch ein zu vernachlässigendes Schließvolumen.

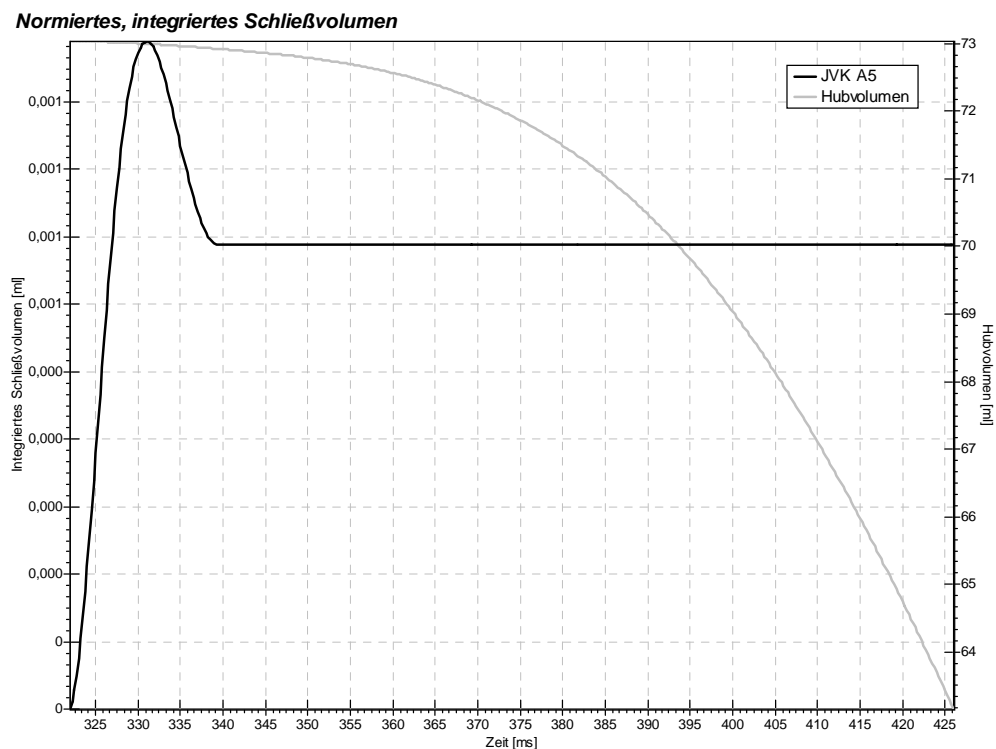


Abbildung 8.30: Aus der in Bezug auf die Drosselöffnung normierten Restöffnungsfläche der Herzklappe beim Schließen und dem negativen Volumenhub integriertes Schließvolumen der JVK A5.

### **Regurgitation**

Wie oben beschrieben, liegen beide Werte für Rückfluss bei der JVK A5 bei 0 ml. Dementsprechend ergibt sich auch keine nennenswerte Regurgitation. Da dieses sehr unwahrscheinlich ist, würde sich bei einer noch höher auflösenden Bildgebung der Durchlichtaufnahmen wahrscheinlich doch ein gewisser Rückfluss ergeben.

### **Gesamtenergieverlust**

Wie beschrieben, hat die Klappe anscheinend keinen Rückfluss und somit bleibt der Energieverlust bei dem in den obigen Abschnitten ermittelten Wert von 0,596 Joule.

### **Performance Index**

Der Performance Index entspricht dem der JVK A1.

## **8.5.4 Analyse der Nachlaufströmung**

Für die Nachlaufströmung der Stent-Klappen gilt das bei der JVK A1 Gesagte.



# Kapitel 9

## Vergleich der Herzklappen

In diesem Kapitel sollen die verschiedenen Klappen anhand der Daten ihrer Messungen einander gegenüber gestellt und miteinander verglichen werden.

Die dargestellten Grafiken sollen einen vergleichenden Überblick ermöglichen, für genauere Betrachtungen sei auf das Kapitel der Einzelmessungen bzw. auf Kapitel 5 „Prinzip der Messungen“ verwiesen.

### 9.1 Druckverlust

Der Vergleich der Differenzdruckverläufe über eine Wiederholung zeigt bei den mechanischen Prothesen jeweils einen dem Prinzip nach relativ ähnlichen Verlauf.

Es zeigen sich gewisse Unterschiede im Druckverlust während der Systole, die durch eine nähere Betrachtung der Öffnungsflächen und dem Bau- und Öffnungsprinzip der verschiedenen Klappentypen erklärbar sind. Ungewöhnlich ist hier der relativ große Druckverlust bei dem Tricumed 4 Prototypen, gerade im Vergleich mit der Hall-Kaster Kippscheibenprothese. Im Prinzip und aufgrund von Messungen an handgefertigten Vorserien-Prototypen der Tricumed Bauform in vorangegangenen Arbeiten wäre ein geringerer Druckverlust zu erwarten. Allerdings bewegen sich die Flügel der hier vermessenen, schon im Spritzgussverfahren hergestellten Klappe aufgrund eines ungenügenden Lagers sehr schwergängig. Dadurch kommt es nicht zu der maximal möglichen Öffnung.

Auch der Verlauf der Differenzdrücke während der Diastole weist bei allen mechanischen Prothesen den physiologischen Plateauverlauf auf, was auf ein stabiles Schließverhalten der Klappen hinweist. Würden sich die Klappenflügel während der Diastole verschieben, so würde dabei auch eine Veränderung der Leckfläche folgen, die in einer Veränderung des Differenzdrucks resultiert. Die unterschiedlichen mittleren Druckdifferenzen im Plateaubereich korrelieren mit den Beobachtungen zur Leckfläche bei den verschiedenen Modellen.

## 9 Vergleich der Messungen

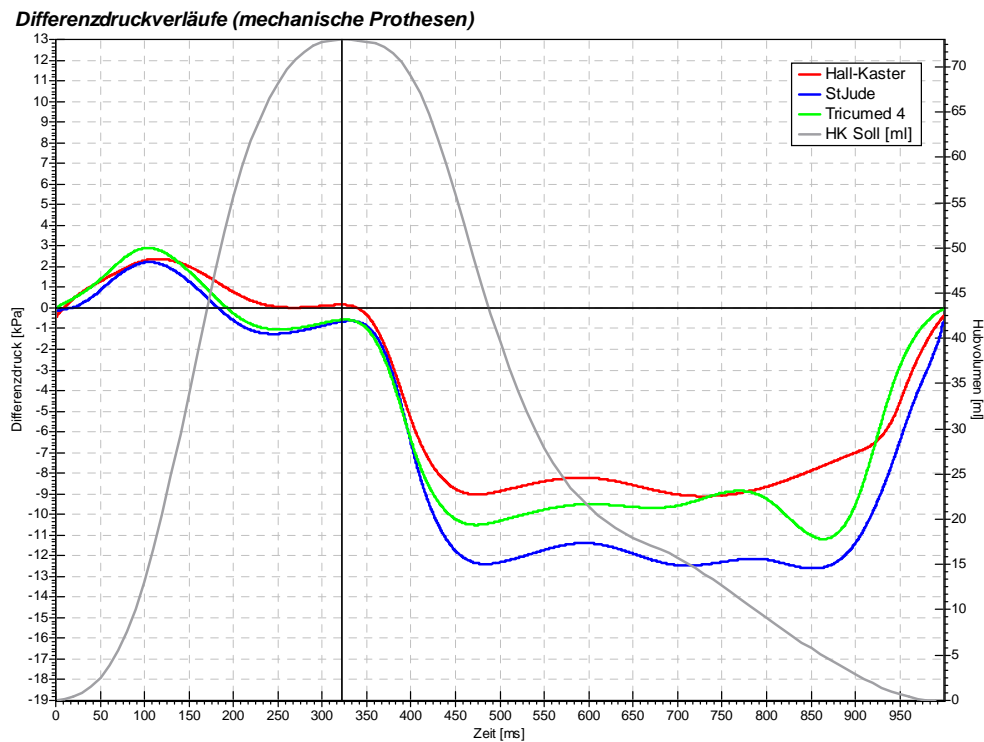


Abbildung 9.1: Differenzdruckverläufe der mechanischen Herzklappenprothesen im Vergleich.

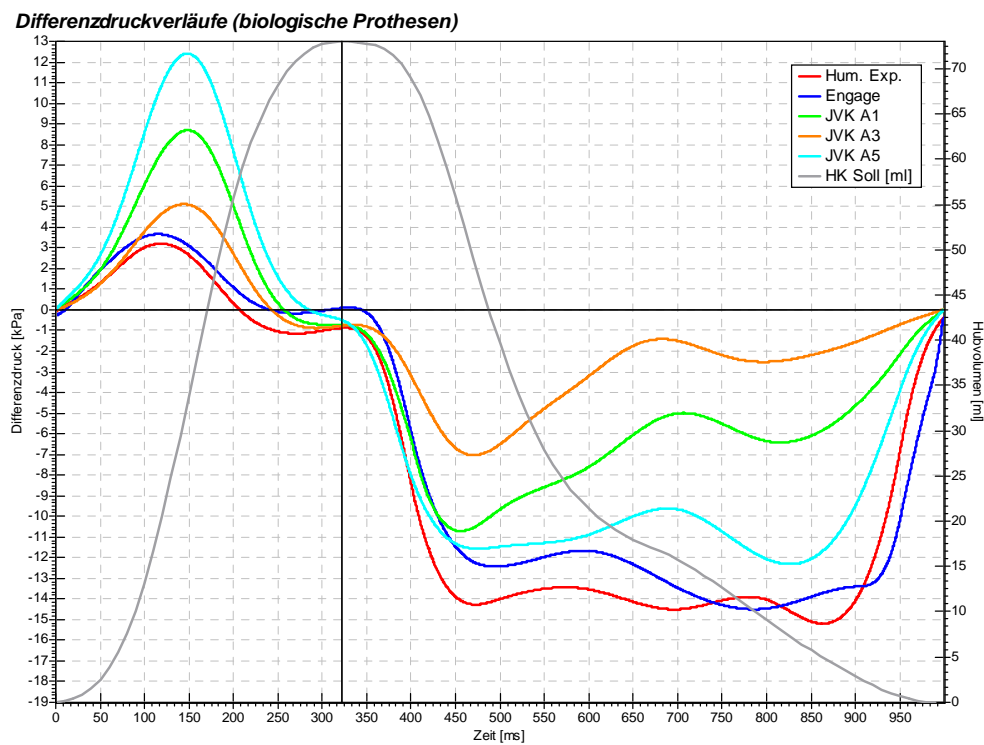


Abbildung 9.2: Differenzdruckverläufe der biologischen Herzklappenprothesen im Vergleich.

Bei dem Vergleich der biologischen Klappen sieht man deutlich den erheblich überhöhten systolischen Druckverlust durch die wesentlich kleinere Öffnungsfläche bei den Jugularvenen Präparaten der Arbeitsgruppe Gefäßchirurgie am Uniklinikum Kiel. Das humane Aortenklappen Explantat und die Engage-Prothese haben, obwohl sie für dieselbe Größe der Aortenwurzel wie die mechanischen Prothesen gedacht sind, einen höheren Druckverlust. Dies liegt an der dickeren Wandung und dem Aufbau dieser Klappen, denn damit haben sie eine kleinere Effektive Öffnungsfläche. Im diastolischen Bereich kann man sehr deutlich den durch ein Leck im Bereich der Klappe hervorgerufenen Zusammenbruch des Differenzdrucks erkennen. Bei den JVK-Klappen ist das Leck meist nur das Paravalvuläre Leck durch die gestentete Bauform. Eine Insuffizienz kann durch die Endoskopischen- und die Durchlichtaufnahmen ausgeschlossen werden.

## 9.2 Systolischer Energieverlust

Die aufintegrierte systolische Energie, die aufgrund der Prothese zusätzlich zur normalen Energie beim Auswurf der Flüssigkeit aufgebracht werden muss, deckt sich annähernd mit den Verhältnissen wie bei der systolischen Druckdifferenz. Allerdings zeigt sich bei der Energiebetrachtung die Tricumed Klappe wieder effizienter als die Hall-Kaster-Prothese.

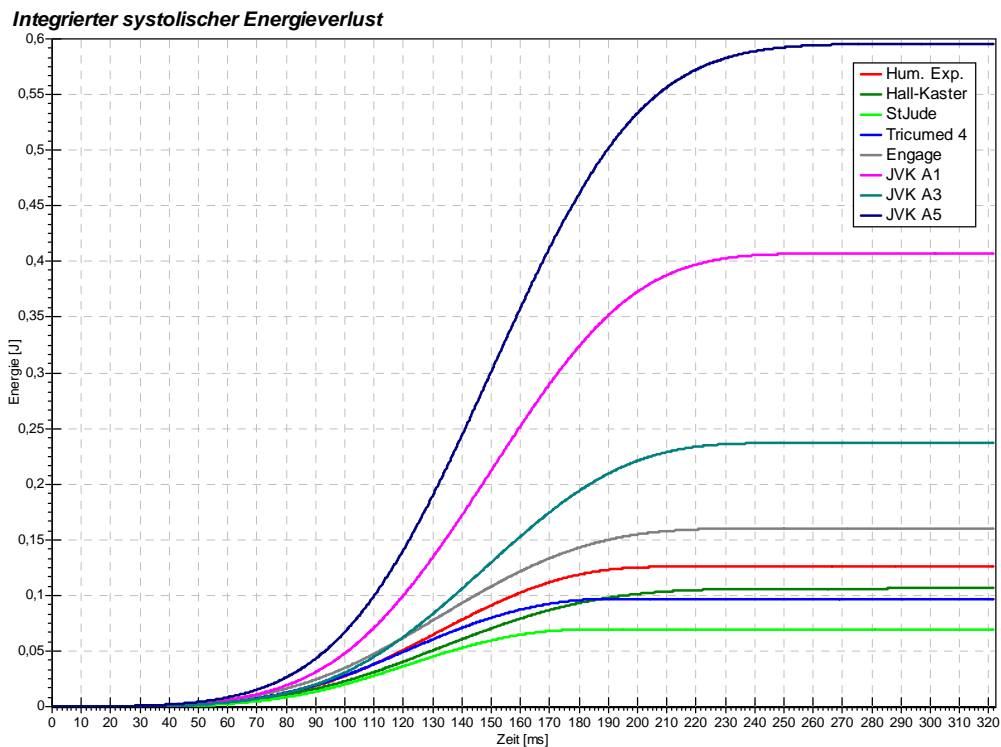


Abbildung 9.3: Integrierter systolischer Energieverlust aller Prothesen und Klappen im Vergleich.

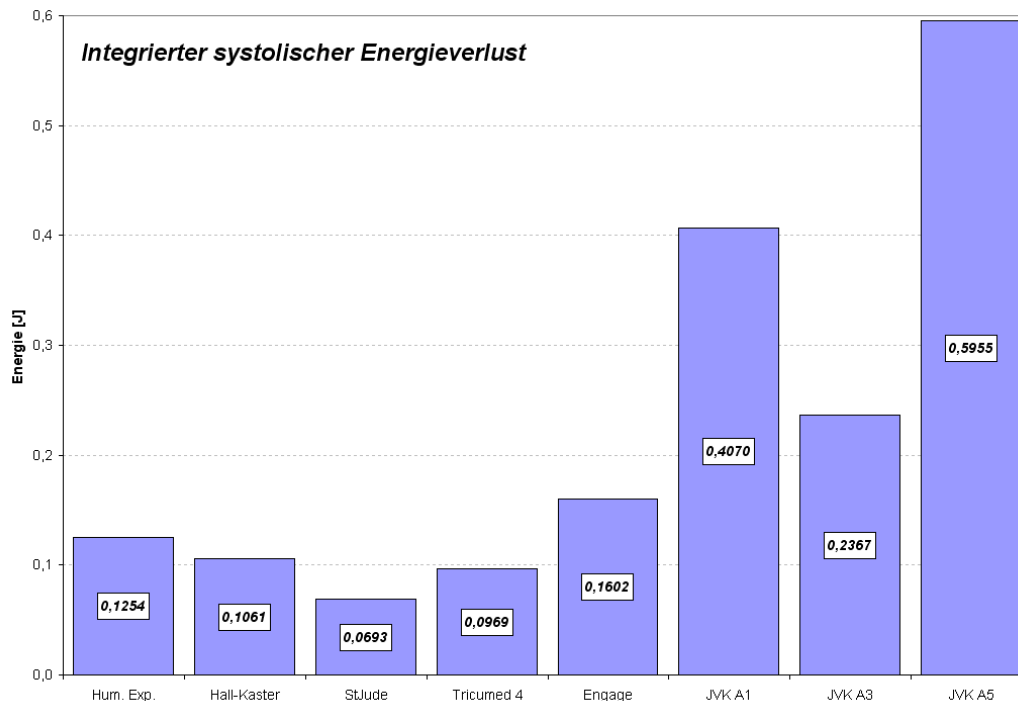


Abbildung 9.4: Maximalwerte des integrierten systolischen Energieverlustes aller Klappen im Vergleich.

### 9.3 Effektive Öffnungsflächen und Schließverhalten

In den folgenden Abbildungen werden die Effektiven Öffnungsflächen der mechanischen und dann der biologischen Klappen dargestellt. Im Vergleich sieht man bei den mechanischen Prothesen sehr gut, wie das Folgeverhalten in Bezug auf den Volumenstrom mit mehr und dadurch leichteren Flügeln schneller wird. Die Tricumed 4 öffnet hierbei nahezu sofort und schließt auch im Vergleich am schnellsten. Aufgrund der nahezu identischen Innendurchmesser der Klappenringe ist zu erwarten, dass bei einem Modell mit effizient funktionierenden Flügellagern auch nahezu die Gesamtöffnungsfläche bzw. der Performance Index der St. Jude Prothese erreicht wird. Ein großer Wert beim Verhältnis vom offenen zum geschlossenen Zustand bedeutet auch, dass dem Auswurfvolumen z.B. beim Öffnen kein großer Widerstand durch einen massenreichen Klappenflügel entgegengestellt wird.

Im Bereich der Diastole ist deutlich die Leckfläche der Klappen zu erkennen. Auch hier kann man sagen, dass der nächste Typ der Tricumed-Klappe mit einem neuen Lager wohl eine wesentlich niedrigere Leckfläche aufweisen wird.

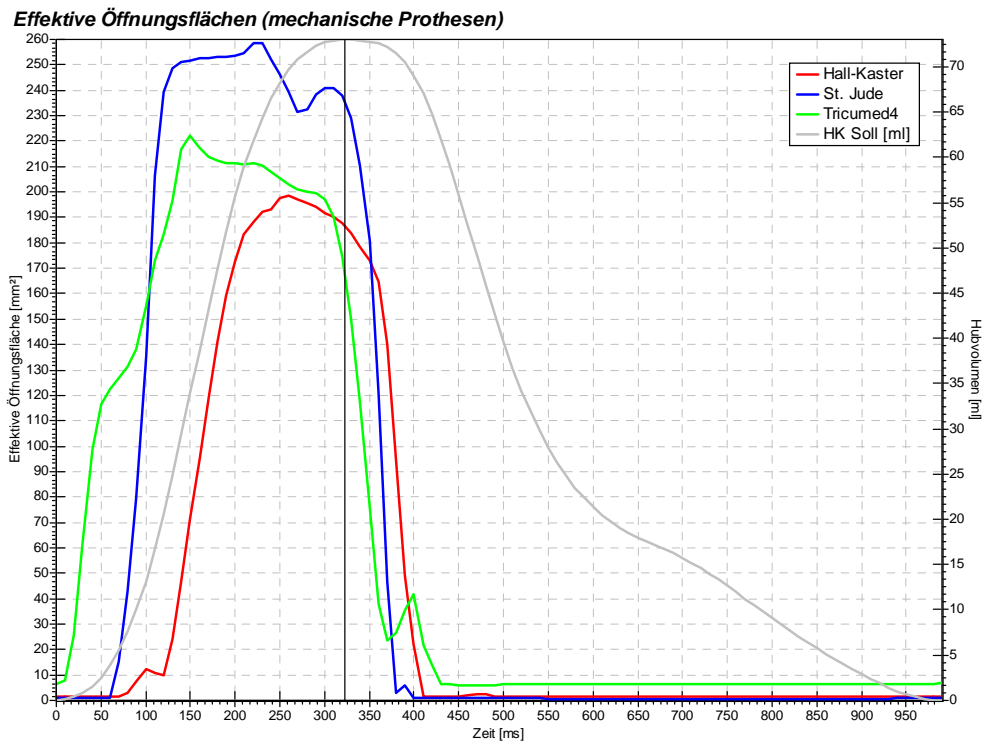


Abbildung 9.5: Vergleich der Effektiven Öffnungsflächen der mechanischen Herzklappenprothesen.

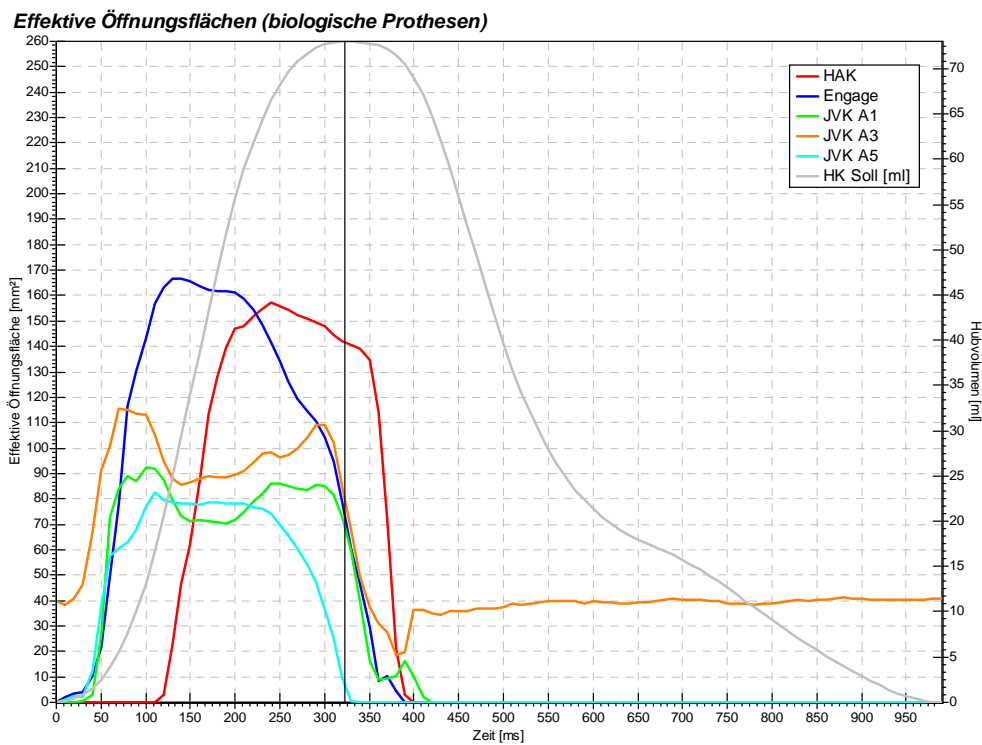


Abbildung 9.6: Vergleich der Effektiven Öffnungsflächen der biologischen Herzklappenprothesen und dem humanen Explantat.

## 9 Vergleich der Messungen

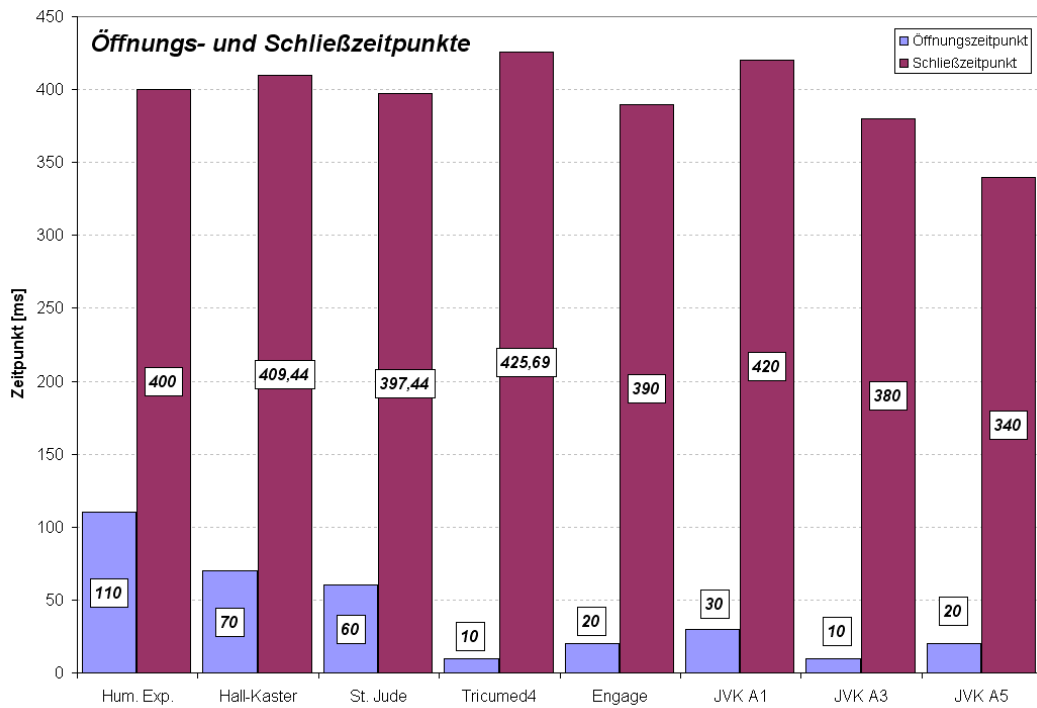


Abbildung 9.7: Gegenüberstellung der Öffnungs- und Schließzeitpunkte der getesteten Herzklappenprothesen.

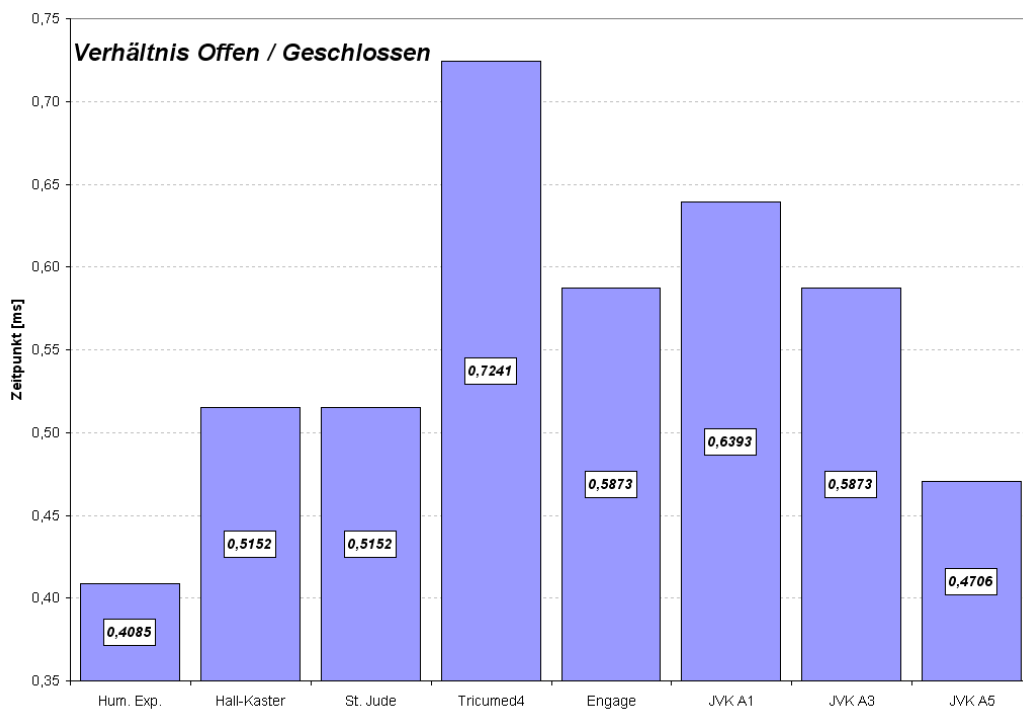


Abbildung 9.8: Gegenüberstellung der Verhältnisse von offenem zu geschlossenem Zustand der Herzklappenprothesen.

Der Vergleich der Öffnungsflächen der biologischen Klappen zeigt bei der Engage Prothese ein Folgeverhalten im Rahmen der Anströmung. Die wesentlich leichteren JVK-Prothesen öffnen und schließen im Prinzip im selben Zeitraum. Allerdings zeigen sie aufgrund der in den Einzelmessungen beschriebenen Sogwirkung einen Einbruch im Bereich der größten Stromgeschwindigkeit. Dies wird ebenfalls zu den sehr hohen Druckverlusten dieser Klappen beitragen. Die JVK A3 nimmt in der Diastole eine Sonderstellung ein, da sie als Testmuster einer insuffizienten Klappe getestet wurde, eine mehr als deutliche Leckfläche aufweist. Ebenfalls eine interessante Sonderstellung nimmt das humane Aortenklappenexplantat ein. Es scheint so zu sein, dass die Klappenflügel eine gewisse aktive Vorspannung besitzen. Sie öffnet und schließt erst relativ spät, dann aber mit dem steilsten Gradienten, so dass sie sogar noch vor den anderen, passiven Klappen im Bereich der größten Stromgeschwindigkeit voll geöffnet und auch wieder geschlossen ist. Sie zeigt im Prinzip damit ein, im Vergleich zu den anderen Klappen, nahezu binäres Verhalten. Diese Beobachtungen decken sich mit Beschreibungen in der medizinischen Literatur und werden womöglich im menschlichen Körper noch durch aktive Muskelarbeit und den tragenden Sehnenapparat unterstützt. Erstaunlich ist, dass die Klappe dieses Verhalten auch noch im explantierten Zustand zeigt.

## 9.4 Rückflussvolumina

Zu den Rückflussvolumina gehören die Schließvolumina, die auftreten, wenn der Volumenstrom den Scheitelpunkt überschritten hat, die Klappe aber noch nicht geschlossen hat. Bei der folgenden Grafik zum Vergleich sind nebeneinander die Werte mit und ohne Normierung auf die Drosselöffnungsfläche dargestellt. Hierbei ist deutlich zu erkennen, dass die Normierung einen großen Unterschied bei der Berechnung der Werte ausmacht. Zum Teil liegen sie bei einem Viertel der nicht normierten Werte. Bei der Hall-Kaster Klappe müssen die Werte sogar nach oben korrigiert werden. Für die Schließzeitpunkte wurden, soweit möglich, die Daten aus den Kraftmessungen genommen, da diese erheblich genauer zu bestimmen waren. Für die biologischen Klappen waren diese Messungen nicht möglich, deshalb wurden hier die Zeitpunkte aus dem Durchlicht-Signal ermittelt.

## 9 Vergleich der Messungen

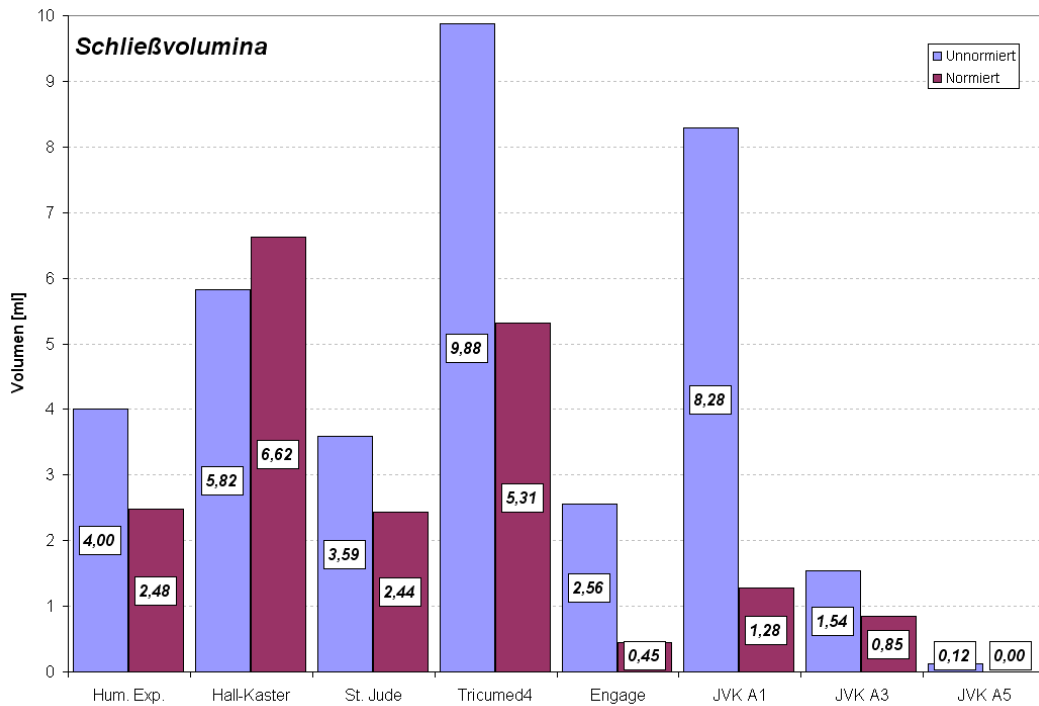


Abbildung 9.9: Vergleich der Schließvolumina der einzelnen Herzklappen bei einem Schließvorgang. Es sind hier die normierten und unnormierten Werte einander gegenübergestellt.

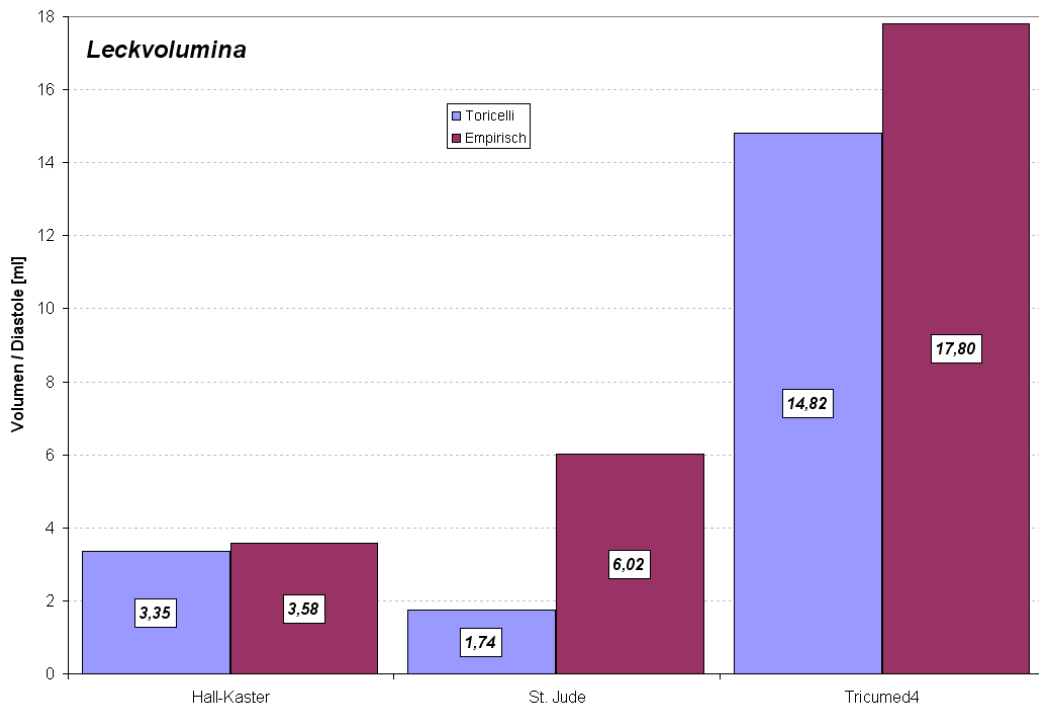


Abbildung 9.10: Vergleich der Leckvolumina der mechanischen Herzklappenprothesen. Dargestellt sind die nach Toricelli errechneten und die empirisch ermittelten Werte.



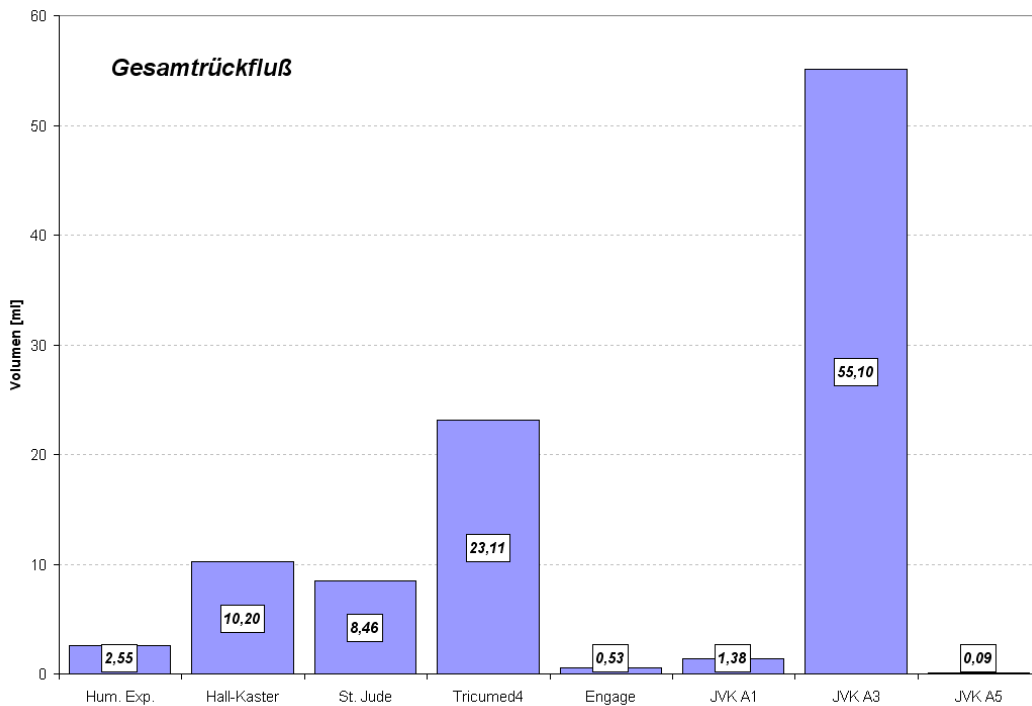


Abbildung 9.11: Vergleich des Gesamtrückflusses während eines Zyklus.

Der zweite Anteil des Rückflusses ist das Leckvolumen. Es wurde in dieser Arbeit zum einen aus der mittels der Durchlicht-Aufnahmen bestimmten Leckfläche nach dem Gesetz von Toricelli errechnet. Zum anderen wurden die Leckvolumina anhand empirisch ermittelter Daten aus vorherigen Arbeiten von [Gries] bestimmt. Die integrierten Leckvolumina aus beiden Methoden liegen dabei in derselben Größenordnung. Allerdings liegt aber der empirische Wert meist etwas höher, da bestimmte Lecks im Durchlichtbild nicht erfasst werden können. Die größte Diskrepanz zeigt sich dabei in den Werten der St. Jude Prothese, hier werden Lecks zwischen Flügel und Klappenring anscheinend nur sehr ungenügend erfasst.

Leider sind die Durchlichtaufnahmen auch nicht dafür geeignet, ein paravalvuläres Leck zu erfassen. Da sich sein Vorhandensein aber eindeutig aus dem diastolischen Differenzdruckverlauf erkennen lässt und es durch eine Veränderung der Bauweise der Klappe verhindert werden kann, ist eine exakte Bestimmung nicht zwingend notwendig.

Aus beiden Werten zusammen kann der gesamte Rückfluss während der Diastole durch Addition errechnet werden. Hierbei liegt natürlich der Wert der insuffizienten JVK A3 am höchsten.

## 9.5 Gesamtenergieverlust

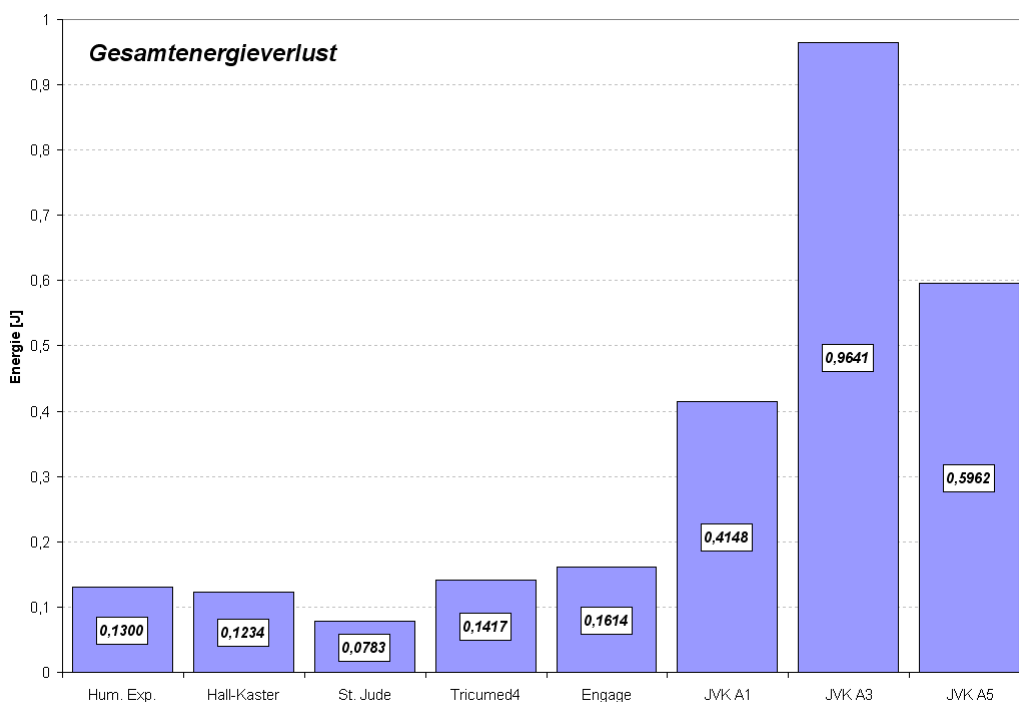


Abbildung 9.12: Vergleich des Gesamtenergieverlustes der verschiedenen untersuchten Herzklappenprothesen während eines Zyklus.

Verknüpft man den klappentypischen Energieverlust mit dem Auswurfvolumen und dem Gesamtrückflussvolumen, so lässt sich ein Gesamtenergieverlust der einzelnen Klappen errechnen. Auch wenn die dargestellten Energiewerte relativ niedrig anmuten, muss man bedenken, dass sie für nur einen Schlagzyklus gelten. Hält man sich die Schlagfrequenz des menschlichen Herzens mit im Schnitt 80 Schlägen pro Minute vor Augen, so werden gerade bei sehr insuffizienten und / oder bei Klappen mit nicht ausreichendem Durchmesser schnell Energien erreicht, die das Herz übermäßig belasten würden. Es ist zu erwarten, dass die Tricumed Prothese in ihrer nächsten Bauform mit dem verbesserten Flügellager aufgrund eines etwas geringeren systolischen Energieverlustes und einer wesentlich geringeren Leckfläche einen erheblich besseren Gesamtenergieverlust, dann wohl eher im Bereich der St. Jude, erreicht. Die gestenteten Jugularvenen Präparate der Arbeitsgruppe Gefäßchirurgie können verbessert werden, indem Vorlagen mit einem größeren Durchmesser benutzt werden und diese anders bzw. öfter im Nitinol-Stent eingenäht werden. Genauso wie die Bemühungen anhand von 3:1 und neuen handgearbeiteten 1:1 Modellen ein neues Lager für die dreiflügelige Bauform zu entwickeln, wird versucht die Stent-Prothesen weiterzuentwickeln und mit einem größeren Durchmesser herzustellen.

## 9.6 Blutschädigung

Generell lässt sich sagen, dass eine wesentliche, andauernde Blutschädigung nur bei den mechanischen Herzklappenprothesen auftreten wird. Zum einen ist dies durch die biologische Inkompatibilität der Materialien dieser Klappen bedingt, zum anderen werden bei den biologischen Klappen niemals solch hohe und harte Kraft- und Druckspitzen, gerade beim Schließen der Klappe, auftreten.

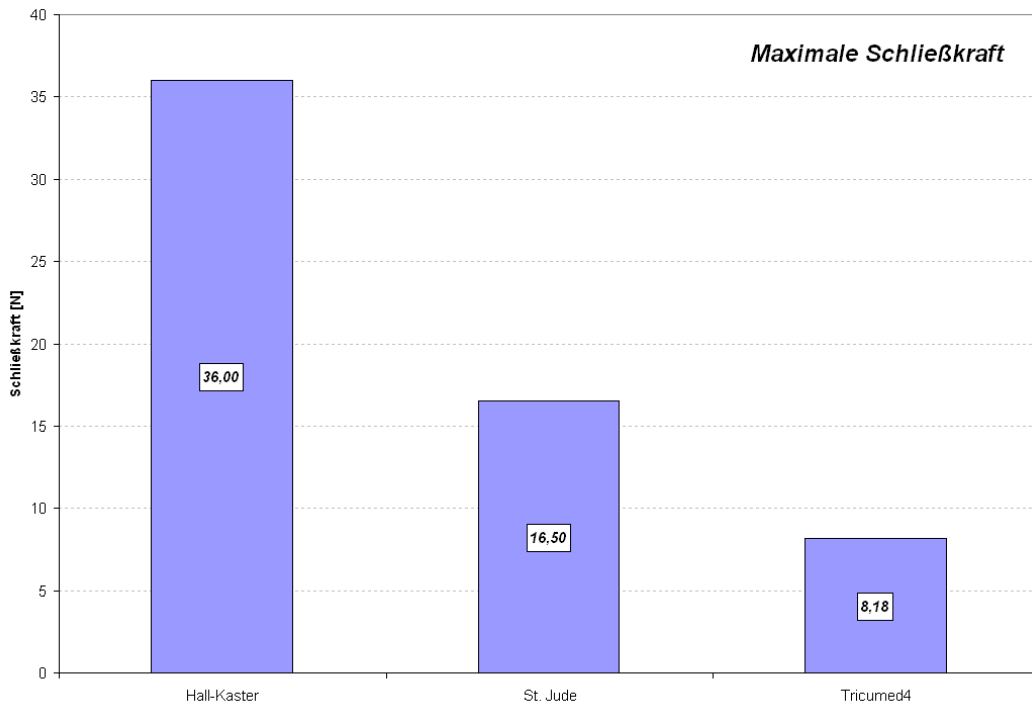


Abbildung 9.13: Vergleich der maximalen Schließkräfte der verschiedenen untersuchten mechanischen Herzklappenprothesen während eines Zyklus.

Die Hall-Kaster Einscheibenklappe zeigt bei den mechanischen Prothesen die höchsten Schließkräfte. D.h., es wird bei ihr auch zu einer erheblichen Schädigung durch Kavitation kommen. Die St. Jude zeigt im Vergleich zur Tricumed Variante immer noch eine fast doppelt so hohe Schließkraft.

Außerdem gibt es bei den biologischen Klappen keine harten Gradienten, Aufprallgebiete oder Abrisswirbel, da keine starren Teile in die Strömung stehen. Zudem ist bei allen Klappen gleich, dass sich nichts im Bereich der Hauptströmung befindet. Die freie Hauptströmung lässt sich sehr gut anhand der Strömungsaufnahmen verifizieren. Dieses ist ein weiterer wesentlicher Grund für die Neuentwicklung der dreiflügeligen Bauform der Tricumed Prothese. Insgesamt lässt sich sagen, dass mit dieser Klappe eine erheblich geringere Blutschädigung auftreten und damit

einhergehend eine geringere Belastung durch eine anti-koagulierende Medikation notwendig sein wird. Dies Verhalten würde die Nachteile durch einen eventuell etwas höheren Gesamtenergieverlust gegenüber der St. Jude Prothese wahrscheinlich sogar aufwiegen.

### 9.7 Schädigung der Aortenwurzel

Im Vergleich kann man sagen, dass bei den mechanischen Prothesen die Hall-Kaster Klappe die einzige ist, die aufgrund ihrer Bauform zu einer Schädigung der Aortenwurzel durch die seitliche Ablenkung des Volumenstroms in die Aortenwand führen kann. Die Gefahr eines Aneurhismas ist dabei sehr hoch.

Bei den biologischen Prothesen geht eher eine Gefahr von den gestenteten Jugularvenen Klappen aus. Da diese nicht eingenäht, sondern mittels Endoskop nur eingeschoben werden sollen, ist es im arteriellen Bereich durch die hohen Druckgradienten sehr wahrscheinlich, dass die Klappe sich viel bewegen wird. Dadurch kann es durch die spitzen Enden der Stents zu einer Schädigung des Gewebes kommen. Außerdem werden die Prothesen in ihrer jetzigen Länge mit großer Wahrscheinlichkeit die Zugänge zu einem Großteil der Coronar-Ostien versperren. Damit wäre die Durchblutung des Herzens gefährdet und es bestünde ein erhebliches Infarkt-Risiko.

### 9.8 Übersicht aller Daten und Parameter

Abschließend lässt sich sagen, dass bei den mechanischen Prothesen derzeit die St. Jude ihrem guten Ruf gerecht wird und durch ihr Verhalten ihren häufigen Einsatz rechtfertigt. Allerdings ist nach ihrer Implantation immer noch eine massive antikoagulierende Medikation notwendig, so dass die Neu- und Weiterentwicklung der dreiflügeligen Tricumed Variante durchaus berechtigt ist. Außerdem ist nach allen bisherigen Erfahrungen mit den Prototypen zu erwarten, dass sich die Klappe mit dem derzeit neuentwickelten Lager in ihren Energieverlust-Werten und Strömungseigenschaften denen der St. Jude erheblich annähert, wenn sie sie nicht sogar übertrifft.

Bei den biologischen Prothesen zeigt bislang das Engage Modell am ehesten die Eigenschaften, die von dem humanen Explantat vorgegeben werden. Dies liegt aber hauptsächlich im erheblich kleineren Durchmesser der Jugularvenen Präparate begründet. Bislang lag das primäre Ziel der Entwicklung der JVKs darin, eine Möglichkeit zu finden, um insuffiziente

Herzklappen durch eine schonende, minimal-invasive Methode zu ersetzen. Also kann man davon ausgehen, dass nach der Optimierung der Implantationsmethode noch weiter an den eigentlichen Klappen in der Prothese gearbeitet wird und die Probleme mit zu hohem Energieverlust beim Auswurf und dem erheblichen Paravalvulären Leck stark minimiert werden können.

Ein Vergleich der mechanischen mit den biologischen Herzklappen zeigt, dass die mechanischen in Punkto Haltbarkeit und damit der Zeit, bis sie wieder ersetzt werden müssen, immer noch um gut die doppelte Lebensdauer besser abschneiden. Auch zeigen sie aufgrund ihrer sehr guten Ausnutzung des inneren Ringdurchmessers eine wesentlich größere Effektive Öffnungsfläche und damit einen geringeren Energieverlust beim Auswurf. Bei dem Bedarf, jemanden einen möglichst haltbaren Klappenersatz einzusetzen, damit möglichst wenig operative Eingriffe erfolgen müssen, sind diese Klappentypen also die richtige Wahl.

Allerdings sind mechanische Klappen definitiv immer mit einer wesentlich höheren Blutschädigung behaftet. Je nach Alter (bei jungen Patienten muss die Klappe manchmal sogar vor ihrer Endhaltbarkeit gewechselt werden, damit sie mitwächst) und Anamnese des Patienten (eventuelle Medikamentenunverträglichkeit) können die biologischen Präparate trotz einer geringeren Lebensdauer durchaus Sinn machen. Bei der Notwendigkeit eines Klappenwechsels relativ schnell hintereinander sind die minimal-invasiven Operationstechniken sogar eigentlich ein Muss und diese werden nur mit flexiblen, also biologischen Präparaten wie die Stent-Prothesen ermöglicht werden können.

In der Tabelle 9.1 auf der folgenden Seite werden alle Daten, Parameter und Werte für die jeweiligen, in dieser Arbeit untersuchten, Herzklappen noch einmal als Übersicht zusammengefasst. (Für die Jugularvenen Klappen wurde die JVK A5 als typischer Vertreter ausgewählt.)

## 9 Vergleich der Messungen

	Hall-Kaster	St. Jude	Tricumed 4
<b>Max. systolischer Druckverlust [kPa]</b>	2,38	2,22	2,91
<b>Int. systolischer Energieverlust [J]</b>	0,106	0,069	0,097
<b>Max. Öffnungsfläche [mm<sup>2</sup>]</b>	198,9	258,7	222,1
<b>Performance Index</b>	0,63	0,78	0,68
<b>Verhältnis Offen/Geschlossen</b>	0,51	0,51	0,72
<b>Schließvolumen [ml]</b>	6,62	2,44	5,31
<b>Leckvolumen [ml]</b>	3,58	6,02	17,8
<b>Regurgitation [ml]</b>	10,2	8,46	23,11
<b>Gesamt Energieverlust [J]</b>	0,123	0,078	0,142
<b>Blutschädigung</b>	Ja, stark	Ja, Mittel	Ja, Mittel - Schwach
<b>Schädigung der Aortenwurzel</b>	Ja	Nein	Nein

	Hum. Explantat	Engage	JVK A5
<b>Max. systolischer Druckverlust [kPa]</b>	3,2	3,66	12,4
<b>Int. systolischer Energieverlust [J]</b>	0,125	0,16	0,596
<b>Max. Öffnungsfläche [mm<sup>2</sup>]</b>	213,8	176,7	143,1
<b>Performance Index</b>	0,56	0,46	0,71
<b>Verhältnis Offen/Geschlossen</b>	0,41	0,59	0,47
<b>Regurgitation [ml]</b>	2,55	0,53	0,09
<b>Gesamt Energieverlust [J]</b>	0,13	0,161	0,596
<b>Blutschädigung</b>	Nein	Nein	Nein
<b>Schädigung der Aortenwurzel</b>	Nein	Nein	Ja, möglich

Tabelle 9.1: Gegenüberstellung der Parameter der untersuchten Klappen.

# Kapitel 10

## Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war es, eine einfache und schnelle, dabei aber auch möglichst umfassende und exakte Möglichkeit für die Beurteilung der Eigenschaften von Herzklappenprothesen zu schaffen.

Um eine Eignung als humanes Implantat bestimmen zu können, ist ein Messstand notwendig, der eine möglichst exakte und reproduzierbare Nachbildung der zeitlichen Strömungs-, Volumen und Druckverläufe am Ort der zu ersetzenden Klappe ermöglicht.

Durch den Neubau und die Weiterentwicklung des pulsativen in-vitro Kreislaufsimulators in dieser Arbeit wurde ein medizinisch-physikalisches Messsystem geschaffen, welches diese hohen Anforderungen an Reproduzierbarkeit und Bedienbarkeit erfüllt, beziehungsweise welches die Forderungen offizieller Normen bei weitem übertrifft.

Es wurde besonders darauf geachtet, die Anlage als möglichst variable und abgeschlossene Einheit zu entwickeln. Dadurch ist es nun möglich beliebige Arten von mechanischen aber vor allem auch biologischen Herzklappenprothesen in schneller Folge einheitlich vermessen zu können. Dieses zeichnet die vorliegende Anlage gegenüber anderen Testständen für diesen Zweck aus und ermöglicht ihren Einsatz als begleitende Erfassung der Qualitätssicherung in einer Serienproduktion.

Durch die Möglichkeit biologische Prothesen zu vermessen, konnte die Anlage auch anhand der Daten eines funktionierenden humanen Aortenklappenexplantats eingestellt werden. Mit diesen Messungen ergibt sich eine Referenz, die nun absolute und nicht nur untereinander vergleichende Aussagen über die Effizienz der Prothesen zulässt.

Die Neuentwicklung und Implementation von zeitlich aufgelösten Kraftmessungen bei mechanischen Prothesen ermöglicht eine Prädiktion über die Stärke der Blutschädigung durch Kavitation und der Schädigung des haltenden Gewebes. Damit wurde eine neue Möglichkeit geschaffen, die Eignung von Prothesen zu verifizieren und die Entwicklung von z.B. dreiflügeligen Modellen argumentativ zu unterstützen.

Bei einer pulsativen Ansteuerung der Anlage kommt es immer zu nichtstationären Zuständen im Strömungsverhalten der Herzklappe. Für eine aussagekräftige Beurteilung ist eine zeitliche Auflösung der Vorgänge also zwingend notwendig. Die Messgrößen müssen dabei jeweils über den gesamten Zyklus, und nicht nur zu bestimmten Zeitpunkten in beliebigen Wiederholungen, erfaßt werden.

Ein wesentlicher Teil dieser Arbeit bestand deshalb darin, die Messmethoden so auszuwählen, zu erweitern oder zu entwickeln, dass eine exakte zeitliche Auflösung der Parameter erreicht werden konnte.

Um diese orts- und zeitaufgelösten Aussagen über das Verhalten und die Auswirkungen der Strömung vor und hinter einer Herzklappenprothese zu erhalten, sind verschiedene bildgebende Verfahren implementiert worden. Hierbei wurde ebenfalls auf eine möglichst einfache, automatisierte und einheitliche Auswertung geachtet.

Mittels der Korrelationsmethode lässt sich die Strömung in der Ebene qualitativ und in engen Grenzen auch quantitativ unter geringem Aufwand sehr gut beurteilen.

Aufwendiger, aber dafür auch präziser und mit quantitativen Ergebnissen, ist die Auswertung mittels der Particle Image Velocimetry. Die Methode wurde komplett an die Anlage angepasst und es konnten aussagekräftige Geschwindigkeitsfelder während der Diastole aufgenommen werden. Aufgrund der prinzipiell beschränkten Möglichkeiten des Messaufbaus war in dieser Arbeit eine Erfassung während der Systole mit ihren zu hohen Strömungsgeschwindigkeiten nicht möglich. Aus den PIV Daten lassen sich weitere Größen, wie Querabweichung, Rotation und Gradient der Strömung berechnen.

Eine weitere Neuerung ist die Bestimmung der effektiven Öffnungsfläche anhand von Durchlichtaufnahmen. Mit diesen Bildern kann nun das Öffnungs- und Schließverhalten der Klappen wesentlich genauer als vorher bestimmt werden und es können jetzt bislang noch nicht mögliche Parameter ausgewertet werden. So lässt sich nun z.B. die Leckfläche direkt während der Messung im pulsativen Stand bestimmen, ohne die Klappe in eine andere Anlage umzusetzen.

Aufgrund des hohen Entwicklungsniveaus des pulsativen in-vitro Kreislaufsimulators ist geplant, ihn als offizielle Testanlage für Messungen an Herzklappenprothesen zuzulassen. Er wird außerdem als begleitende Messmethodik für die Weiterentwicklung der dreiflügeligen mechanischen Prothesenvariante der Firma Tricumed und der gestenteten Jugularvenen Präparate der Arbeitsgruppe Herz- und Gefäßchirurgie am Universitätsklinikum der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel zur Serienreife eingesetzt. Nach seiner Zertifizierung kann der Messstand auch zur Kontrolle der Serienproduktion eingesetzt werden.

Neue Erkenntnisse über die Strömungsverhältnisse während der Systole würde die Implementation einer leistungsfähigeren Methode zur PIV erbringen. Zudem wäre eine weitere Anpassung der Probenhalter zur Vermeidung von paravalvulären Lecks bei biologischen Prothesen sinnvoll.



# Literatur

- [ADLink] <http://www.adlink.com.tw/>
- [Andersen] Andersen HR, Knudsen LL, Hasenkam JM. Transluminal implantation of artificial heart valves. Description of a new expandable aortic valve and initial results with implantation by catheter technique in closed chest pigs. Eur Heart J 1992; 13(5):704-8.
- [Apitz] Ingo Apitz: "Entwicklung und Aufbau einer Testanlage zur Untersuchung der hydrodynamischen Eigenschaften mechanischer Herzklappenprothesen in pulsativer Strömung", Diplomarbeit am Institut für Experimentelle und Angewandte Physik Kiel, 1999
- [Arom] Arom KV, Nicoloff DM, Kersten TE, Northup WF III, Lindsay WG, Emery RW. Ten years experience with the St Jude medical valve prosthesis. Ann Thorac Surg 1989;47: 831-7.
- [Bach] Bach DS, Goldbach M, Sakwa MP, Petracek M, Errett L, Mohr F. Hemodynamics and early performance of the St. Jude Medical Regent aortic valve prosthesis. J Heart Valve Dis 2001; 10:436-42
- [Berger u. Lahr] <http://www.berger-lahr.de/deutsch/portal/portal.asp>
- [Betz] Betz E. L.: "Herz- und Blutkreislauf", Spektrum der Wissenschaft Verlagsgesellschaft, (1991)
- [Björk] Björk VO. Aortic valve replacement with the Björk-Shiley tilting disc valve prosthesis. Br Heart J 1971;33(suppl):42-6.
- [Bolz] Bolz A., Schaldach M. Winter: "Mechanische Aspekte bei der Entwicklung künstlicher Herzklappen", Biomedizinische Technik 35, 302-315
- [Bonhoeffer] Bonhoeffer P, Boudjemline Y, Saliba Z, et al. Percutaneous replacement of a pulmonary valve in a right ventricle to pulmonary artery conduit. Lancet 2000;356:1403-5.
- [Bonhoeffer1] Bonhoeffer P, Boudjemline Y, Saliba Z, et al. Percutaneous replacement of pulmonary valve in a right-ventricle to pulmonary-artery prosthetic conduit with valve dysfunction. Lancet 2000;356:1403-5.
- [Bonhoeffer2] Bonhoeffer P, Boudjemline Y, Qureshi S, et al. Percutaneous insertion of the pulmonary valve. J Am Coll Cardiol 2002;39:1664-9.
- [Bonhoeffer3] Bonhoeffer P, Boudjemline Y, Saliba Z, et al. Transcatheter implantation of a bovine valve in pulmonary position : a lamb study. Circulation 2000;102:813-6
- [Borland] <http://www.borland.de/>
- [Borrero] Jose R. Borrero, Joseph Cure, Norberto J. Fabre, Edwin Rosado: Mechanics of Prosthetic Heart Valves, GED - UoPR, 2003
- [Boudjemline] Boudjemline Y, Bonhoeffer P. Steps toward percutaneous aortic valve replacement. Circulation 2002;105(6):775-8.
- [Boudjemline1 ] Boudjemline Y, Bonhoeffer P. Percutaneous implantation of a valve in the descending aorta in lambs. Eur Heart J 2002;23(13):1045-9.

- [Bruss] K.-H. Bruss, H. Reul, J. Van Glise, E. Kott: "Pressure Drop and Velocity Fields at Four Mechanical Heart Valve Protheses: Björk-Shiley Standard, Björk-Shiley Concave-Convex, Hall-Kaster, St. Jude-Medical", Vol.1, Life Support Systems, 1983
- [C++ Builder] "C++ Builder 5 - Developer's Guide", Jarrod Hollingworth, Dan Butterfield, Bob Swart, Jamie Allsop, et. Al., SAMS
- [Carey] Carey R F, Herman B A (1989) "The effects of a glycerin-based blood analog on the testing of bioprosthetic heart valves", J Biomechanics 22, 1185-1192.
- [Cribier] Cribier A, Eltchaninoff H, Bash A, Borenstein N, Tron C, Bauer F, Derumeaux G, Anselme F, Laborde F, Leon MB. Percutaneous transcatheter implantation of an aortic valve prosthesis for calcific aortic stenosis: first human case description. Circulation 2002;106(24):3006-8.
- [Cruz] Cruz AB, Kaster RL, Simmons RL, Lillehei CW. A new caged meniscus prosthetic heart valve. Surgery 1965;58:995-8
- [Dohmen] Dohmen R, Hüsgen P, Köhler J C (1998) "In vitro Untersuchungen hydrodynamischer Eigenschaften der TRI-Technologies Herzklappenprothese nach prEN 12006-1", Biomedizinische Technik 43, 384-387.
- [Dörrscheidt / Latzel] F.Dörrscheidt, W. Latzel: "Grundlagen der Regelungstechnik", Teubner Verlag, 1989
- [Eagle] <http://www.cadsoft.de/>
- [EDPiv] [http://eo.yifan.net/users/l/lcgui/Edpiv\\_intro.htm](http://eo.yifan.net/users/l/lcgui/Edpiv_intro.htm)
- [Edwards] Edwards MB, Taylor KM. Outcomes in nonagenarians after heart valve replacement operation. Ann Thorac Surg 2003;75:830-4.
- [Eichler] Michael Eichler: „In vitro Kavitationsuntersuchungen an mechanischen Herzklappenprothesen“, Dissertation an der Fakultät für Maschinenwesen, RWTH Aachen, 2003
- [Ely] J. L. Ely et al.. Pure Pyrolytic Carbon: Preparation and Properties of a New Material, On-X Carbon for Mechanical Heart Valve Prosthese. Journal of Heart Valve Disease, Vol. 7, No. 6 (1998)
- [Fernandez] Fernandez J. Surgical aspects of valve implantation. In: Morse D. Steiner RM, Fernandez J, eds. Guide to prosthetic cardiac valves. New York: Springer-Verlag, 1985:121-8, 146.
- [Ferrari] Ferrari M, Figulla HR, Schlosser M et al: Transarterial aortic valve replacement with a self expanding stent in pigs. Heart 2004;90:1326-1331
- [Fish] Fish RD. Percutaneous heart valve replacement: enthusiasm tempered. Circulation. 2004 Oct 5;110(14):1876-8.
- [Freeman] Freeman WK, Schaff HV, O'Brien PC, et al. Aortic valve replacement in patients aged eighty years and older: early and long-term results. J Thorac Cardiovasc Surg 1996;111:1026-36.
- [Frizen] Gerhard Frizen: „Entwicklung der Flügellagerung einer dreiflügeligen Herzklappenprothese“, Diplomarbeit am Institut für Feinwerktechnik, FH Kiel, 2004

- [Gehrtsen] C. Gehrtsen, H. Vogel: "Gehrtsen Physik", 18. Auflage, Springer-Verlag, 1995  
<http://www.elektrik-trick.de/sminterf/sminterf.htm>  
<http://www.cs.bham.ac.uk/Mirrors/ftp.de.uu.net/EC/clife/www/Q21.htm>
- [Gray-Code] <http://www.nist.gov/dads/HTML/graycode.html>,  
<http://www.fh-aalen.de/dti/projekt/Graycode/codeconv/codewandlung.htm>
- [Gries] Ulrich Gries: „Strömungsuntersuchungen an künstlichen Herzklappen“, Dissertation am Institut für Experimentelle und Angewandte Physik Kiel, 2001
- [Hering] E. Hering: "Physik für Ingenieure", 3. Auflage, VDI - Verlag, 1989
- [Hufnagel] Hufnagel CA. Aortic plastic valvular prosthesis. Bull Georgetown Univ Med Center 1951;5:128-30.
- [Hüsgen] Hüsgen P, Wirtz R J, Köhler J C (1998) "Die Labcor-stented porcine Herzklappenprothese im Labortest nach prEN 12006-1", Biomedizinische Technik 43, 387-388.
- [Hütte] Hütte (1991)"Die Grundlagen der Ingenieurwissenschaften", Springer-Verlag, Berlin.
- [Hwang] Hwang H C, Reul H, Reinhard P (1998) "In vitro evaluation of the Long-Body On-X Bileaflet Heart Valve", J Heart Valve Dis. 7, 561-573.
- [Hysten] J. C. Hysten, F. E. Kloster, A. Starr, H. E. Griswold. Aortic ball variance: diagnosis and treatment. Ann. Inter. Med. 72:1-8 (1970)
- [Iskedrian] Iskandrian AS, Segal BL. Should cardiac surgery be performed in octogenarians? J Am Coll Cardiol 1991;18:36-7.
- [Keil] <http://www.keil.com/>
- [Khambadkone] Khambadkone S Bonhoeffer P. Percutaneous implantation of pulmonary valves. Expert Rev. Cardiovasc. Therapy 1(4), 541-548 (2003)
- [Knott] Knott E, Reul H, Knoch M, Steinseifer U, Rau G (1988) "In vitro comparison of aortic heart valve prosthesis Part 1: Mechanical valves", J Thorac Cardiovasc Surg 96, 952-961.
- [Köhler] Köhler J C, Wirtz R J, Thomer O (1996) "Einfluß des Gefäßdurchmessers auf Druckverlust und effektive Öffnungsfläche künstlicher Herzklappen", Biomedizinische Technik 41, 576-577.
- [Kunze] J. Kunze: "Entwicklung, Aufbau und Erprobung der Herzklappentestanlage HEKATE", Diplomarbeit am Institut für Angewandte Physik Kiel, 1996
- [Langenberg] Joel Langenberg: „Messungen hydrodynamischer Strömungszustände im Taylor-Couette System mittels Digital Particle Image Velocimetry“, Diplomarbeit am Institut für Experimentelle und Angewandte Physik Kiel, 2000
- [Lentell] Lentell J C, Pehrson S K, Rau G, Reul H (1996) "In vitro flow dynamics of a new mechanical cardiac valve prosthesis-TRICUSP", Scand J Thor Cardiovasc Surg 30, 117-123.
- [Levi] Levi DS, Alejos JC, Moore JW. Future of interventional cardiology in pediatrics. Curr Opin Cardiol 2003;18:79-90.

- [Liepsch] Liepsch D (1989) "Biofluid Mechanics", Proceedings of the 2nd International Symposium, Springer Verlag Berlin.
- [Lippman] St. B. Lippman: "C++ Primer", 2. Auflage, \*Addison-Wesley, 1991
- [Lutter] Lutter G, v Samson P, Kuklinski D, et al. A new percutaneous transluminal technique for minimal aortic valve replacement. Circulation 2001;104:II-552.
- [Lutter1] Lutter G, Kuklinski D, Berg G, Von Samson P, Martin J, Handke M, Uhrmeister P, Beyersdorf F. Percutaneous aortic valve replacement: an experimental study I. Studies on implantation. J Thorac Cardiovasc Surg 2002;123(4):768-76.
- [Malki] Oliver Malki: "Hydrodynamik mechanischer Herzklappenprothesen", Dissertation am Institut für Experimentelle und Angewandte Physik Kiel, 2000
- [Masters] Masters RG, Helou J, Pipe AL, Keon WJ. Comparative clinical outcomes with St. Jude Medical, Medtronic Hall and CarboMedics mechanical heart valves. J Heart Valve Dis 2001; 10:403-9
- [Messmer] H.-P. Messmer: "PC Hardware", 5. Auflage, Addison-Wesley, 1998
- [Msdn] <http://www.msdn.de/>
- [Müller] Wiebke Müller: "Geschwindigkeitsmessungen in der Nachlaufströmung mechanischer Herzklappenprothesen mittels Laser-Doppler-Anemometrie", Diplomarbeit am Institut für Experimentelle und Angewandte Physik Kiel, 1999
- [Nitter-Hauge] Nitter-Hauge S. Abdelnoor M. Ten year experience with the Medtronic-Hall valve prosthesis: a study of 1104 patients. Circulation 1989;80:143-8.
- [Parsi] R. A. Parsi. Kardiologie Angiologie. Urban & Fischer 1. Auflage 2001.
- [Perktold] Perktold K, Nerem R M, Peter R O (1991) "A numerical calculation of flow in a curved tube model of the left main coronary artery", J Biomechanics 24, 175-189.
- [Petzold] "Windows-Programmierung", 5. Auflage, Charles Petzold, Microsoft Press
- [Pohl] Pohl M, Wendt M O, Lerche D (1991) "Hydrodynamischer In-vitro-Vergleich einer neuen künstlichen Herzklappe mit der Björk-Shiley-Klappe (Standard)", Biomed. Technik 36, 134-139. , J Thorac Cardiovasc Surg 96, 952-961.
- [PonyProg] <http://www.lancos.com/>
- [Recipes C] W. Press, S. Teukolsky, W. Vetterling, B. Flannery: "Numerical Recipes in C", Second Edition, Cambridge University Press, 1994
- [Recipes C++] W. Press, S. Teukolsky, W. Vetterling, B. Flannery: "Numerical Recipes in C++", Second Edition, Cambridge University Press, 2002
- [Renner] von Renner C (1997) "Hydrodynamische Untersuchungen an Kreislaufimplantaten", Diplomarbeit am Institut für Angewandte Physik der Universität Kiel.
- [Reul] Reul H, Giersiepen M, Knott E (1987) "Laboratory testing of prosthetic heart valves", Engineering in Medicine 16, 67-76.

- 
- [Richard] Richard A. DeWall, MD, Naureen Quasim, MD, Liz Carr, BFA: Evolution of Mechanical Heart Valves, The Society of Thoracic Surgeons, 2000
- [Richter] Jeffrey Richter: "Microsoft Windows programmierung für Experten", 4. vollst. Überarb. Auflage, Microsoft Press
- [Roques] Roques F, Nashef SA, Michel P, et al. Risk factors and outcome in European cardiac surgery : analysis of the EuroSCORE multinational database of 19030 patients. Eur J Cardiothorac Surg 1999;15:816-22.
- [Rüdiger] H.-H. Rüdiger: „Das Menschliche Herz“, Topographische Tafel, Rüdiger Anatomie, 1990
- [Schade] H. Schade, E. Kunz: "Strömungslehre", 2. Auflage, Walter de Gruyter, 1989
- [Schlichting] H. Schlichting: "Grenzschichttheorie", Verlag G. Braun, 1982
- [Schmidt / Thewes] R. F. Schmidt, G. Thewes: "Physiologie des Menschen", 22. Auflage, Springer Verlag, 1985
- [schramm] Schramm D, Müller-Mohnsen H, Baldauf W, Meisner H (1982) "Fresh Human Aortic and Artificial Heart Valves Studied in Vitro Using Ultramicroscope Anemometry", Torac. cardiovasc. Surgeon 30, 273-280.
- [Schroeyers] Schroeyers P, Wellens F, De Geest R, Degrieck I, Van Praet F, Vermeulen Y, Vanermen H. Minimally invasive video-assisted mitral valve surgery: our lessons after a 4-year experience. Ann Thorac Surg 2001;72: S1050-4
- [Schwenzel] Julian Schwenzel: "Entwicklung und Aufbau einer Testanlage für künstliche Herzklappen in stationärer Strömung", Diplomarbeit am Institut für Experimentelle und Angewandte Physik Kiel, 1998
- [Seitzer] D. Seitzer: "Elektronische Analog-Digital-Umsetzer", Springer-Verlag, 1977
- [Sezai] Sezai A, Shiono M, Akiyama K, Orime Y, Hata H, Yagi S, Yamamoto T, Tsukamoto S, Hasegawa M, Negishi N, Sezai Y. Evaluation of St. Jude Medical valve's long-term function by Doppler echocardiography. Ann Thoracic Cardiovasc Surg 2001;7:216-22
- [Sievers] Sievers H-H, Scheewe J, Bernhard A (1991) "Eine neuartige dreiflügelige mechanische Herzklappenprothese. Druckgradienten Strömungsmuster in stationärer Strömung", Z. Herz-, Thorax-, Gefächir. 5,91-96.
- [Sochman] Sochman J, Peregrin JH, Pavcnik D, et al. Percutaneous transcatheter aortic disc valve prosthesis implantation: a feasibility study. Cardiovasc Intervent Radiol 2000;23:384-8
- [Solomon / Russinovich] David Solomon, Mark Russinovich: "Inside Microsoft Windows 2000", 3. Auflage, Microsoft Press
- [Steiner] Martin Steiner: „Entwicklung und Aufbau einer Methode zur Kraftmessung an künstlichen Herzklappenprothesen in pulsativer Strömung“, Diplomarbeit am Institut für Experimentelle und Angewandte Physik Kiel, 2000
- [Stepper] <http://www.ros.de/html/motor-prinzip.htm>

- [Stevenson] Stevenson D M, Yoganathan A P, Williams F P (1985) "Numerical simulation of steady turbulent flow through trileaflet aortic heart valves-I Computational scheme and methodology", J Biomechanics 18, 899-907.
- [Stevenson1] Stevenson D M, Yoganathan A P, Williams F P (1985) "Numerical simulation of steady turbulent flow through trileaflet aortic heart valves-II Results on ve models", J Biomechanics 18, 909-926.
- [Stößlein] Stößlein E, Wendt M O, Pohl M, Meier W (1991) "Dreidimensionale Sichtbarmachung stationärer Strömung hinter künstlichen Herzklappen", Biomed. Technik 36, 162-166.
- [Stroustrup] B. Stroustrup: "Die C++ Programmiersprache", 2. Auflage, Addison-Wesley, 1992
- [Swanson] Swanson WM (1984) "Relative performance of prosthetic heart valves based on power measurements", Medical Instrumentation 18, 317-325.
- [Talkuder] Talkuder N, Reul H, Müller E W (1977) "Fluid mechanics of the natural aortic valve", Cardiovascular and pulmonary dynamics 71, 335-350.
- [Tietze / Schenk] U. Tietze, Ch. Schenk: "Halbleiter Schaltungstechnik", 10. Auflage, Springer-Verlag, 1993
- [Tillmann] Tillmann W, Reul H, Herold M, Bruss K-H, van Gilse J (1984) "In-vitro wall shear measurement at aortic valve protheses", J Biomechanics 17, 263-279.
- [Töpfer] Töpfer H, Schwarz A "Wissensspeicher Fluidtechnik", VEB Fachbuchverlag Leipzig, 1. Auflage.
- [TTL] Texas Instruments: "The TTL Data Book", 1. Auflage, Texas Instruments, 1984
- [TVicHW32] <http://www.entechtaiwan.com/>
- [Vander] Vander, Sherman, Luciano: „Human Physiology“, McGraw-Hill Publishing Company, New York 1990
- [Werner] Werner S, Wendt M O, Schichl K, Pohl M, Koch B(1994) "Testung hydrodynamischer Eigenschaften von Herzklappenprothesen mit einem neuen Prüfstand", Biomed. Technik 39, 204-210.
- [Yang] Yanqi Yang. Hemocompatibility of materials for use in prosthetic heart valves. UniTryck, Linköping (1997)
- [Yoganathan] Yoganathan et. al.: „Bileaflet, Tilting Disc and Porcine Aortic Valve Substitutes: In Vitro Hydrodynamic Characteristics“, American College of Cardiology, 1984
- [Yoganathan0] Yoganathan A P, Corcoran W H, Harrison E C, Carl J R (1978) "The Björk- Shiley Aortic Prothesis: Flow Characteristics, Thrombus Formation and Tissue Overgrowth", Circulation 58, 70-76.
- [Yoganathan1] Yoganathan A P, Harrison E C (1978) "Pressure drops across prosthetic aortic heart valves under steady and pulsatile flow-in vitro measurements", J Biomechanics 12, 153-164.

- [Yoganathan2] Yoganathan A P, Woo Y-R, Sung H-W (1986) "Turbulent shear stress measurements in the vicinity of aortic heart valve prostheses", J Biomechanics 19, 433-442.
- [Zierep] J. Zierep, K. Brähler: "Strömungsmechanik", Springer-Verlag, 1991

# Anhang

## Schaltpläne

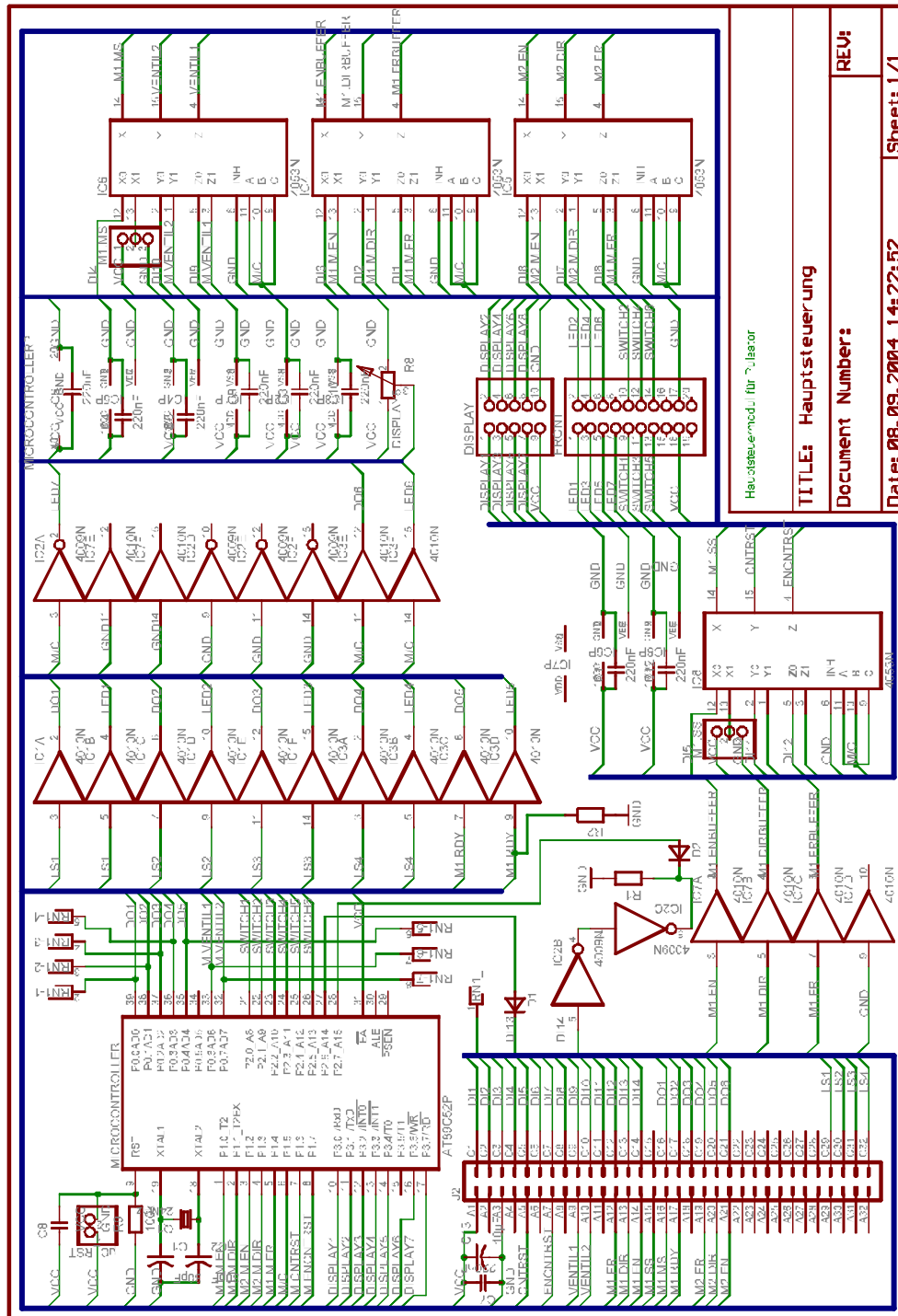


Abbildung A.1: Schematischer Schaltplan der Hauptsteuerungsplatine.



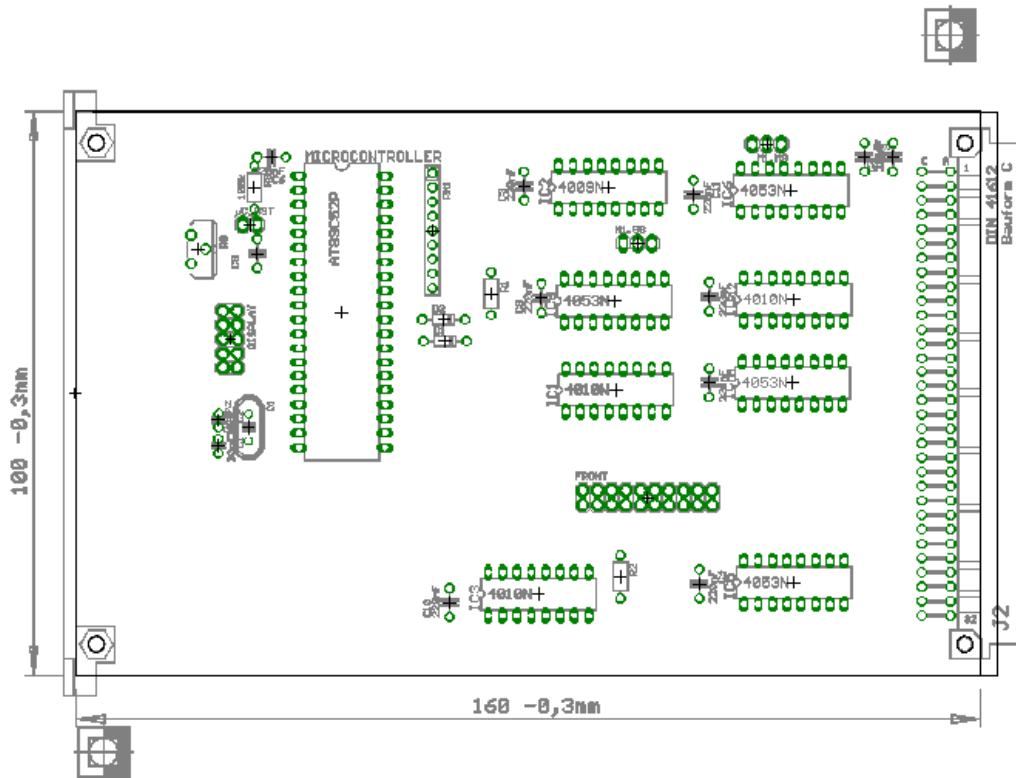


Abbildung A.2: Platzierungsplan der Hauptsteuerungsplatine.

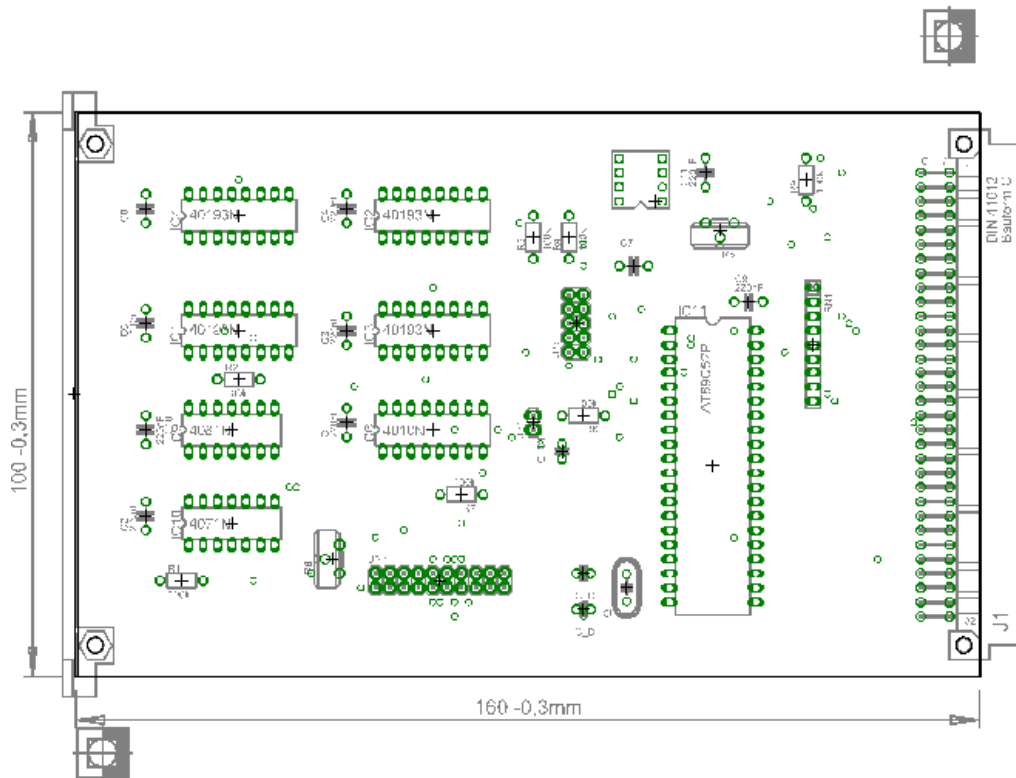


Abbildung A.3: Platzierungsplan der Encoderplatine.

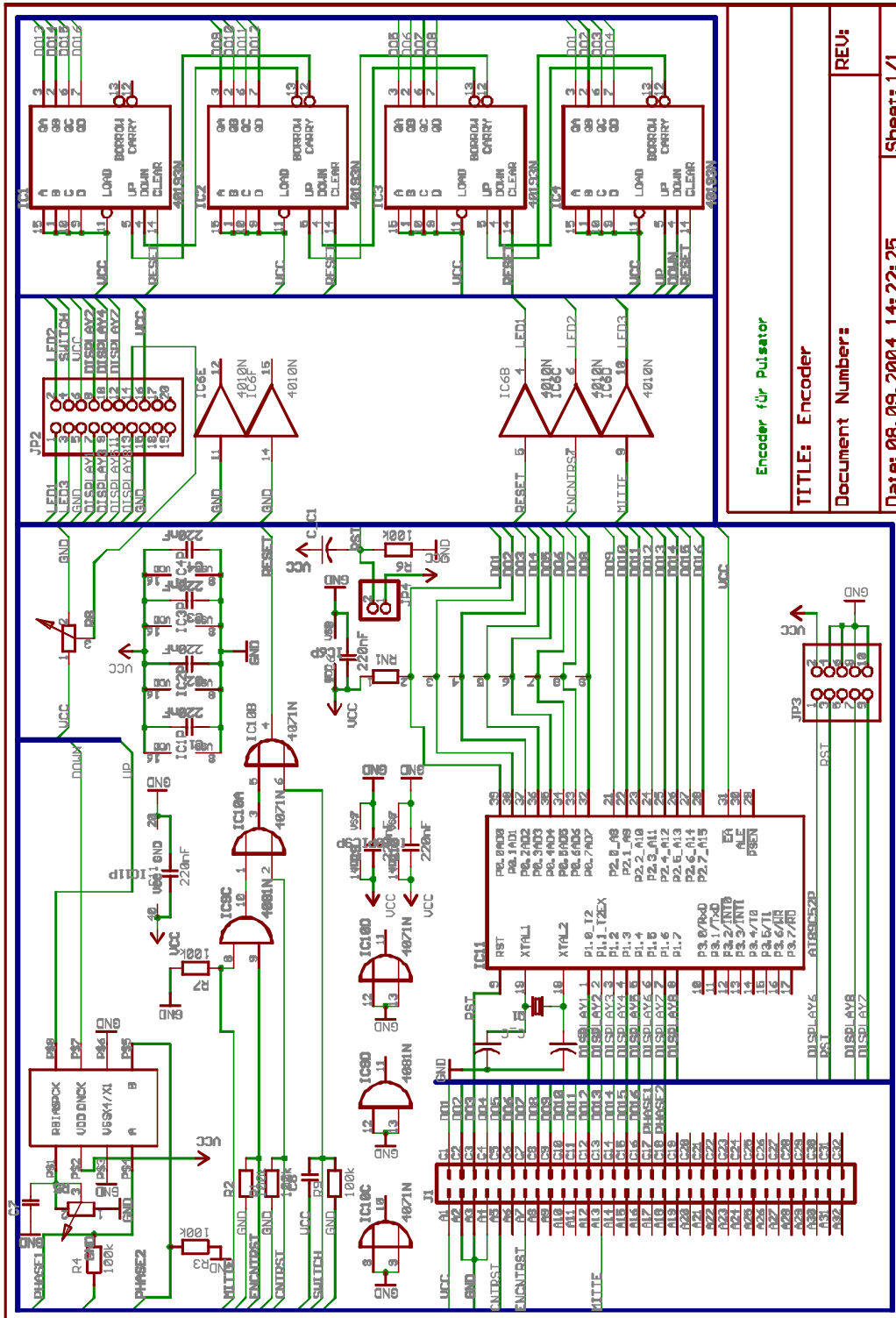


Abbildung A.4: Schematischer Schaltplan der Encoderplatine.

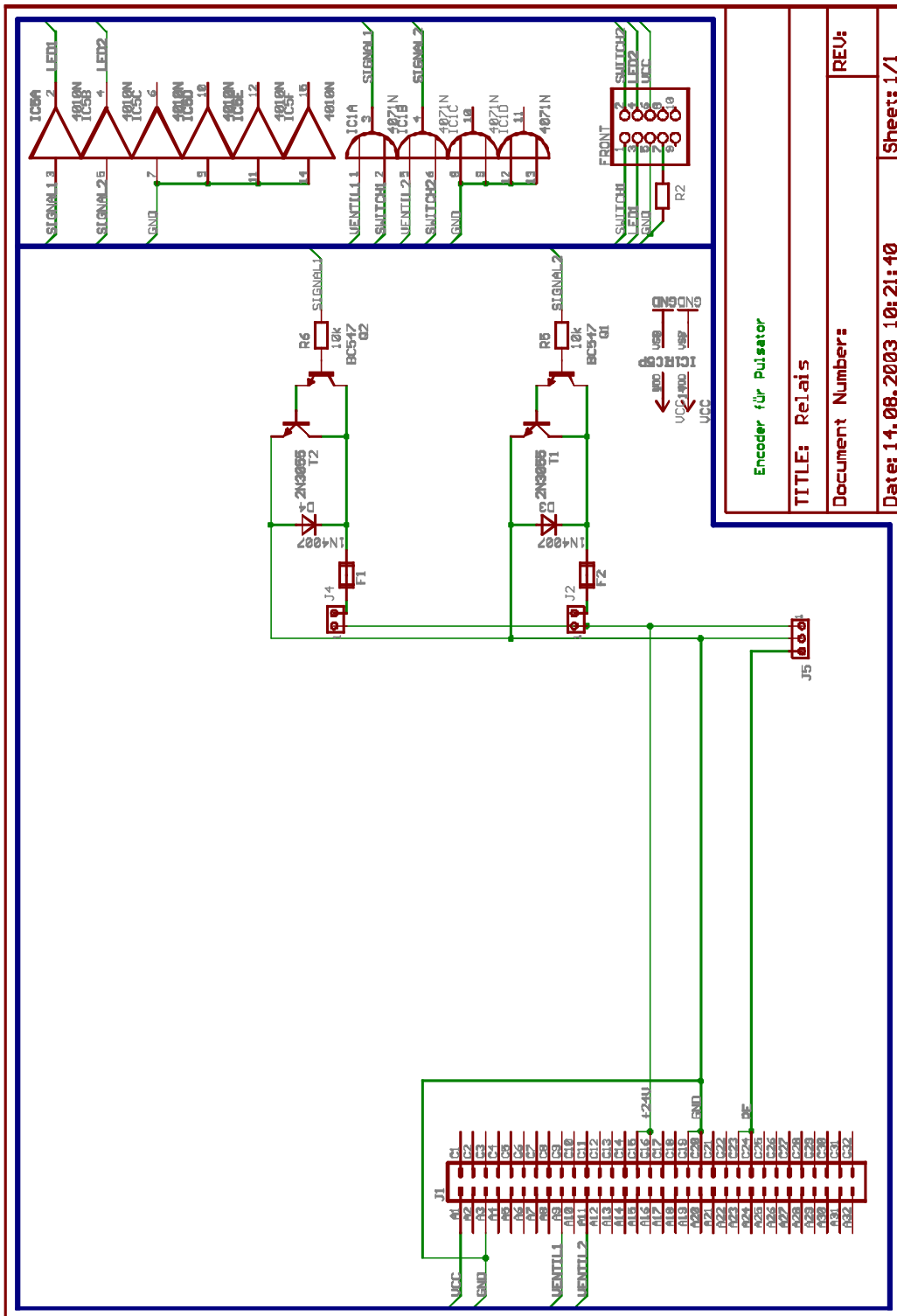


Abbildung A.5: Schematischer Schaltplan der Relaisplatine.

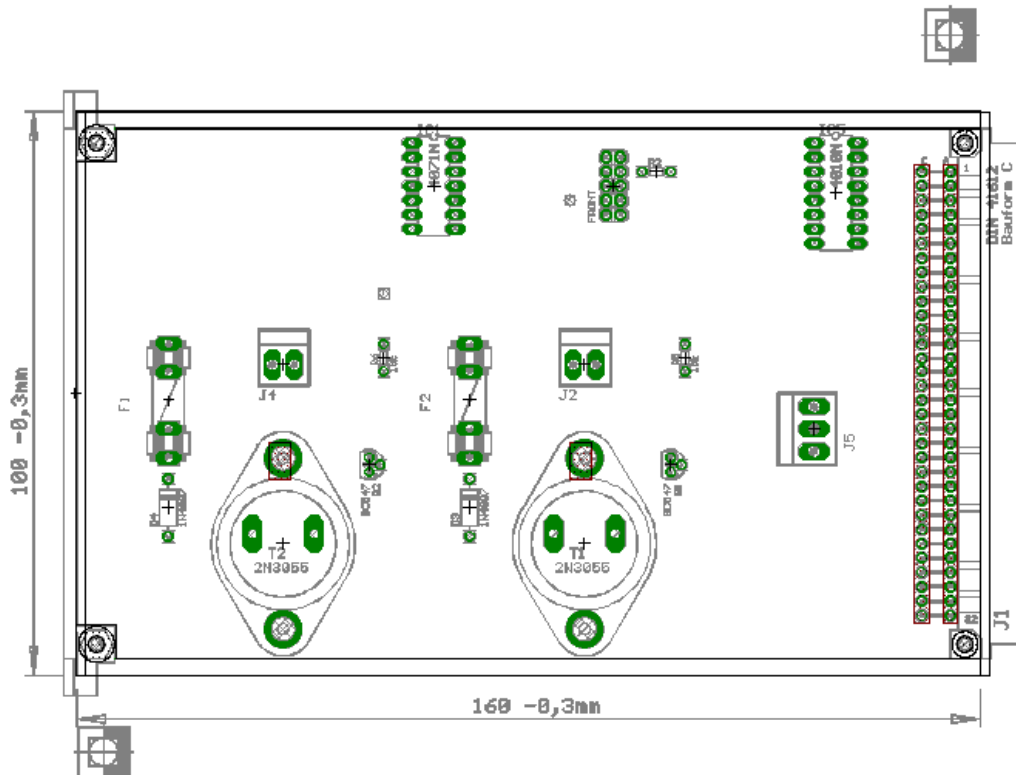


Abbildung A.6: Platzierungsplan der Relaisplatine.

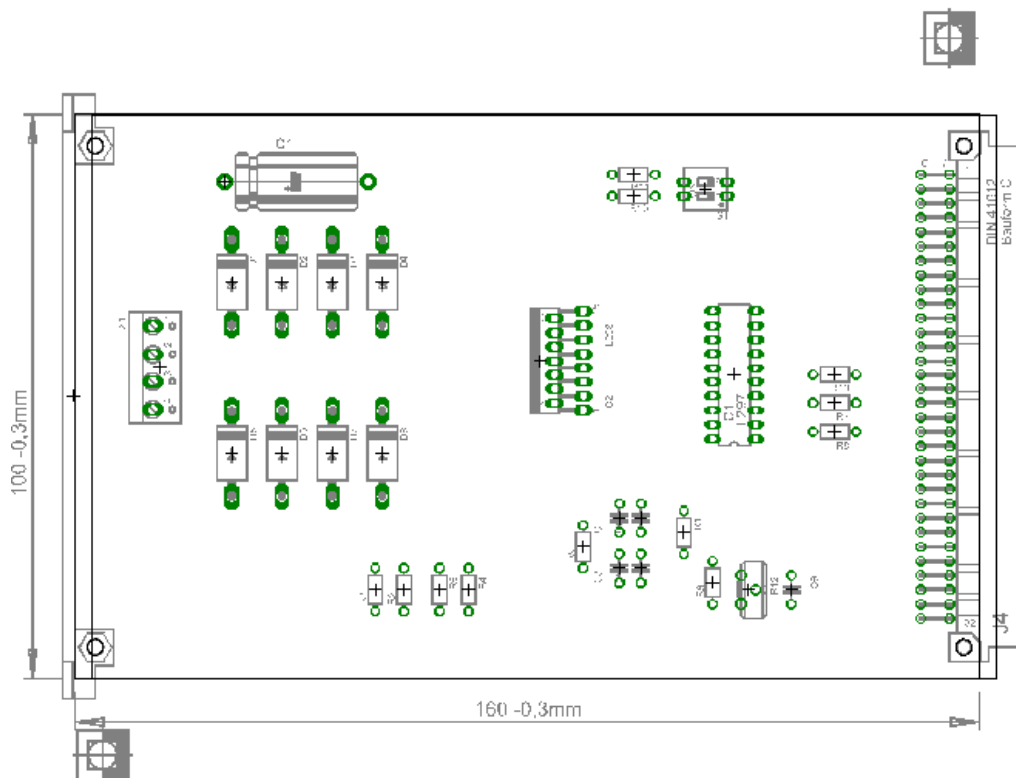


Abbildung A.7: Platzierungsplan der Leistungselektronikplatine.

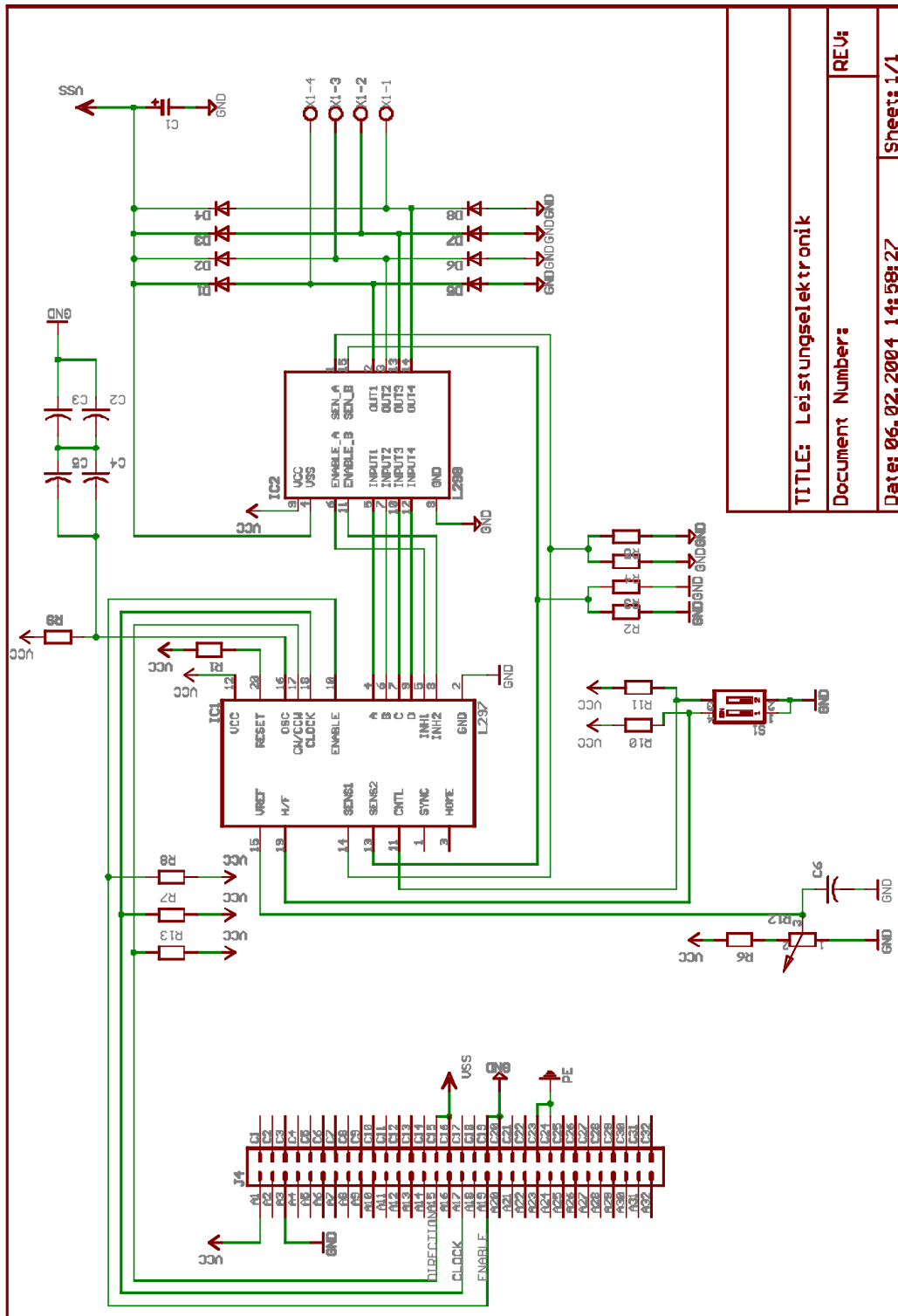


Abbildung A.8: Schematischer Schaltplan der Leistungselektronikplatine.

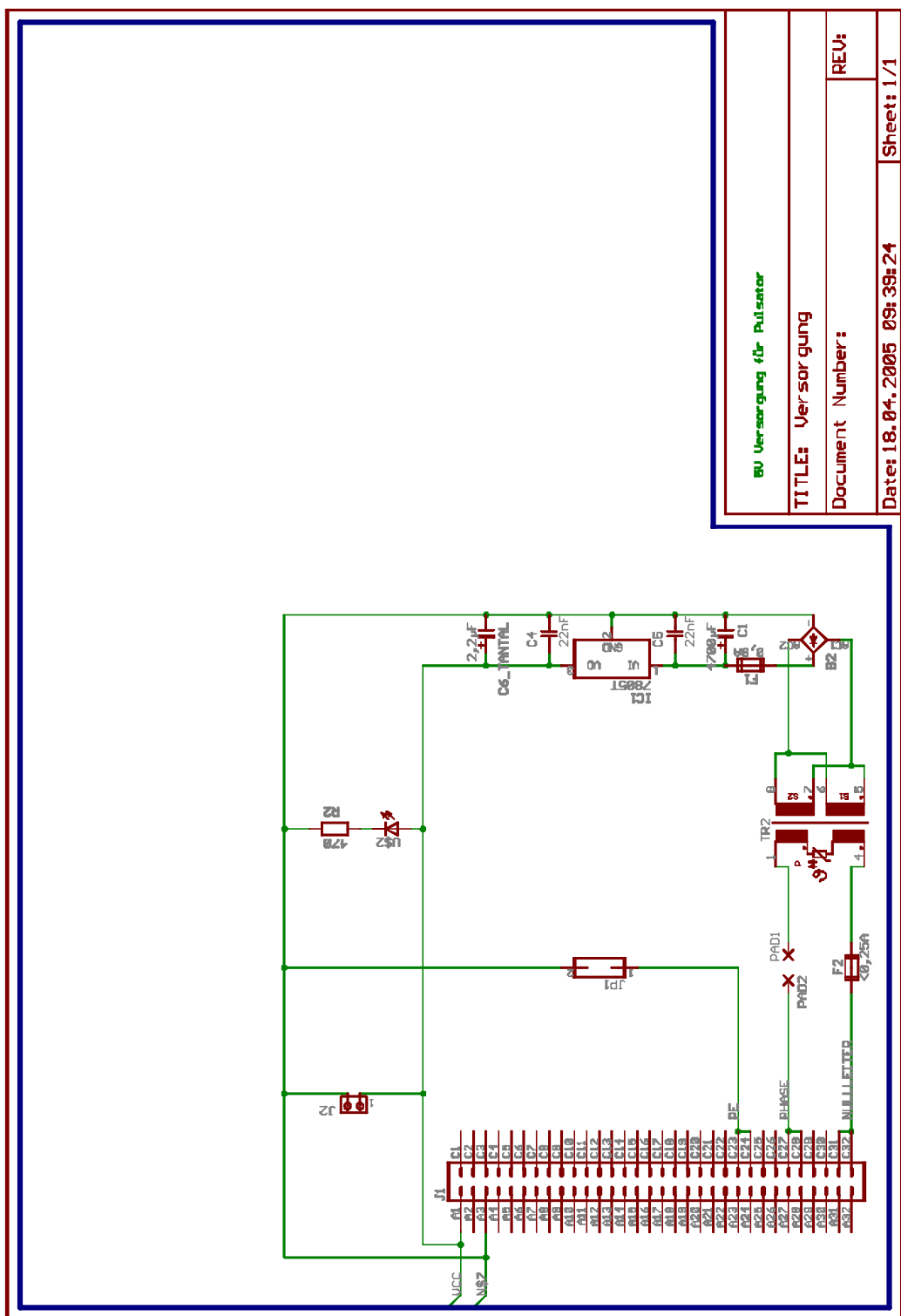


Abbildung A.9: Schematischer Schaltplan der Versorgungsplatine.

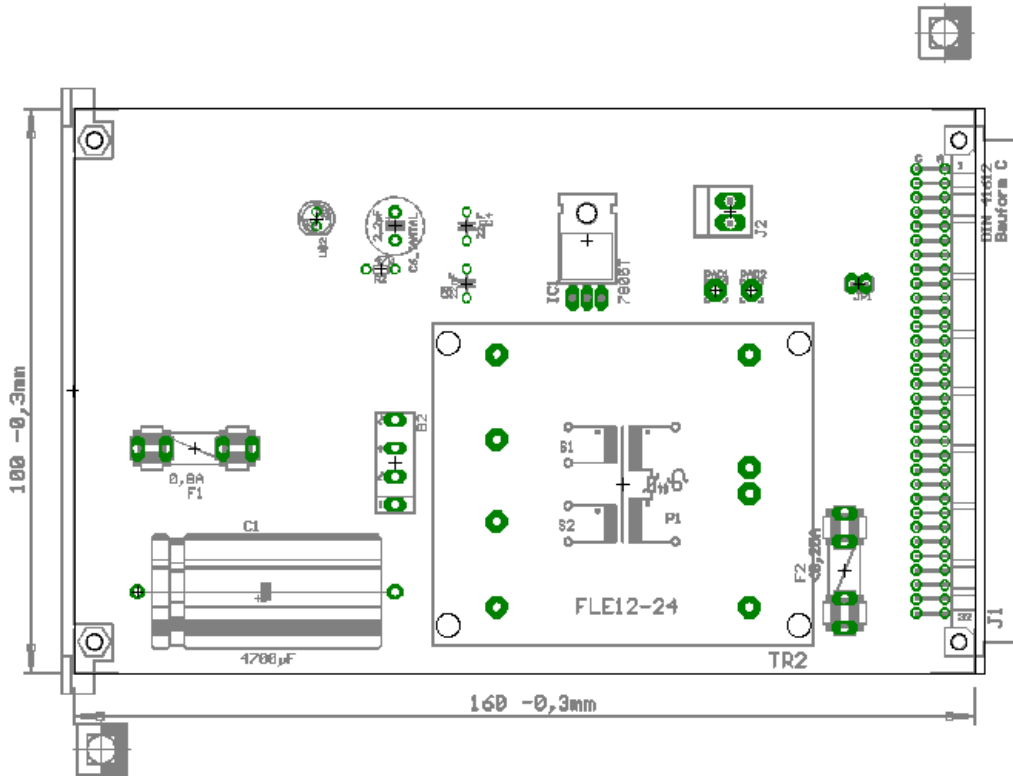


Abbildung A.10: Platzierungsplan der Versorgungsplatine.

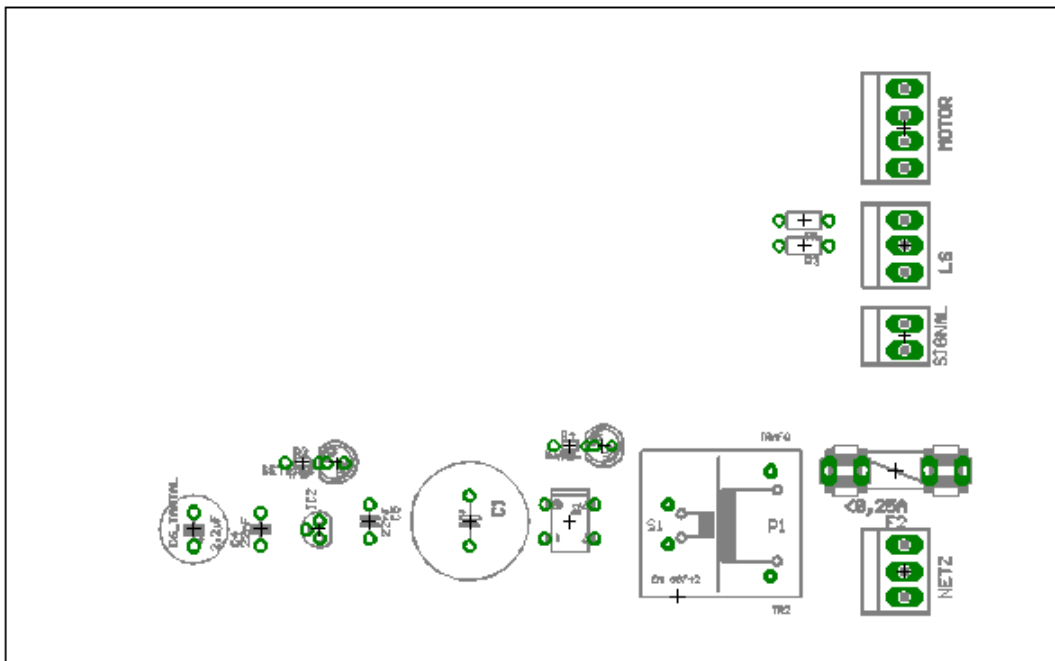
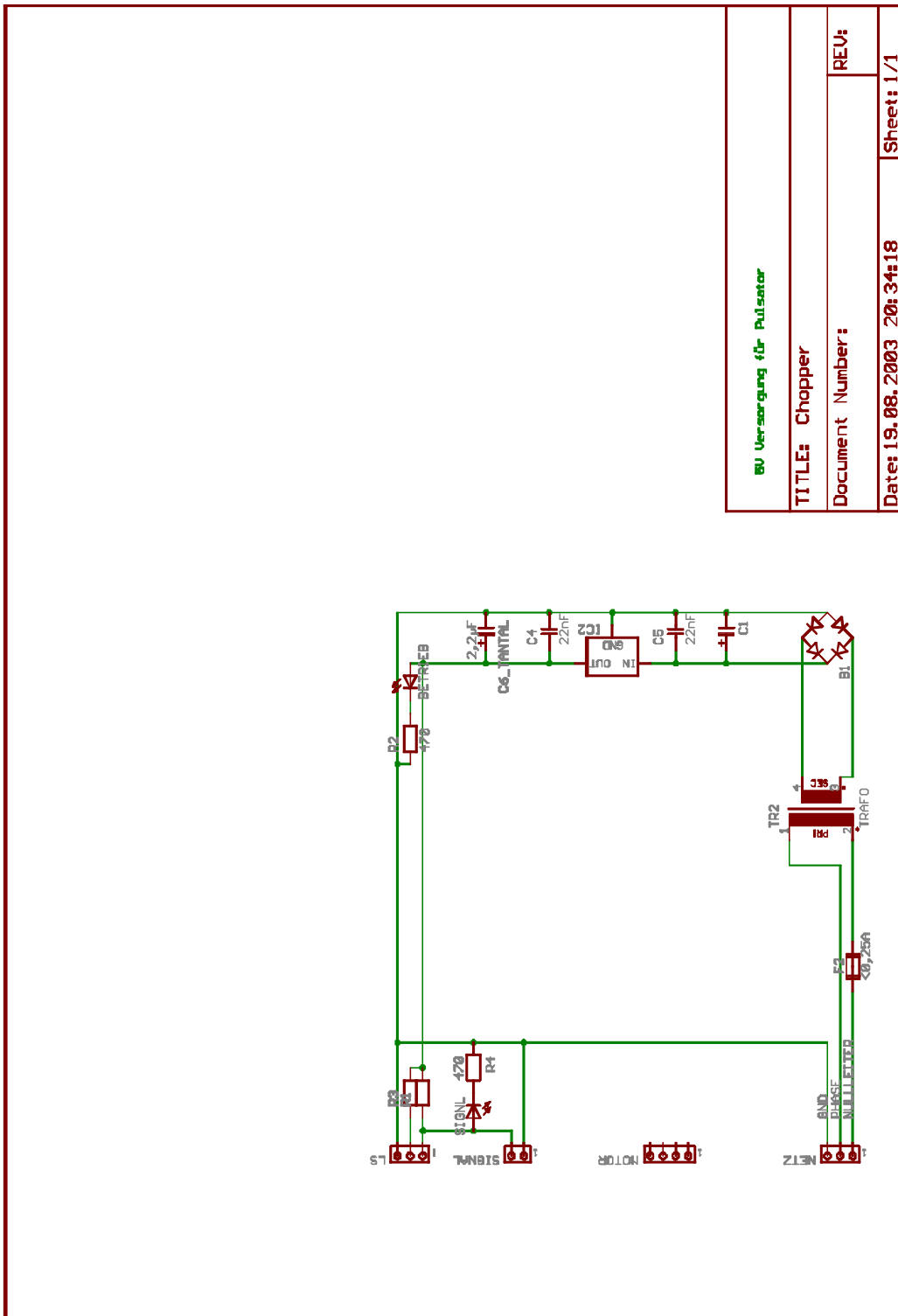


Abbildung A.11: Platzierungsplan der Chopperplatine.



BU Versorgung für Pulsator	
TITLE: Chopper	REV:
Document Number:	
Date: 19.08.2003 20:34:18	Sheet: 1/1

Abbildung A.12: Schematischer Schaltplan der Chopperplatine.



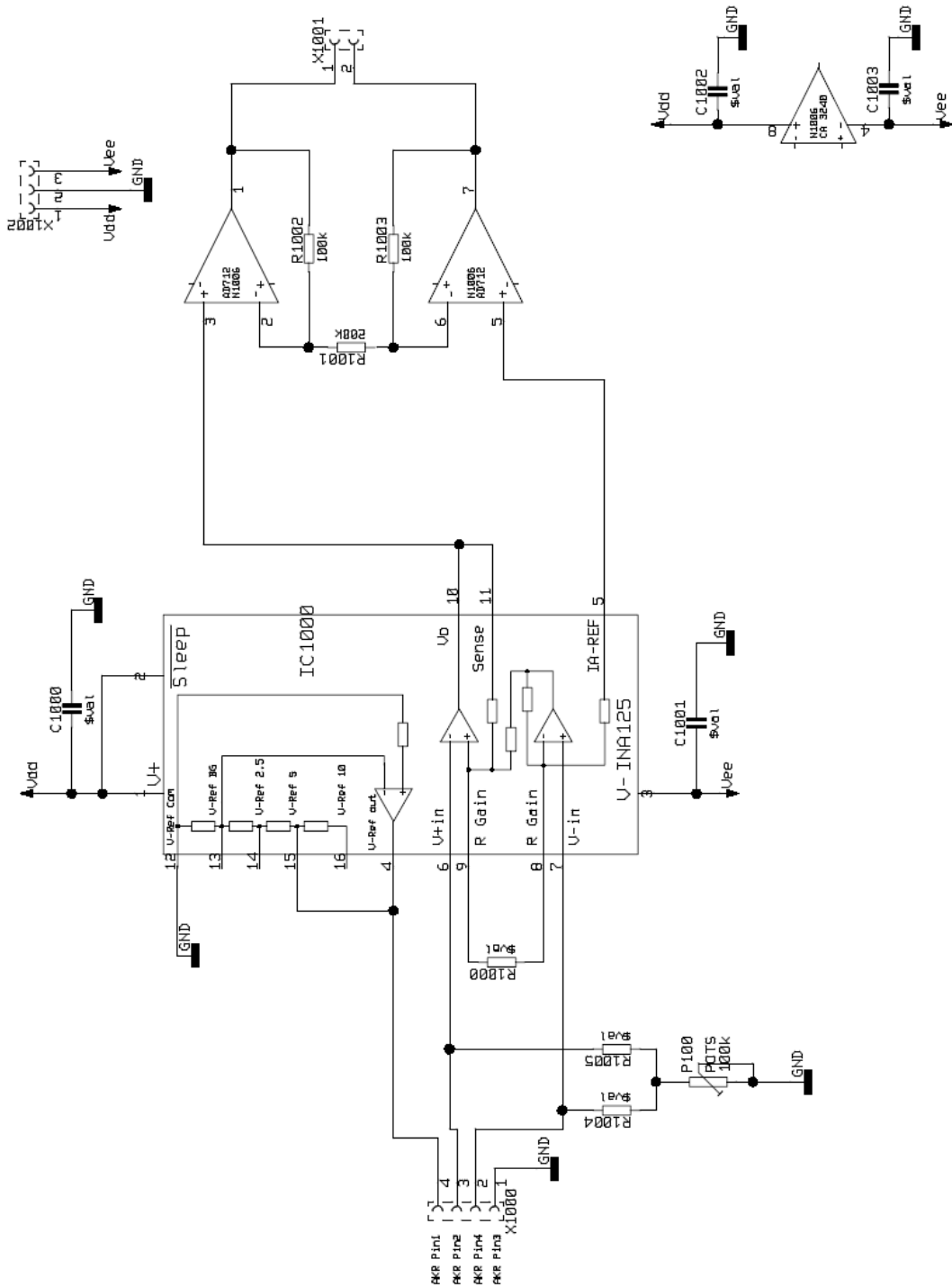


Abbildung A.13: Schematischer Schaltplan der Drucksensorverstärkerplatine.

# Zeichnungen

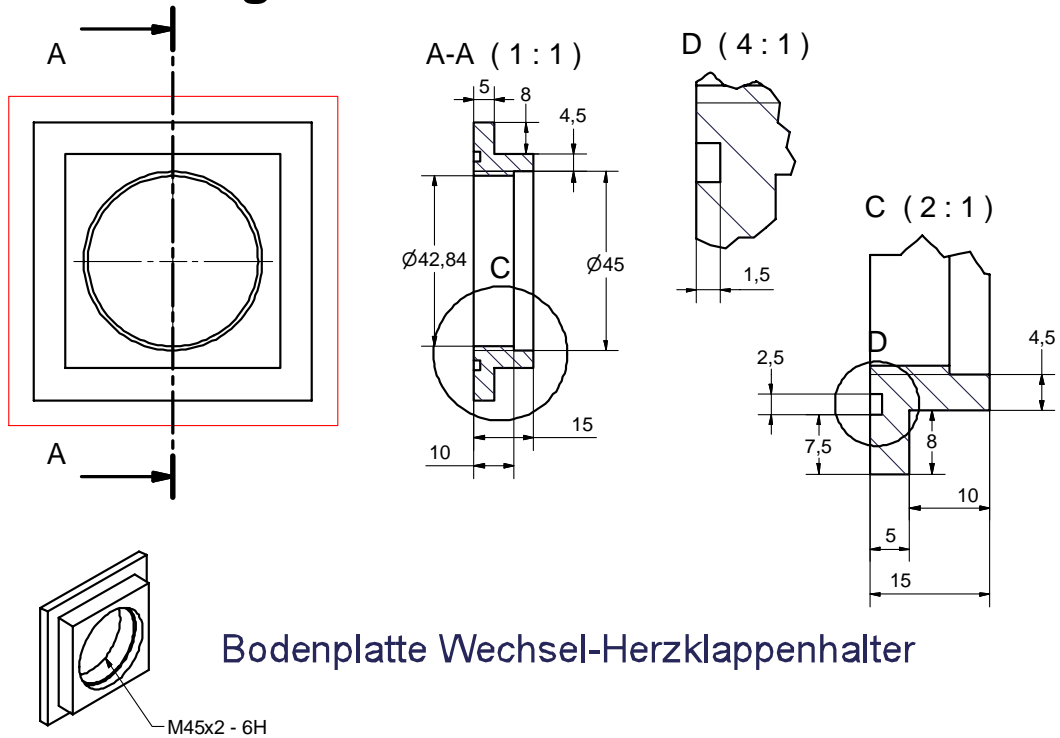


Abbildung A.14: Maßzeichnung der Bodenplatte des neuen Probenhalter.

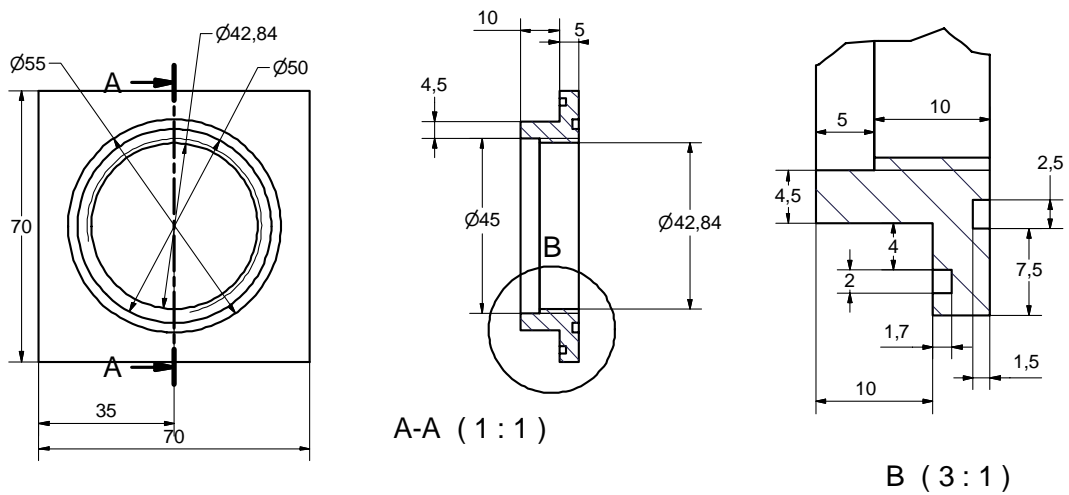
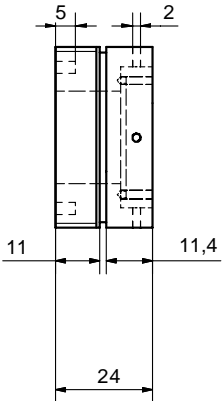
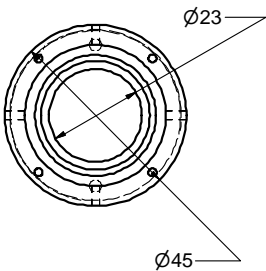


Abbildung A.15: Maßzeichnung der Deckelplatte des neuen Probenhalter.



Klappenhalter

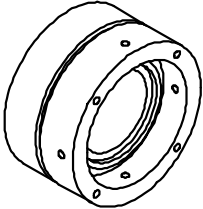
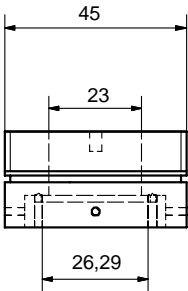
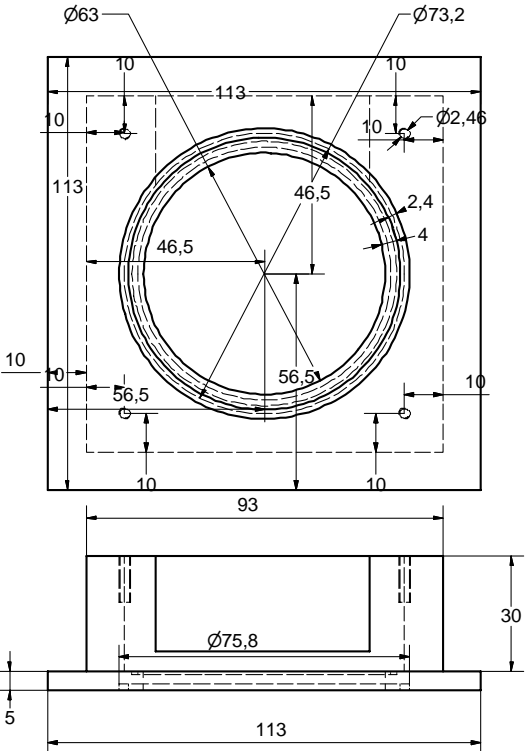


Abbildung A.16: Maßzeichnung der klappenaufnahme des neuen Probenhalter.



Herzklappenmodell 1:3, Boden mit Klappenaufnahme

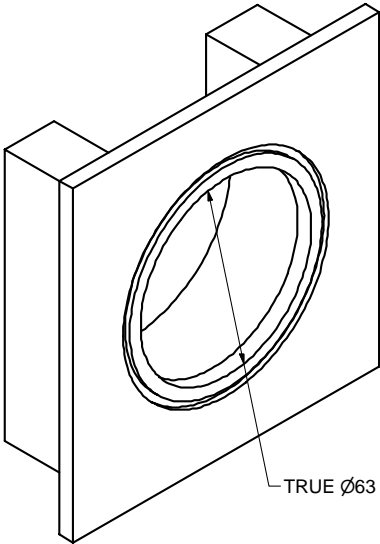


Abbildung A.17: Maßzeichnung der Bodenplatte des Modell-Probenhalter.

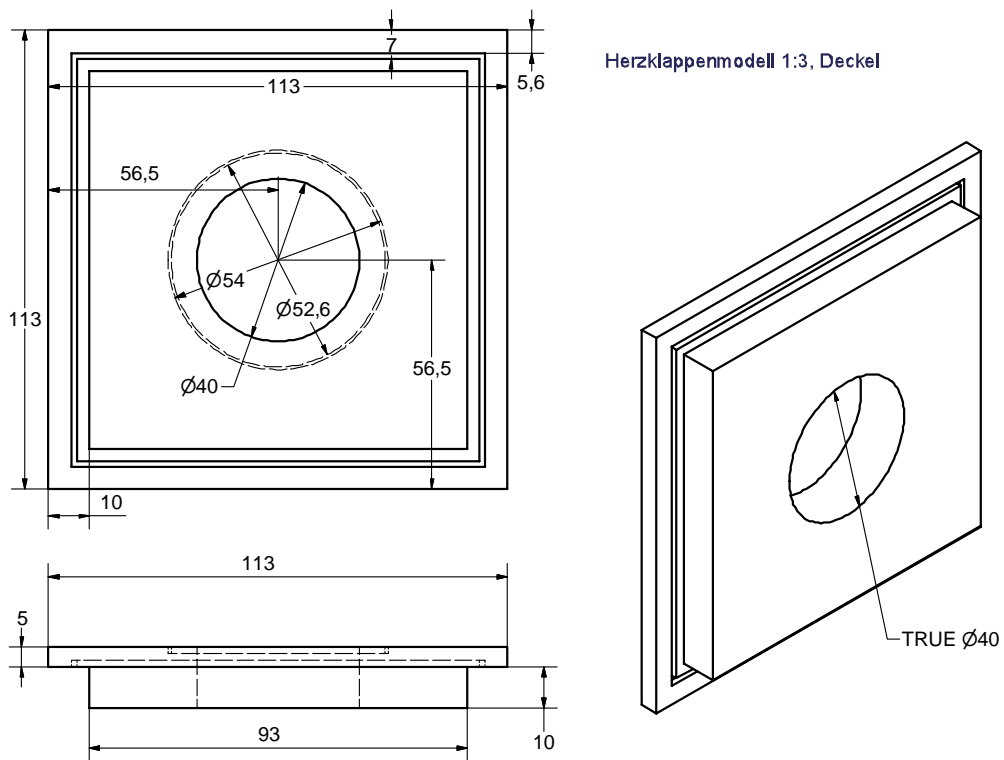


Abbildung A.18: Maßzeichnung der Deckelplatte des Modell-Probenhalter.

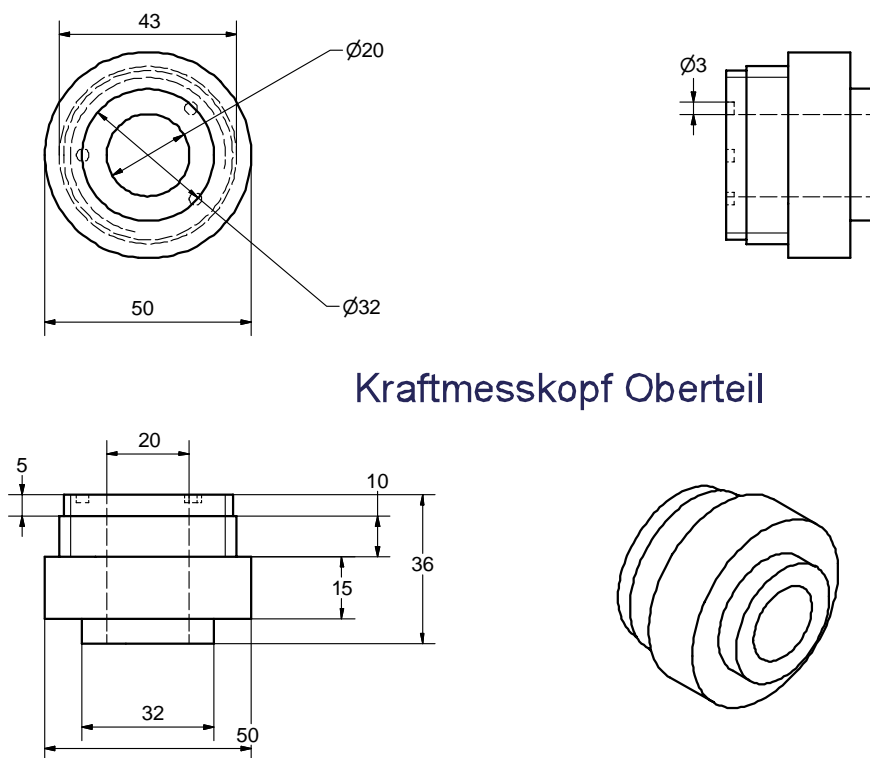


Abbildung A.19: Maßzeichnung des Kraftmesskopfberteils.

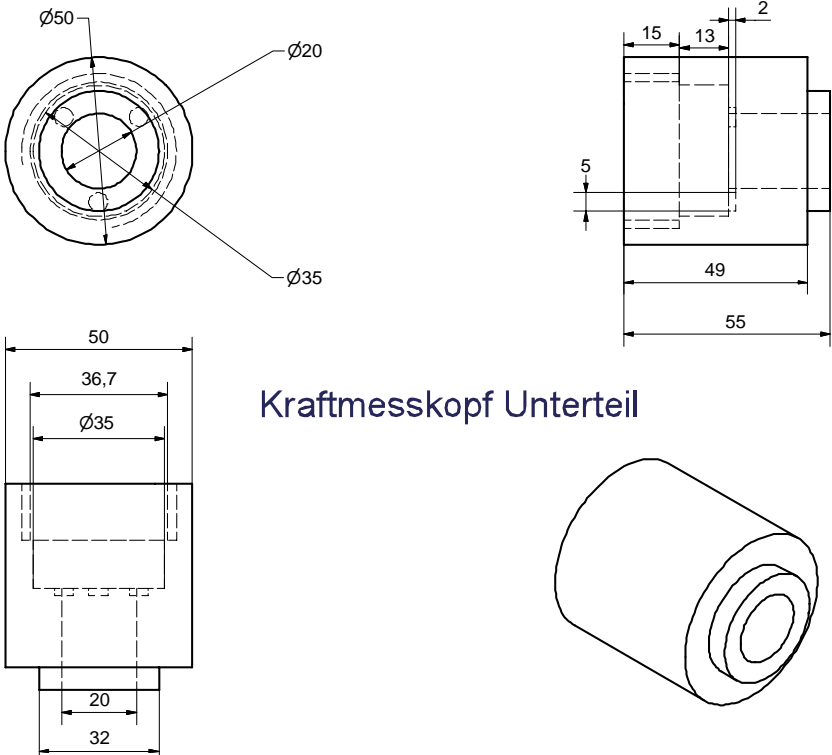


Abbildung A.20: Maßzeichnung des Kraftmesskopfunterteils.

# Danksagung

Ich möchte mich an erster Stelle bei meinem Doktorvater Prof. Dr. **Gerd Pfister** bedanken. Durch ihn wurde meine äußerst interessante und interdisziplinäre Arbeit erst ermöglicht. Außerdem ist es seinem schier unergründlichen Wissen in allen Bereichen und seiner menschlichen Art zu verdanken, dass in der Arbeitsgruppe immer ein hervorragendes Miteinander und eine positive Grundstimmung herrschte, die ein äußerst angenehmes und selbstständiges Arbeiten ermöglichte. Durch seine 'freiwilligen' Fahrradtouren sowie die nachfolgenden Grillfeste und die ganzen anderen Feiern war man auch privat und Abseits der Arbeit immer gut aufgehoben und es wurde das freundschaftliche Verhältnis vertieft.

Als nächstes bedanke ich mich ganz herzlich bei **Ulrich Gries**, der mir nicht nur am Anfang der Arbeit 'Auf die Sprünge' geholfen hat, sondern der auch zum Ende den größten Anteil bei der Korrektur meiner Arbeit geleistet hat. Im Laufe der Zeit hat sich nicht nur ein Kontakt im Rahmen der Physik entwickelt, sondern er ist inzwischen auch zu einem meiner besten und engsten Freunde geworden. Vielen Dank für deine Hilfe und dein (manchmal zurecht genervtes) Verständnis, wenn ich dich mit Schachtelsätzen über die eigentliche Bedeutung der Funktion, und dem Einsatz im Rahmen der Messungen, von Datendateien, die mit C-- Datentypen der Integervariante gefüllt, innerhalb gelochter Deckelplatten strapaziert habe... oder so ähnlich!

**Oliver Malki**, 'meinem' Doktoranden, danke ich für den guten Start in meine Arbeit und seine vorangegangenen Arbeiten, auf denen ein Großteil meiner Ausführungen aufbaut. Ebenfalls möchte ich mich bei **Joel Langenberg** und **André Morsnowski** für die nette Zusammenarbeit, die hilfreichen Gespräche und Anregungen während der Zeit in der Arbeitsgruppe und auf den gemeinsam besuchten Tagungen bedanken. Es war mit euch zusammen immer kurzweilig und hilfreich, legendär sind Joels 'fatal mouse errors' bei Linux und dein Vermögen André, niemals ein Blatt vor dem Mund zu nehmen...

Ich hatte in der Zeit meiner Promotion 4 Diplomanden, mit denen ich allen gut zusammenarbeiten konnte. Besonders hervorzuheben sind dabei **Martin Krause** und vor allem zum Ende meiner Arbeit **Philip Haaf** aus der Arbeitsgruppe Herz- und Gefäßchirurgie an der medizinischen Fakultät der CAU Kiel. Er zeigte von Anfang an und die gesamte Zeit hindurch ein überdurchschnittliches Engagement und nur durch ihn wurden einige medizinische Teile dieser Arbeit erst abgerundet bzw. die Beschaffung des menschlichen Aortenklappenexplantats möglich. Ich hoffe, deine Freundin hat dir die Nachtschichten im Labor inzwischen verziehen...

Meine Arbeit wäre nicht möglich gewesen ohne den unermüdlichen Einsatz der beiden Techniker der Arbeitsgruppe, **Wolfgang Schumann** und **Heinz Horak**. Die Anlage hätte ohne euch niemals den jetzigen Zustand erreicht!

Besonderer Dank gilt in diesem Bereich aber auch **Jörg Neubauer**. Er stand mir egal bei welcher Frage immer mit Rat und Tat zur Seite und hat sich für meine Unwissenheit immer mehr Zeit genommen, als er eigentlich hatte. Ganz vielen Dank dafür Jörg, du hast mir sehr geholfen!

Ein weiterer Bereich, der ohne fremde Hilfe bestimmt nicht annähernd so ausgereift hätte entstehen können, ist die gesamte Feinmechanik der Anlage. Hierbei gilt der Dank vor allem dem ehemaligen Werkstattmeister **Ralf Suren** und seinem Nachfolger **Frank Brach**, die meine Ideen immer bereitwillig verbessert und angenommen haben. Die Umsetzung der nicht immer einfachen Werkstücke wurde vor allem von **Timm Kröger** und **Rene Woltmann** so adäquat umgesetzt, dass ich in der gesamten Zeit nicht einen Ausfall oder einen Grund zur Verbesserung hatte - es sei denn, ich hatte die Sache falsch geplant.

Ich bedanke mich auch für die Unterstützung und die großen Freiheiten bei meiner Anstellung bei der Firma Tricumed und ihrem Chef **Karl-Heinz Otto**. Der Umfang dieser Arbeit wurde erst durch die große Flexibilität und sein großes Entgegenkommen ermöglicht.

Außerdem bin ich noch folgenden Personen meines außeruniversitären Lebens zu Dank verpflichtet:

- **Christine** und **Wölfi Schäle**. Zum einen immer noch für ihre Tochter Anika, zum anderen mal wieder für die Korrektur meiner Arbeit. Ich bin sehr stolz auf und dankbar für meine 'zweite' Familie.
- **Alexa** und **Mümmel Hoene** für ihre immer offene Küche und Sauna. Außerdem ebenfalls für die Korrektur der Arbeit, auch wenn das den gaaanzen Sonntag versaut!
- Ich danke auch allen anderen meiner Freunde für ihre Geduld und ihr Verständnis. Besonders gilt das der Eisfee **Tini** und ihrem offenem Ohr, wenn ich mal wieder genervt war, sowie natürlich **Martin Ruppert** dafür, dass er mir so schnell und ohne viele Worte seine Videokamera für die Messungen zur Verfügung gestellt hat. Das hat mir sehr geholfen, vielen Dank!

Natürlich bin ich auch immer noch sehr froh und dankbar für die liebevolle Aufzucht und fortwährende Unterstützung durch meine Familie, meine Eltern **Anke** und **Herwig** und meine Großeltern **Waltraud** und **Walter**. Ich habe die Arbeit vor allem auch für euch geschrieben, denn ohne euch wäre ich niemals bis zu diesem Punkt gekommen!

## *Danksagung*

---

Zuletzt möchte ich mich bei meiner Frau **Anika** bedanken der ich diese Arbeit gewidmet habe. Alle Punkte aufzuzählen wäre zuviel, ich bin einfach nur froh und dankbar das es dich gibt.

Ich liebe dich!





# Lebenslauf

## Persönliche Daten

Name: Martin Steiner  
Anschrift: Hardenbergstr. 21  
24118 Kiel  
Geburtsdatum / - ort: 29.05.1975, Kiel  
Eltern: Herwig Steiner, Rentner und  
Anke Steiner, Hausfrau  
Geschwister: ein älterer Bruder  
Familienstand: verheiratet  
Staatsangehörigkeit: Deutsch

## Schulbildung

1981 - 1985 Grundschole in Dänischenhagen  
1985 - 1994 Ricarda-Huch-Schule, Gymnasium in Kiel  
Leistungskurse: Biologie, Geschichte, Physik (P3), Deutsch (P4)  
Abschluß: Abitur, Note 2.3

## Grundwehrdienst

06/94 – 06/95 Sanitäter in der Luftwaffe, Eingesetzt im  
Bundeswehrkrankenhaus Kiel, Obergefreiter

## Studium

09/1995 - 02/2001 Physikstudium an der  
Christian-Albrechts-Universität zu Kiel  
Diplomarbeit: „Rückflußvolumina und Kraftmessung an  
mechanischen Herzklappenprothesen“  
Abschluß / Note: Diplom-Physiker, „Sehr gut“

## Berufstätigkeit

1996 - 2000 HiWi im Institut für die Pädagogik der  
Naturwissenschaften, CAU Kiel  
1998 - 2005 Dozent und Übungsgruppenleiter für  
diverse Praktika und Lehrveranstaltungen im  
Institut für Experimentelle und Angewandte  
Physik, CAU Kiel  
seit 03 / 2001 Wissenschaftlicher Mitarbeiter und Angestellter  
bei der Firma Tricumed Medizintechnik GmbH,  
Kiel

Kiel, den 04.07.2005



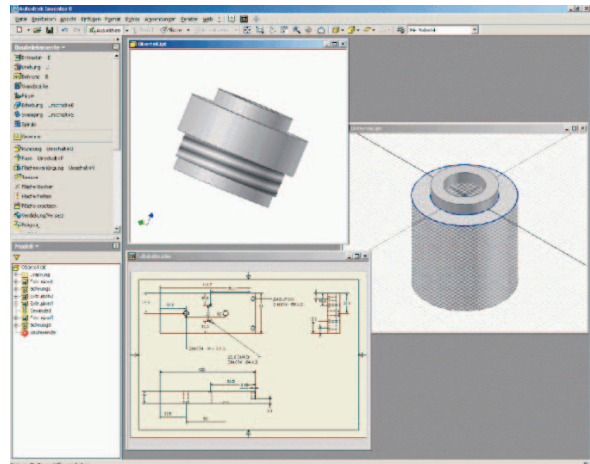
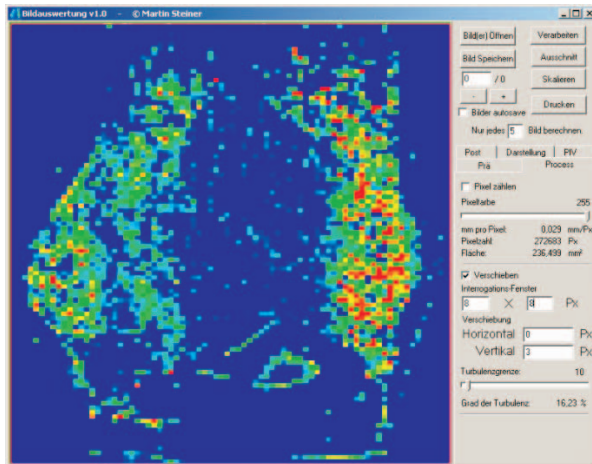
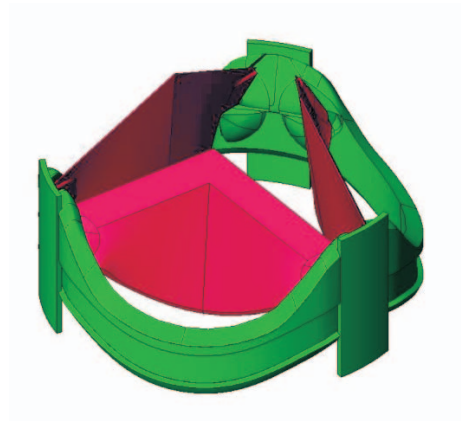
# Erklärung

Hiermit erkläre ich an Eides statt, die vorliegende Arbeit unter Anleitung meines akademischen Lehrers und nur mit Hilfe der angegebenen Quellen selbstständig angefertigt zu haben.

Kiel, Dienstag, 19. April 2005

Martin Steiner





édition scientifique  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

VVB LAUFERSWEILER VERLAG  
 GLEIBERGER WEG 4  
 D-35435 WETTENBERG

Tel: +49-(0)6406-4413 Fax: -72757  
 redaktion@doktorverlag.de  
 www.doktorverlag.de

ISBN 3-89687-053-X

