

Aus der  
Klinik für Pferde, Chirurgie und Radiologie  
des Fachbereichs Veterinärmedizin  
der Freien Universität Berlin

**Dreidimensionale Darstellung der Herzklappeninsuffizienzen beim Pferd  
- ein Lehrmedium -**

**Inaugural-Dissertation**  
zur Erlangung des Grades eines  
Doktors der Veterinärmedizin  
an der Freien Universität Berlin

vorgelegt von  
Timurhan Tastutar  
Tierarzt aus München

Berlin 2014  
Journal-Nr.: 3571

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Veterinärmedizin  
der Freien Universität Berlin

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Jürgen Zentek  
Erster Gutachter: Prof. Dr. Arthur Grabner i. R.  
Zweiter Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Cordula Poulsen Nautrup  
Dritter Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Johannes Handler

*Deskriptoren (nach CAB-Thesaurus):*  
Equidae, cardiovascular disorders, E-learning, heart valves Ultrasonography

Tag der Promotion: 19.05.2014

Bibliografische Information der *Deutschen Nationalbibliothek*  
Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen  
Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über  
<<http://dnb.ddb.de>> abrufbar.

ISBN: 978-3-86387-574-9

**Zugl.: Berlin, Freie Univ., Diss., 2014**

Dissertation, Freie Universität Berlin

**D 188**

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt.

Alle Rechte, auch die der Übersetzung, des Nachdruckes und der Vervielfältigung des Buches, oder  
Teilen daraus, vorbehalten. Kein Teil des Werkes darf ohne schriftliche Genehmigung des Verlages in  
irgendeiner Form reproduziert oder unter Verwendung elektronischer Systeme verarbeitet,  
vervielfältigt oder verbreitet werden.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Warenbezeichnungen, usw. in diesem Werk berechtigt auch  
ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der  
Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von  
jedermann benutzt werden dürfen.

This document is protected by copyright law.

No part of this document may be reproduced in any form by any means without prior written  
authorization of the publisher.

Alle Rechte vorbehalten | all rights reserved

© Mensch und Buch Verlag 2015

Choriner Str. 85 - 10119 Berlin

[verlag@menschundbuch.de](mailto:verlag@menschundbuch.de) – [www.menschundbuch.de](http://www.menschundbuch.de)

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung und Ziel</b> .....	1
<b>2. Literaturübersicht</b> .....	3
<b>2.1 Schließunfähigkeit der Herzklappen</b> .....	3
2.1.1 Mitralklappen-Insuffizienz.....	4
2.1.2 Trikuspidalklappen-Insuffizienz.....	7
2.1.3 Aortenklappen-Insuffizienz.....	9
2.1.4 Pulmonalklappen-Insuffizienz.....	11
<b>2.2 Grundlagen der Herzuntersuchung</b> .....	12
2.2.1 Auskultation.....	12
<b>2.3 Grundlagen der Ultraschalluntersuchung</b> .....	17
<b>2.4 Echokardiographie</b> .....	19
2.4.1 Schallkopf-Positionierung und Standardschnitte.....	19
2.4.2 A-Mode.....	23
2.4.3 B-Mode.....	24
2.4.4 M-Mode.....	25
2.4.5 Doppler-Prinzip.....	26
2.4.6 Pulsed-Wave-Doppler.....	27
2.4.7 Continuous-Wave-Doppler.....	29
2.4.8 2D-Farb-Doppler.....	30
<b>2.5 E-Learning</b> .....	32
2.5.1 Grundlagen des E-Learning-Systems.....	32
2.5.2 E-Learning in der Tiermedizin.....	33

<b>3. Material und Methoden</b> .....	34
3.1 Technische Ausstattung zur Ultraschall-Darstellung.....	34
3.2 Darstellung der Herzkammern und Herzklappen durch Ultraschalltechnik.....	34
3.3 Entwicklung des virtuellen 3D-Herzmodells.....	35
3.4 Beispielsbilder aus der Entwicklungsphase.....	39
<b>4. Ergebnisse</b> .....	44
4.1 Grafische Merkmale des Herzklappen Designs.....	44
4.2 Benutzeroberfläche.....	48
4.3 Paralleldarstellung von 3D- und Ultraschallvideos.....	50
4.4 Beispielbilder aus den 3D- und Ultraschall-Sequenzen.....	51
4.5 Orientierungsbilder. ....	62
4.6 Benutzung des E-Learning als Referenz für die Darstellung des Herzfehlers.....	67
<b>5. Diskussion</b> .....	68
5.1.1 E-Learning: Lernen im 21. Jahrhundert.....	68
5.1.2 E-Learning in der Kardiologie.....	69
5.1.3 Positive Effekte des 3D-Modells für das Lernen und Erfahren.....	70
5.2 Beurteilung des Lehrmediumkonzepts und Darstellungsmethoden.....	71
5.3 Beurteilung der 3D-Modelle, Animationen und Videosequenzen.....	73
5.4 Beurteilung der Vergleichsergebnisse.....	74
5.5 Schlussbetrachtung.....	74
<b>6. Zusammenfassung</b> .....	77
<b>7. Summary</b> .....	79



<b>8. Literaturverzeichnis.....</b>	<b>81</b>
<b>9. Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>94</b>
<b>Danksagung und Selbständigkeitserklärung.....</b>	<b>96</b>
<b>Anhang (DVD)</b>	



## Abkürzungsverzeichnis

2D:	2-dimensional
3D:	3-dimensional
A-Mode:	Amplitude Mode
Ao:	Aorta
AoV:	Aortenklappe
AoVI:	Aortenklappen-Insuffizienz
AP:	Arteria pulmonalis
B-Mode:	Brightness Mode
$c = 1540$ m/s Ausbreitungsgeschwindigkeit im Gewebe	
CW-Doppler:	Continuous Wave Doppler
$\cos \alpha$ :	Beschallungswinkel
EKG:	Elektrokardiogramm
$f$ :	Frequenz
HVI:	Herzklappen-Insuffizienzen
Hz:	Hertz
ICR:	Interkostalraum
kHz:	Kilohertz
LA:	Linkes Atrium
LKDLA:	Links Kaudal Lange Achse
LKDKA:	Links Kaudal Kurze Achse
LKDLAAo:	Links Kaudal Lange Achse Aorta
LKRLA:	Links Kranial Lange Achse
LKRKA:	Links Kranial Kurze Achse
LV:	Linker Ventrikel
M-Mode:	Motion Mode
MHz:	Megahertz
MV:	Mitralklappe
MVI:	Mitralklappen-Insuffizienz
OM:	Orientierungsmarke

PV:	Pulmonalklappe
PVI:	Pulmonalklappen-Insuffizienz
PW-Doppler:	Pulsed Wave Doppler
RA:	Rechtes Atrium
RKDKA:	Rechts Kaudal Kurze Achse
RKDLA:	Rechts Kaudal Lange Achse
RKDLAAo:	Rechts Kaudal Lange Achse Aorta
RKRKA:	Rechts Kranial Kurze Achse
RKRLA:	Rechts Kranial Lange Achse
RV:	Rechter Ventrikel
TV:	Trikuspidalklappe
TVI:	Trikuspidalklappen-Insuffizienz
Wi-Fi:	Schnurloser Verbindungs-Standard (IEEE 802.11), wird auch als WLAN bezeichnet.
v:	Geschwindigkeit
VSD:	Ventrikel-Septum-Defekt

# 1. Einleitung und Ziel

In der vorliegenden Dissertation sollen sonografische Verfahren zur Herzuntersuchung bei Pferden vorgestellt und mit zusätzlicher optischer Darstellung angereichert werden. Dies dient einer Verbesserung der Interpretierbarkeit von Herzklappeninsuffizienzen. Somit leistet die Arbeit in erster Linie einen Beitrag für angehende und fertig ausgebildete Veterinärmediziner, die kardiologische Untersuchungen an Pferden durchführen. Das zentrale Verdienst der Arbeit ist die Erstellung eines Lehrmediums für Studenten der Tiermedizin sowie für Tierärzte. Das System kann auch als mobiles Hilfsmedium zum Nachschlagen (DVD oder Internet) im Alltag genutzt werden.

Die Echokardiographie ist eine sehr effektive, nichtinvasive Methode zur Untersuchung des Pferdeherzens. Sie ist die einzige Möglichkeit, ein lebendes Herz während der Arbeit zu beobachten. Diese Eigenschaften machen den Ultraschall zu einem perfekten Instrument der kardiologischen Untersuchungen. Physiologische und pathologische Ereignisse lassen sich darstellen, kalkulieren und prognostizieren.

Die sonografische Erkennung von Herzkrankheiten erfordert eine intensive Einarbeitung, weil die zweidimensionalen Schnittbilder als dreidimensionale Bilder interpretiert werden müssen. Mehrere Ultraschallmodi und Blickwinkel erschweren die Auswertbarkeit drastisch. Die komplizierte sonografische Technik erfordert exakte Kenntnisse der topografischen Anatomie und Physiologie des Pferdeherzens.

Diese Schwierigkeiten bestehen nicht erst in der veterinärmedizinischen Praxis, sondern bereits in der Ausbildung von Tierärzten. Für eine erfolgreiche Vermittlung sonografischer Diagnostik sind Kleingruppen erforderlich. Diese sind durch Mangel an Zeit, Raum und Lehrmaterialien häufig nicht zu realisieren. Jedoch können durch die moderne Informatik mobile internetfähige Rechner, Smartphones und Tablets für alternative Lehrmethoden eingesetzt werden. Mit E-Learning, freien Online-Bibliotheken und dem Internet lassen sich viele Nachteile der klassischen Lehrmethodik vermindern.

Die vorliegende Dissertation hat zum Ziel, die Grundlagen der Echokardiographie am Pferd und dabei Schließunfähigkeiten der Herzklappen mit Hilfe der 3D-Technik vorzustellen. Dafür werden Ultraschall-Sequenzen mit 3D-Modellen parallel dargestellt und mit Textdaten unterstützt. Die Daten werden für die modernsten Mobilgeräte angepasst. Hierdurch wird die Interpretierbarkeit der sonografischen Bilder deutlich erhöht und die oben dargestellte Problematik bei der Diagnose von Herzklappeninsuffizienzen gemindert. Dieses Visualisierungskonzept wird mit einem E-Learning-Ansatz kombiniert.

## **2. Literaturübersicht**

### **2.1 Schließunfähigkeit der Herzklappen**

Schließunfähigkeiten der Herzklappen sind die am häufigsten vorkommenden Herzkrankheiten des Pferdes. Das linke Herz ist öfter betroffen als das rechte, weil der Blutdruck dort viel höher ist. Klinisch bedeutsame Klappeninsuffizienzen sind an der Aorten- (AoVI) und an der Mitralklappe (MVI) deutlich häufiger festzustellen als an der Trikuspidalklappe und an der Pulmonalklappe [SME-77, MAR-99].

Herzklappenfehler sind häufig degenerativer Natur. Ältere Pferde sind häufiger betroffen [BRO-85, REE-98, SCH-03, BAR-09]. Arabische Vollblutpferde scheinen mehr unter Herzklappeninsuffizienzen zu leiden [HAL-10]. Durch Überlastungen des Kreislaufsystems, hohes Fieber infolge einer Endokarditis, Dilatation des Myokards, kongenitale Herzfehler wie Dysplasien oder als Folge von Lungenkrankheiten, schwerwiegender Koliken, Gewebeschwäche, Tumoren, radioaktiven Strahlungen und auch Stenosen im Blutgefäßsystem können Herzklappenfehler in jedem Alter, bei jeder Rasse und beiden Geschlechtern vorkommen [BAY-82, MCC-83, BON-90, HIN-91, TAY-07]

Minimale Herzklappen-Undichtigkeiten sind physiologisch und verursachen lautlose Blutrückflüsse, die meistens bei der Trikuspidalklappe (TV) vorkommen [MAR-95]. Jeder HVI-Fall ist einzigartig und muss mit allen anderen klinischen Befunden zusammen in Betracht gezogen werden. Manche Undichtigkeiten verursachen keine weiteren Gesundheitsstörungen und sind nicht immer unbedingt als pathologisch oder gefährlich anzusehen [FRE-82].

Die Grenzen zwischen pathologischen und physiologischen Undichtigkeiten sind oft fließend, dennoch soll im Einzelfall beides unterschieden werden können [MAR-99].

Um die Diagnose zu strukturieren und eine präzise Prognose zu treffen, werden die Regurgitationen in Graden eingestuft [RAD-95, STA-95, GEH-98].

Konkret werden die Undichtigkeiten in die folgenden sechs Kategorien eingeteilt:

- 0 – Keine Rückflüsse
- 1 – Physiologische Rückflüsse
- 2 – Geringgradige Insuffizienz
- 3 – Mittelgradige Insuffizienz
- 4 – Mittel – bis hochgradige Insuffizienz
- 5 – Hochgradige Insuffizienz.

Die Diagnose wird durch kardiovaskuläre Untersuchungen, die Herzauskultation und die Echokardiographie erzielt. Herzgeräusche sind meistens die ersten Befunde bei einer Standarduntersuchung [GEH-98]. Bei der Herzauskultation können graduelle Unterschiede festgestellt werden. Geringgradige Herzklappenfehler können bei herkömmlichen Stethoskopen mitunter nicht gehört und ohne echokardiographische Untersuchungen übersehen werden [STA-95].

Zur Feststellung und Beurteilung der Herzklappenfehler ist die Echokardiographie das beste Mittel. M-Mode, B-Mode und Doppler-Modi werden für unterschiedliche HVIs gezielt eingesetzt. Die Herzklappenbewegungen, Prolapse, Herzwandbewegungen, Turbulenzen und Jet-Flüsse sowie Blutflussgeschwindigkeiten werden hiermit präzise beobachtet und hinsichtlich ihrer klinischen Bedeutung eingeschätzt [MAR-90, STA-92, REE-98a].

### **2.1.1 Mitralklappen-Insuffizienzen**

Die Mitralklappe (MV) kontrolliert den Blutfluss zwischen dem linken Atrium und dem Ventrikel. Wenn in der Systole die MV sich nicht dicht genug schließt, fließt das Blut vom linken Ventrikel in das linke Atrium zurück.

Es gibt chronische und akute Mitralklappen-Insuffizienzen. Diese können beim Pferd in jeder Altersgruppe vorkommen. Hiervon sind ältere Tiere häufiger betroffen [REE-95, BAR-09, MAR-10].



### Ätiologie

Mitralklappen-Insuffizienzen (MVI) und Aortenklappen-Insuffizienzen (AoVI) sind sehr häufig vorkommende Herzklappenfehler [SME-77, MAR-99]. Laut Patterson und Cripps haben 3,5% der gesamten Pferdepopulation MVIs [PAT-93]. Wie bereits dargestellt, gibt es viele Gründe für eine Insuffizienz, von denen manche idiopathisch sind. Am häufigsten treten degenerative Formen auf, somit sind ältere Tiere öfter betroffen [MAR-99, BAR-09]. Trotzdem werden auch bei jungen Pferden MVIs festgestellt [GRA-02]. Herzklappen-Prolapse, angeborene Herzklappen- oder Herzwanddeformationen, zerrissene Chordae tenineae, Koliken oder bakterielle Endokarditiden sind die Hauptgründe der MVIs [MIL-84, MIL-85, DEP-93, REE-98-a, KRA-05, TAY-07, DUZ-12]. Herzklappen-Prolapse kommen sogar bei neugeborenen Fohlen vor und sind schwer zu erklären. Zerrissene Chordae tendineae können sehr schwere MVIs hervorrufen und sind lebensgefährlich. Die Mitralklappe ist wegen erhöhter Wahrscheinlichkeit von bakterieller Einschwemmung besonders anfällig für eine bakterielle Endokarditis. Infolge dieser Endokarditis können Läsionen, Vegetationen und Ulzerationen auftreten. Kardio-Myopathien, Dilatationen des Herzmuskels und Herzinfarkte führen zu MVIs. Die Schließfunktion der Mitralklappe wird durch die Dilatation des Myokards schwer beeinträchtigt [REI-89].

### Pathophysiologie

Der Rückfluss vom linken Ventrikel zum linken Atrium führt zu einem Verlust von Pumpmenge an Blut, die eigentlich durch die Aorta in den gesamten Körper gepumpt werden soll [BRE-76, MAR-99]. Diese Funktionsstörungen führen zu Tachykardie, Leistungsverlust und einer Blutdruckerhöhung in der Arteria pulmonalis und in den Venen [COL-13]. Der Rückfluss kann auch Lungenhochdruck und Lungenödeme bedingen, da der Druck im linken Atrium höher geworden ist und die Vena pulmonalis in ihrer Funktion beeinträchtigt ist [ANT-89].

In chronischen Fällen wird die linke Ventrikelwand dicker und das Ventrikellumen größer. Eine Dilatation des linken Ventrikels und des linken Atriums sind wahrscheinlich. Diese Funktionsstörung führt auch zu anderen Klappenproblemen, wie z. B. zur Überlastung der AoV, die dann wiederum zur Insuffizienz führen kann [REI-89, REE-95].

### Symptome und Diagnostik

Die typischen Symptome bei mittleren und schweren Fällen sind Leistungsverluste, Lungenblutungen während des Trainings, hohes Fieber bei bakteriellen Endokarditiden, Lungenödeme, Gewichtsverlust oder atriale Fibrillation [REE-98-a].

Die Auskultation ist das wichtigste Mittel, eine Mitralklappen-Insuffizienz zu diagnostizieren. Auf dem Punctum maximum ist ein langes, holosystolisches Crescendo-Decrescendo- oder auch ein pansystolisches Herzgeräusch 2. bis 5. Grades zu hören [KAE-83, KRO-91].

*Echokardiographie:* M-Mode und Farb-Doppler sind angemessene Methoden, um eine Mitralklappen-Insuffizienz zu identifizieren. Verdickte Mitralklappen, Vegetationen, zerrissene Chordae tendineae und Dilatationen sind mit dem M-Mode und dem B-Mode gut darzustellen. Durch das Vier-Kammer-Bild im Farb-Doppler-Modus sind die Jet-Flüsse und Turbulenzen deutlich zu sehen [REE-95].

Es empfiehlt sich auch, das Blutvolumen zwischen dem linken Ventrikel und der Aorta zu berechnen, um eine korrekte Diagnose und Prognose zu treffen.

### Prognose

Die Prognosestellung bei MVIs ist sehr individuell und somit relativ kompliziert. Obwohl manche MVIs durch Echokardiografie hörbar und sichtbar sind, bestehen mitunter keinerlei negative Effekte auf die Leistung, das Verhalten oder den Appetit des Pferdes. Deswegen ist es wichtig, die echokardiographischen Befunde mit Leistungsverlust mit anderen Symptomen zu vergleichen. Junge Pferde, die mit dem Leistungstraining anfangen, zeigen auch geringgradige MVIs. Diese sind meistens physiologisch und nicht pathologisch zu bewerten. Trotzdem ist es sinnvoll, entsprechende Fälle weiter zu beobachten, spätere Risiken zu antizipieren und die Pferdebesitzer darauf hinzuweisen [GEH-98, REE-98]. Pferde mit mittelgradiger MVIs haben eine positive Prognose, so lange unter keinem Hochleistungsdruck stehen. Trotzdem können MVIs sich relativ schnell weiterentwickeln. Regelmäßige Ultraschall-Untersuchungen sind empfohlen [IMH-10].

Obwohl eine bakterielle Endokarditis geheilt werden kann, hinterlässt die Vegetation unheilbare Spuren. Verdickte Herzklappen und Läsionen beeinträchtigen die Schließfunktion [ELS-72].

In schweren Fällen einer Dilatation des linken Ventrikels oder bei Rissen der Chordae tendineae fällt die Prognose negativ aus [HOL-84].

### **2.1.2 Trikuspidalklappen-Insuffizienz (TVI)**

Die am häufigsten vorkommenden Herzklappen-Undichtigkeiten sind an der Trikuspidalklappe zu finden [PAT-93]. Diese Veränderungen werden, klinisch gesehen, nicht immer als Insuffizienz interpretiert, können jedoch echokardiographisch als Schließunfähigkeit dargestellt werden [FRE-82].

### Ätiologie

Die Ätiologie der TVI ist nicht sehr gut dokumentiert. Meistens sind die Gründe degenerativer und/oder idiopathischer Natur [SME-77, KRO-91].

Bakterielle oder nicht-bakterielle Valvulitis, bakterielle Endokarditis, MVI und AVI, angeborene Verformungen und zerrissene Chordae tendineae, Kardiomegalie und chronische Tachykardie erzeugen sekundäre TVIs [MAR-99, KRA-05, DUZ-12]. Gering- und mittelgradige TVIs sind bei älteren Tieren häufig zu erwarten [MAR-99, BAR-09]. Viele neugeborene Fohlen weisen TVIs auf, bis sie 80 Stunden alt werden [MAR-10]. TVIs sind aber auch bei jungen Athleten keine Seltenheit [You-00].

### Pathophysiologie

Gering- bis mittelgradige TVIs weisen keinen negativen Effekt auf die Leistung auf. Hochgradige TVIs können einen Leistungsverlust erzeugen, wenn das hämodynamische Gleichgewicht nicht mehr herzustellen ist [REE-95].

### Symptome und Diagnostik

Klinische Symptome bei gering- und mittelgradigen TVIs sind meistens nicht vorhanden, solange sie nicht mit einer anderen Krankheit verbunden sind, z. B. einer bakteriellen Endokarditis oder einer MVI. Bei einer hochgradigen TVI ist ein verstärkter Jugularpuls zu erwarten [REE-85]. Bei der Auskultation sind meistens ein holosystolisches Decrescendo oder mittel- bis spätsystolische Herzgeräusche zu hören [MAR-99]. Auch Crescendo-Decrescendo-Herzgeräusche können wahrgenommen werden [BAR-05].

*Echokardiographie:* Läsionen der TV sind schwierig darzustellen. Trotzdem wird es durch M-Mode möglich, Prolapse, Vegetationen, Dilatationen der Ventrikel oder Deformationen zu erkennen. Mittels Farb-Dopplerechokardiographie können die Undichtigkeiten und Jetflüsse gut dargestellt werden [BON-95, MAR-99].

### Prognose

Gering- und mittelgradige TVIs sind nur dann klinisch gefährlich, wenn sie in Verbindung mit anderen Herzklappeninsuffizienzen oder Infektionen auftreten. Hochgradige TVIs können lebensgefährlich wirken, wenn sie mit atrialer Fibrillation, Hochdruck der Arteria pulmonalis oder Dilatation des rechten Herzens verbunden sind [REE-95].

### **2.1.3 Aortenklappen-Insuffizienz (AoVI)**

Die Aortenklappe (AoV) kontrolliert den Blutfluss zwischen dem linken Ventrikel und der Aorta. Während der Diastole erzeugt die AoVI Rückflüsse von der Aorta zum linken Ventrikel. Die AoVI kommt bei älteren Tieren öfter vor.

Auch bei kongenitalen Herzfehlern, wie beim Ventrikelseptumdefekt (VSD), tritt bei jungen Fohlen eine AoVI auf [BIS-66, BRO-85, MAR-10].

### Ätiologie

Die AoVI ist eine der häufigsten Formen aller Herzklappeninsuffizienzen. Die Hauptgründe sind Degeneration, idiopathische Herzklappen-Prolapse, Bindegewebschwächen, angeborene Herzklappenfehler, Ventrikelseptumdefekte, bakterielle Endokarditis und zerrissene Sinus-Valsalva-Aneurysmen. Prolapse kommen häufiger vor [BIS-66, BRO-85, CLA-87, REE-87, TAY-07, BAR-09].

### Pathophysiologie

Eine geringgradige AoVI stellt kein großes Problem dar, da das Herz geringe Blutvolumen-Defizite kompensieren kann. Deswegen zeigen betroffene Pferde mit geringgradigen AoVIs keine besonderen Leistungsverluste [MAR-95]. Bei mittel- und hochgradigen AoVIs erhöht sich der Blutdruck im linken Ventrikel und führt zu einer früheren Schließung der Mitralklappe. Dadurch erhöht sich der Blutdruck in der gesamten linken Herzhälfte und in der Arteria pulmonalis.

Bei längerem Verlauf führt die Druckerhöhung zu Insuffizienzen der Trikuspidalklappe und der Mitralklappe. Dilatationen im linken Atrium und linken Ventrikel sind dann zu erwarten [REE-87].

### Symptome und Diagnostik

Diastolische Herzgeräusche sind bei adulten Pferden häufig mit AoVIs verbunden [BON-85-b]. Die Symptome sind Arrhythmien, Extrasystolen und Fibrillation des linken Atriums.

Bei der Auskultation ist ein holodiastolisches, häufig lautes und raues Decrescendo-Geräusch zu erwarten [REE-95]. Infolge des erhöhten Ventrikelvolumens und Blutdrucks kann ein systolisches Blutflussgeräusch gehört werden. Bei den nicht turbulenten Rückflüssen sind keine Herzgeräusche zu hören. Diese erfordern eine sonografische Untersuchung und sind nicht durch Auskultation zu diagnostizieren [MAR-99].

*Echokardiographie:* Die AV ist von der linken und der rechten Körperseite gut zu beobachten. Herzklappen-Prolapse, verdickte oder zerrissene Herzklappen sind mit B- und M-Mode gut darzustellen [HAL-13]. Für die Überprüfung der Schließfähigkeit und Darstellung der Rückflüsse wird ein Farb-Doppler verwendet [BLI-95, REE-95]. Auch Gewebe-Doppler können eingesetzt werden, da die systolische Blutflussgeschwindigkeit sich erhöht [KLA-10, SPI-10].

### Prognose

Die degenerativen Formen der AoVI sind meistens nicht lebensgefährlich, da sie sich langsam entwickeln. Erst im Alter treten klinische Störungen auf [MAR-99]. Diese Fälle sind nur durch Echokardiographie exakt festzustellen. Mittel- bis hochgradige AoVIs treten oft verbunden mit zerrissenen Herzklappen, Endokarditis oder Dilatationen des Herzmuskels auf und sind mit einer schlechten Prognose verbunden. Diese Vorgänge können unerwartet zum plötzlichen Tod führen [REE-95].

### **2.1.4 Pulmonalklappen-Insuffizienz (PVI)**

Undichtigkeiten der Pulmonalklappe kommen relativ häufig vor, weisen aber keine klinische Relevanz auf. Untersuchungen zeigen, dass viele klinisch unauffällige Pferde undichte Pulmonalklappen haben [SCH-77, REE-89-b, MAR-95].

#### Ätiologie

Klinisch relevante PVIs sind sehr selten und meistens mit einem Hochdruck der Arteria pulmonalis verbunden, der durch eine AVI oder MVI verursacht ist.

Bakterielle Endokarditis, Dysplasien und Bindegewebeschwächen sind auch mögliche Faktoren, kommen aber sehr selten vor [ELS-72, REI-91, NIL-91, TAY-07].

#### Pathophysiologie

Angeborene Fehlbildungen des Herzens und erworbene Herzklappenfehler (Herzfehler) verursachen erhöhte Atemfrequenzen und hohe Leistungsverluste.

PVIs sind nicht selten mit einer AVI und MVI verbunden.

Ist eine hochgradige PVI mit anderen Klappeninsuffizienzen und einer Überfüllung des rechten Ventrikels verbunden, verursacht dieser Vorgang ein Herzversagen und möglicherweise einen Exitus letalis [REE-95].

#### Symptome und Diagnostik

PVIs sind selten und werden zufällig durch regelmäßige Untersuchungen diagnostiziert. Leise bis mittellaute, diastolische Crescendo-decrescendo Geräusche im dritten Interkostalraum links können Hinweise auf eine Insuffizienz der Pulmonalklappe geben. Gering- bis mittelgradige PVIs sind im Zusammenhang weiterer Herzklappeninsuffizienzen nicht immer hörbar. Holodiastolische und Decrescendo-Herzgeräusche können jedoch bei hochgradigen PVIs akustisch dargestellt werden. Die Lautstärke des Geräusches ist aber deutlich geringer als bei einer Insuffizienz der Aortenklappe [SME-77, BON-85-a, REE-95].

*Echokardiographie:* Für die PVI's sind meistens beidseitige Doppler-Untersuchungen erforderlich, da PVI's selten allein auftreten. Eine Farbdoppler-Untersuchung reicht aus, um die Undichtigkeiten und Störungen des Blutflusses zu identifizieren, obwohl sie nicht immer einfach zu beobachten sind [BON-90].

### Prognose

Geringgradige PVI's sind harmlos. Solange sie alleine auftreten, sind sie klinisch unbedeutend [REE-89]. Bei Verbindungen mit anderen Herzklappenfehlern ist die Prognose eher kritisch [NIL-91].

## **2.2 Grundlagen der klinischen Herzuntersuchung**

Eine kardiologische Untersuchung bringt es mit sich, das gesamte Herz-Kreislauf-System eines Pferdes zu überprüfen. Eine ausführliche Anamnese spielt eine sehr wichtige Rolle, um vorhandene Symptome und andere Befunde bewerten zu können. Jeder Fall muss individuell betrachtet werden. Leistungserwartungen und Alter sind von großer Bedeutung, da sie die Prognose sehr stark beeinflussen können [GEH-98, LON-93].

Atemfrequenz und Atemtiefe müssen beobachtet, Brustödeme, Schleimhäute und Kapillarfüllung kontrolliert werden [REE-85]. Jugular- und arterielle Pulse müssen palpirt werden. Der arterielle Puls wird nach Frequenz, Rhythmus und Qualität geprüft [PAT-96]. Der Jugularpuls kann auf eine Trikuspidalklappen-Insuffizienz oder auch ein Herzversagen hinweisen [REE-85].

### **2.2.1 Auskultation**

Die Auskultation ist die wichtigste und eine sehr zuverlässige Methode bei der Herz-Kreislaufuntersuchung [GER-90, YOU-00]. Sehr häufig werden Herzklappenfehler oder andere Herzkrankheiten bei der Auskultation entdeckt und präzise differenziert [BAR-90, FRE-92, BAU-02].



Um eine erfolgreiche Untersuchung zu erzielen, sind ein ruhiges Pferd, ruhige Umgebung und ein gutes Stethoskop sowie Fachkenntnisse über die Herz- Kreislauf-Physiologie und Herzkrankheiten nötig [REE-85, FRE-92]. Für eine exakte Herzuntersuchung ist es sinnvoll, parallel zur Auskultation auch den arteriellen Puls zu palpieren. Dies ermöglicht es, die Herztöne und Herzgeräusche zu identifizieren und mit der richtigen Herzphase zu vergleichen [FRE-92].

Die Auskultation erfolgt über die Puncta maxima [HOL-79]. Obwohl sie über den entsprechenden Herzklappen zu finden sind, variieren die Puncta maxima bei unterschiedlichen Krankheiten [LIT-62, RAD-95, HOL-79].

Deswegen ist es nötig, die Puncta maxima zu erkennen, um Herztöne und Herzgeräusche differenzieren zu können [LIT-62, PAT-65].

### Herztöne

Die Herztöne sind physiologischer Natur und müssen von Herzgeräuschen unterschieden werden [BÖR-63, BAU-02]. Es fehlen Anteile hoher Frequenzen der Herztöne, die wiederum bei den Herzgeräuschen sehr prominent sein können [HUM-65]. Störungen und Änderungen der Herztöne können wichtige Hinweise für Herzkrankheiten sein [KAE-83]. Akzentuierte oder schwache Herztöne sind Symptome bei einem Kollaps, bei Herzklappeninsuffizienzen oder Stenosen [KAE-83, BON-90]. Es gibt 4 Herztöne (S1, S2, S3 und S4), die beim Pferd durch Auskultation zu registrieren sind [KVA-02].

**S1**, der erste Herzton, wird durch die Summe von Ereignissen der Systole erzeugt. Die Kontraktion des linken Ventrikels ist der lauteste Bestandteil des **S1** [BRO-79a, BRO-79b]. Andere Bestandteile sind das Schließen der Mitral- und Trikuspidalklappe, die Öffnung der Aorten- und Pulmonalklappe sowie die Blutbewegung durch die Aortenklappe, die Aorta und in der Arteria pulmonalis [PAT-65, SME-77, BAR-05].

Der Pulsschlag folgt dem **S1**. Er wird am deutlichsten kaudal und dorsal der Mitral- und der Trikuspidalklappe auskultiert [REE-85].

**S2**, der zweite Herzton, wird hauptsächlich durch die Schwingungen der Aortenklappe erzeugt und ist sehr atmungsabhängig [SME-77]. Durch die Schließung der Pulmonalklappe kommt eine längere Nachschwingung zustande [KRO-91]. Die Semilunarklappen schließen sich nach der Absenkung des Blutdrucks in den Ventrikeln. Die Blutflussgeschwindigkeit wird niedriger. Die Schließung der Aorten- und Pulmonalklappe erzeugt eine Umkehrung des Blutflusses [HUM-65, SME-77, REE-85, BAR-05].

**S3**, der dritte Herzton, wird hauptsächlich durch die schnelle Füllung der Ventrikel und die Schwingungen der Ventrikelwand erzeugt und kann bei früher Diastole festgestellt werden [PAT-65, SME-77, GER-90, BAR-05]. Der **S3** ist häufig bei jüngeren athletischen Pferden zu hören [BAR-05]. Er kann sehr tief, dumpf, klickend, sanft oder schlagartig klingen [PAT-65, SME-77, GER-90, VAN-78]. Der **S3** kann sich durch einen Riss der Chordae tendineae ändern, was meistens mit einer MVI assoziiert ist [HOL-84]. Der **S3** wird am besten um die Herzbasis gehört.

**S4**, der vierte Herzton, wird durch die atriale Kontraktion und den Blutfluss in den Ventrikeln erzeugt [VAN-78, GER-90, DUR-95]. Die prae-systolische Schließung der Mitral- und Trikuspidalklappen kann auch ein Grund für den **S4** sein [SME-77]. Er tritt während des AV-Blocks zweiten und dritten Grades auf [SME-77, VAN-78]. Dieser Vorgang erlaubt auch eine Unterscheidung zwischen AV-Block und sinuatrialem Block [REE-85]. Der **S4** ist tief, zart und kann kurz vor dem **S1** auf dem vierten IKR um den Apex cordis gehört werden.

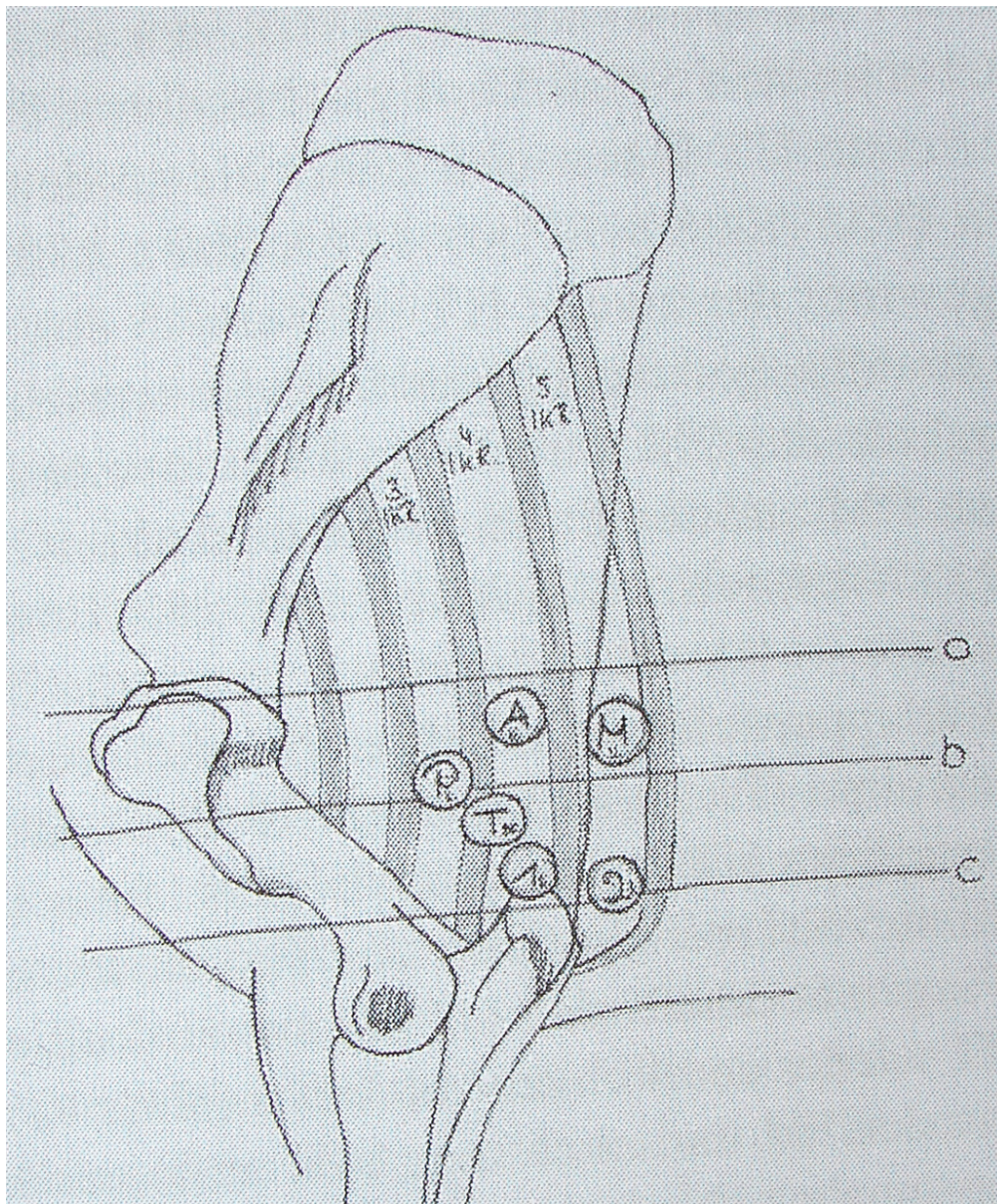


Abbildung 1: Puncta maxima [FRA-10]

Die Herzklappen PV (P), AV (A) und MV (M) sind gut auf der linken Seite zu hören. Die TV (T) ist lauter und klarer auf der rechten Seite zu hören. Der S3 erfolgt über (2), der S4 über (1). Die Seite für den S4 kann variieren. „a“, „b“ und „c“ sind die virtuellen Hilfslinien. IKR steht für Inter-Kostal-Raum.

### **Herzgeräusche**

Alle Geräusche bei der Herzauskultation, die nicht von den vier Herztönen stammen, werden als Herzgeräusch bezeichnet [REE-85, BAR-05]. Sie befinden sich zwischen den vier Herztönen und können pathologischer oder auch physiologischer Natur sein [LIT-62]. Die Herzgeräusche werden nach unterschiedlichen Eigenschaften wie Intensität und Phasenzugehörigkeit, Punctum maximum und Radiation, Charakteristik und Frequenz kategorisiert [HUM-65, REE-85, FRE-92, PAT-93, KRI-00, BAR-05].

Die *Intensität* beschreibt die Lautstärke des Geräusches. Sie wird in sechs Schritte (von 1 bis 6) eingestuft [LIT-62, LON-90, KRI-00]. Eine Korrelation zwischen der Intensität und der klinischen Relevanz kann existieren, ist aber nicht immer gegeben [HOL-72, BRA-85, SCH-03, BAR-05]. Trotzdem werden Herzgeräusche unter dem dritten Grad nicht als gefährlich interpretiert [BAR-05]. Sehr laute und kardial palpierbare Geräusche sind als gefährlich und pathologisch anzusehen [LIT-62, GER-84].

Die *Phasenzugehörigkeit* beschreibt, wann und wie lang das Geräusch zu hören ist. Sie kann systolisch oder diastolisch sein, einen ganzen Herzzyklus oder nur einen Teil umfassen [LIT-62, SME-77, GER-90, BAR-05].

#### ***Folgende Begriffe werden bei Herzgeräuschen verwendet:***

- systolisch: in Zusammenhang mit der ***S1***

- diastolisch: in Zusammenhang mit der ***S2***

pre- : kurz vor der ***S1*** oder ***S2***

mit- : Mitte der ***S1*** oder ***S2***

spät-: in der späteren Phase der ***S1*** oder ***S2***

end- : Ende der ***S1*** oder ***S2***

holo- : das gesamte ***S1*** oder ***S2***, doch noch zwischen den Herztönen

pan- : dauert einen ganzen Herzzyklus an

continuous: erscheint in Systole und Diastole

[LIT-62, REE-85, KVA-02, BAR-05]

Die *Charakteristik* bezeichnet mehr oder weniger die „gefühlte“ Qualität des Geräusches.

***Folgende Begriffe werden bei der Qualität des Herzgeräusches verwendet:***

Crescendo: zunehmende Intensität

Decrescendo: abnehmende Intensität

Crescendo-Decrescendo: Wellenform-ähnliche Intensitätsänderung

Plateau: flach, ohne Änderung der Intensität

Es werden auch weitere Begriffe verwendet, um das auskultierte Herzgeräusch zu beschreiben. Begriffe wie „gedämpft“, „weich“, „rau“, „zart“, „hoch“, „tief“, „hart“, „schlagend“, „zischend“, „musikalisch“ usw. sind nützlich, um bestimmte Töne zu charakterisieren [LIT-62, GER-84, GER-90, FRE-92, KRI-00].

Die *Radiation* definiert die Ausbreitung und Projektion des Geräusches. Die Herzgeräusche sind nicht immer auf dem PM zu hören und ihre Ursprungsposition kann entfernt von der auskultierbaren Projektion liegen [FRA-84, REE-85].

### **2.3 Grundlagen der Ultraschalluntersuchung**

Das menschliche Gehör hat eine verhältnismäßig niedrige Bandbreite. Menschen können nur die Schallwellen zwischen ungefähr 20 Hz und 20 kHz hören [CUT-98]. Unter 40 bis 50 Hz sind Töne zwar hörbar, aber nicht richtig definierbar. Je höher die Frequenz, desto höher ist der Ton. Der Begriff „Ultraschall“ bezeichnet die Schallwellen, die sich jenseits der Hörgrenze befinden (über 20 kHz). Ultraschall wird in vielen Bereichen wie der Humanmedizin, Veterinärmedizin, Elektrotechnik, Bautechnik, Reinigungstechnik, Ethanol-Industrie usw. eingesetzt [WOO-97, RUM-05, MAS-90, PIM-72]. In der Kardiologie wird der Ultraschall für die topographischen Untersuchungen angewandt, z. B. für die Abbildung des Herzens.

Zur gewünschten Abbildung wird eine Schallquelle benötigt, die den Schall erzeugt und in eine bestimmte Richtung sendet. Die Ultraschallwellen finden einen Empfänger, der sie als elektrische Signale weiterleitet.

Ein Computer bearbeitet die Signale und sendet sie zu einem Monitor, der sie sichtbar macht.

Die Schallquelle wird Schallkopf genannt. Sie basiert auf einem Piezoelektrik-Prinzip. Piezoelektrische Systeme benutzen spezielle Kristalle, die unter Druck Strom erzeugen. Dieselben Kristalle erzeugen (Schall-)Druck, wenn sie durch elektrischen Strom angeregt werden [GAU-02]. Deswegen kann ein Schallkopf als Sender und Empfänger genutzt werden. Die durch den Schallkopf erzeugte Druckwelle (der Schall) bewegt sich im Gewebe und erlaubt es, unterschiedliche Strukturen abzubilden. Für Ultraschall gelten die physikalischen Gesetze der Übertragung, Absorption und Reflexion, die für Schall im Allgemeinen gelten. Sie sind analog dazu kalkulierbar [FEH-88].

Die relevanten Eigenschaften des Ultraschalls sind seine Frequenz (in Hz), die Wellenlänge (in m für niedrige, in cm oder mm für höhere Frequenzen), die Amplitude (Schwingungsweite in dB), die Wellenform und die Wellengeschwindigkeit (gemessen in m/s). Alle Schallwellen haben die gleiche Geschwindigkeit, wenn sie sich im Gewebe bewegen (1540 m/s). Dies ist unabhängig von der Schallfrequenz. Doch die Dichte des Gewebes und die unterschiedlichen Strukturen beeinflussen die Geschwindigkeit und die Amplitude [FEH-88, TAY- 95]. Diese Eigenschaft wird für die Abbildung genutzt, z. B. bei Sonar-Systemen, bei denen Unterschiede zwischen der gesendeten und der empfangenen Schallwelle kalkuliert werden, um die Gewebestrukturen darzustellen. Mit Hilfe der Frequenz wird festgelegt, wie weit bzw. tief die Schallwelle eindringen kann. Je niedriger die Frequenz, desto tiefer dringt der Schall ein [FEH-88]. Je höher die Frequenz, desto höher ist die Bildqualität. Da mehr Schallzyklen vorhanden sind, gelangen mehr Informationen zum Schallkopf. Dagegen können tiefer liegende Organe nur mit mäßiger Bildqualität dargestellt werden. Die üblicherweise verwendeten Frequenzen für die Gewebeabbildung liegen zwischen 1,6 MHz und 7 MHz. Zur Beschallung eines erwachsenen Pferdeherzes ist mindestens ein 1,7 MHz-Schallkopf erforderlich, da eine Tiefe von 30 cm erreicht werden muss.

## **2.4 Echokardiographie**

Der Begriff Echokardiographie setzt sich aus Echo (Schallreflexion), Kardio (Herz) und Graphie (Zeichnung) zusammen. Sie ist eine nichtinvasive Abbildungsmethode, die vom Gewebe übertragene und reflektierte Ultraschallwellen zur Abbildung des Herzens einsetzt. Seit 1977 wird sie auch für das Pferd verwendet [PIP-77]. Im Jahr 1985 wurde die 2D-Ultraschalltechnik erstmals eingesetzt [BON-85-a]. Die Standardschnitte sind erst 1987 von J.C. Carlsten [CAR-87] festgelegt worden.

Die moderne 2D-Echokardiographie setzt den Dopplereffekt, das EKG und andere physikalische Methoden ein, um eine hohe Präzision und Zuverlässigkeit zu erreichen. Es gibt mehrere Abbildungsmodi, die verschiedene Vor- und Nachteile haben und je nach erforderlicher Situation angewendet werden. Die Vielseitigkeit der Echokardiographie hat sie zur Standarduntersuchungsmethode für Herzkrankheiten gemacht. Alle Herzklappeninsuffizienzen werden mit Hilfe der Sonografie präzise dargestellt und beurteilt [STA-88].

Zur Echokardiographie beim Pferd muss eine korrekte Ausrichtung von dem Positionszeiger auf den Monitor und dem Schallkopf in Richtung Orientierungsmarker erfolgen.

### **2.4.1 Schallkopf-Positionierung und Standardschnitte**

Die anatomische Position des Pferdeherzens erlaubt es nur, die rechte oder linke Seite des Pferdes zu beschallen, da die Wirbelsäule und das Sternum ein Hindernis für die Ultraschallwellen darstellen. Eine erfolgreiche Ultraschalluntersuchung ist nur zwischen den Interkostalräumen (ICR) möglich.

Im Jahr 1987 haben Carlsten und danach Stadler in 1988 die geeigneten Schallkopf-Positionen und entsprechende Schnitte standardisiert. Die Schallkopf-Position wird durch die Orientierungsmarker (OM) auf dem Schallkopf erkannt [STA-88].



Viele Strukturen sind nicht immer mit den vorgegebenen Schallkopfeinstellungen zu erkennen, da die Größe des Pferdeherzens stark variiert. Außerdem sind kleine Änderungen bei der Schallkopf-Positionierung nötig, um die Standardschnitte und andere Blickwinkel zu realisieren.

Die 8 Standardschnitte sind folgende (CAR-87, STA-88):

*Rechts kaudal lange Achse (RKDLA):* 4. ICR, 0°- 10°

*Rechts kaudal kurze Achse (RKDKA):* 4. ICR, 270°

*Rechts kranial kurze Achse (RKRKA):* 3. ICR, 270°

*Rechts kranial lange Achse (RKRLA):* 3. ICR, 10°

*Links kaudal lange Achse (LKDLA):* 4. ICR, 10°

*Links kaudal kurze Achse (LKDKA):* 4. ICR, 270°

*Links kranial kurze Achse (LKRKA):* 3. ICR, 270°

*Links kranial lange Achse (LKRLA):* 3. ICR, 180°

### **Die wichtigsten Schnitte sind folgende:**

Die **RKDLA** (Abb. 2) ergibt einen Vierkammerblick und alle Herzstrukturen sind zu sehen. Deswegen wird sie für die Kardiometrie und die AV-Klappendarstellung verwendet, was typisch für den M-Mode ist. Bei der RKDLA (mit Erhöhung des Schallkopf-Winkels bis zu 30°) werden die AV und die Aorta selbst ins Bild genommen (Abb. 3). Dafür verliert man die Mitralklappe aus dem Bild [STA-88].



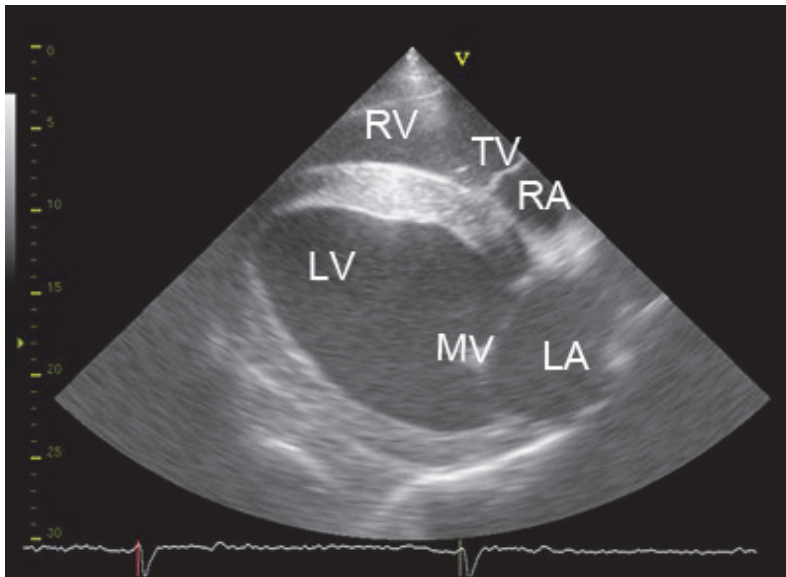


Abb. 2: RKDLA (Oben). Vierkammerblick [GRA-02].

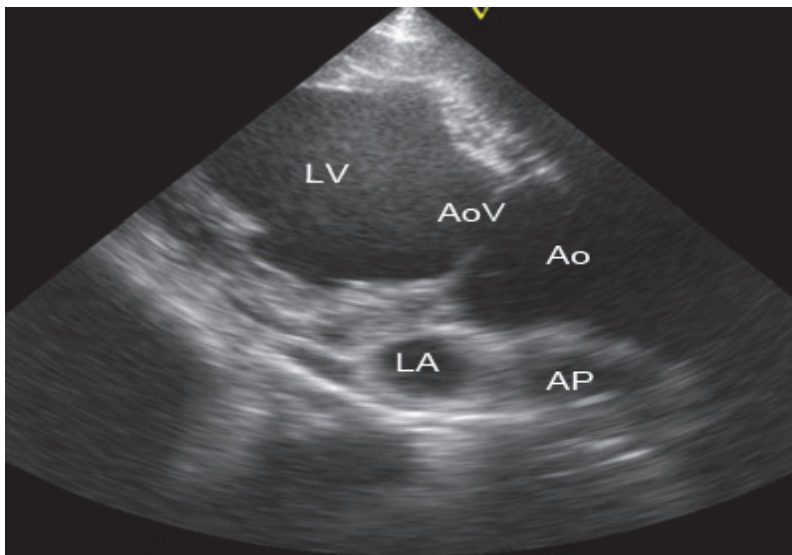


Abb. 3: RKDLAAo.

Die Mitralklappe ist nicht mehr zu sehen. Dagegen können die AoV und die Aorta beobachtet werden [GRA-02].

Legende: RA= Rechtes Atrium, RV= Rechter Ventrikel, LA= Linkes Atrium, LV= Linkes Ventrikel, MV= Mitralklappe, AoV= Aortenklappe, Ao= Aorta, AP= Pulmonalarterie, TV= Trikuspidalklappe.

Die **RKRLA** wird für die Besichtigung der Pulmonalklappe angewendet. Der Schallkopf wird kranial eingestellt, um die Pulmonalklappe ins Bild zu nehmen. Außerdem wird es für die kardiometrischen Untersuchungen des rechten Herzens eingesetzt [STA-88].

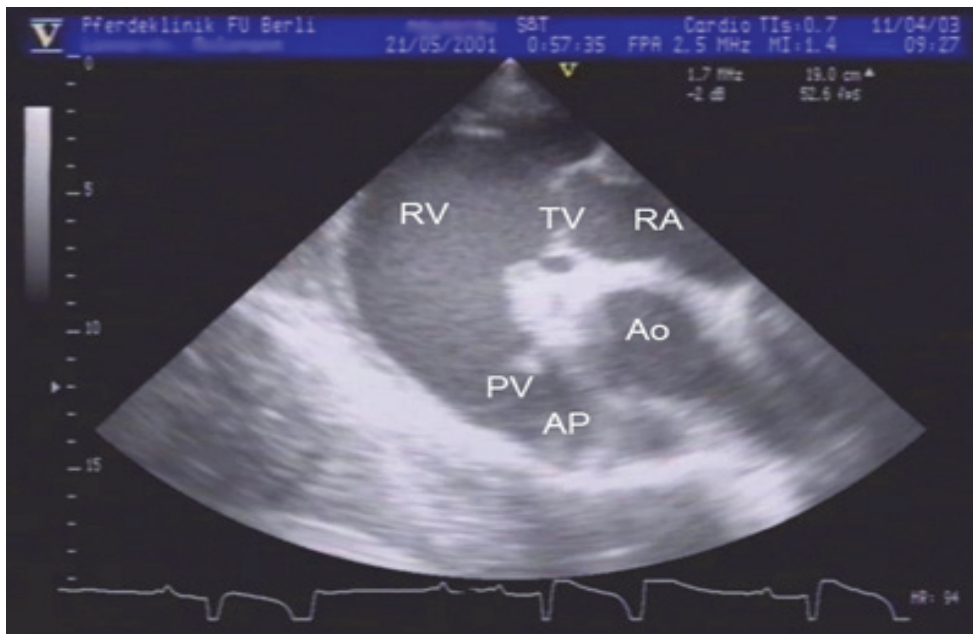


Abb. 4: RKRLA [GRA-02].

In der RKRLA ist das gesamte rechte Herz zu sehen. Die Pulmonalarterie ist ebenfalls zu erkennen.

Legende: RA= Rechtes Atrium, RV= Rechter Ventrikel, Ao= Aorta, AP= Pulmonalarterie, PV= Pulmonalklappe, TV= Trikuspidalklappe.

Die **LKDLA** wird für die Besichtigungen des linken Herzens benutzt. Dabei kann der Durchmesser des linken Vorhofes und Ventrikel gemessen werden. Die MV ist sehr gut sichtbar. Die LKDLA wird für krankhafte Störungen am linken Herzen verwendet [STA-88, REE-95].

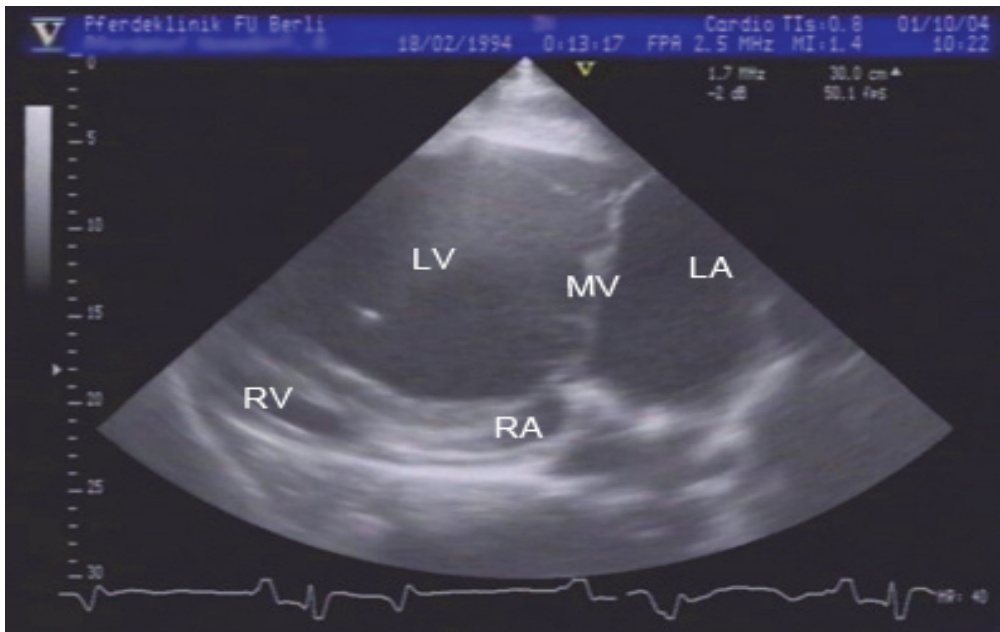


Abb. 5: LKDLA [GRA-02].

In der LKDLA sind der linke Ventrikel, die Mitralklappe und das linke Atrium sehr deutlich zu erkennen.

Legende: RA= Rechtes Atrium, RV= Rechter Ventrikel, LA= Linkes Atrium, LV= Linkes Ventrikel, MV= Mitralklappe.

### 2.4.2 A-Mode

Bei dem A-Mode steht A für Amplitude (Schwingungsweite).

Der A-Mode ist der älteste aller Modi. Der Sender sendet Ultraschallpulse, und die empfangenen Reflexionen werden durch ein Modul bewertet [POP-08]. Die Bewertung basiert auf zwei Achsen. Die X-Achse dient der Messtiefe, die Y-Achse für die Echostärke. Die Bewertung ist relativ schwierig und für unerfahrene Betrachter nicht intuitiv. Der A-Mode wird heutzutage nicht mehr in der Echokardiographie eingesetzt [STA-88].

Es gibt andere medizinische Gebiete, wo der A-Mode eingesetzt wird, wie z. B. in ophthalmologischen Untersuchungen oder Analysen der Knochenoberfläche [GAU-02]. Besonders in der Hirnchirurgie wird der A-Mode während der Operation für die Orientierung der chirurgischen Werkzeuge und automatisierter Roboter verwendet. Die schnelle, nichtinvasive Natur des Ultraschalls vereinfacht die Orientierung und ermöglicht eine Präzision mit minimalem Aufwand [POP-08].

### 2.4.3 B-Mode

Bei dem Begriff B-Mode steht B für Brightness (Helligkeit).

Im B-Mode werden die reflektierten Ultraschallwellen als Punkte dargestellt. Dabei ist die Helligkeit des Punktes von der Amplitude (Lautstärke) der Schallwelle abhängig. Je heller der Punkt, desto höher ist die Amplitude; je dichter/stärker das Gewebe, desto heller ist dessen Darstellung [FEI-05].

Um ein 2D-Bild zu kreieren, werden die Tiefe und Breite des Objektes berechnet. Die X-Achse stellt die Breite dar, die Y-Achse die Tiefe [FEI-05]. Der Anschallwinkel beträgt ca.  $90^\circ$ , um eine gute Bildqualität zu erzeugen [FEI-05].

Durch ein ständig aktualisiertes 2D-Bild kann das Herz präzise beobachtet werden. Die sich bewegenden Strukturen vereinfachen anatomische, physiologische und pathologische Untersuchungen. So können die Herzbewegungen, die Herzstruktur und die Herzdimensionen genau beobachtet werden [BON-85, CAR-87, REE-98, STA-88]. Da die Anschallungsmethoden und Schnitte standardisiert sind, ist es möglich, Ultraschallaufnahmen miteinander zu vergleichen, obwohl sie zu unterschiedlichen Zeiten, an unterschiedlichen Geräten und durch unterschiedliche Personen durchgeführt wurden.

#### 2.4.4 M-Mode

Bei der M-Mode steht M für Motion (Bewegung).

Der M-Mode wird für Bewegungsmessungen eingesetzt. Da nur das sich bewegende Gewebe Wellen erzeugt, wird das sich nicht bewegende Gewebe als gerade Linie dargestellt. Die Unterschiede werden in Graustufen gezeigt [FEI-86, LON-92, SCH 94]. Die X-Achse zeigt die Zeit, während die Y-Achse die sich bewegenden Strukturen darstellt [FEI-05]. Die M-Mode-Bewegungsdarstellung wird mit einer EKG-Darstellung (Elektro-Kardio- Graphie) gekoppelt, um die einzelnen Phasen des Herzrhythmus analysieren zu können. Durch den M-Mode werden die Myokard- und Herzklappenbewegungen gemessen. In manchen Fällen können VSDs, Risse der Chordae tendineae und Prolapse sehr genau dargestellt werden. Myokardbewegungsmessungen sind für Kaufentscheidungen, Leistungsuntersuchungen und eine eventuelle Dilatationsdiagnose mit dem M-Mode sehr zuverlässig durchzuführen [PIP-77, STA-88, REE-98].

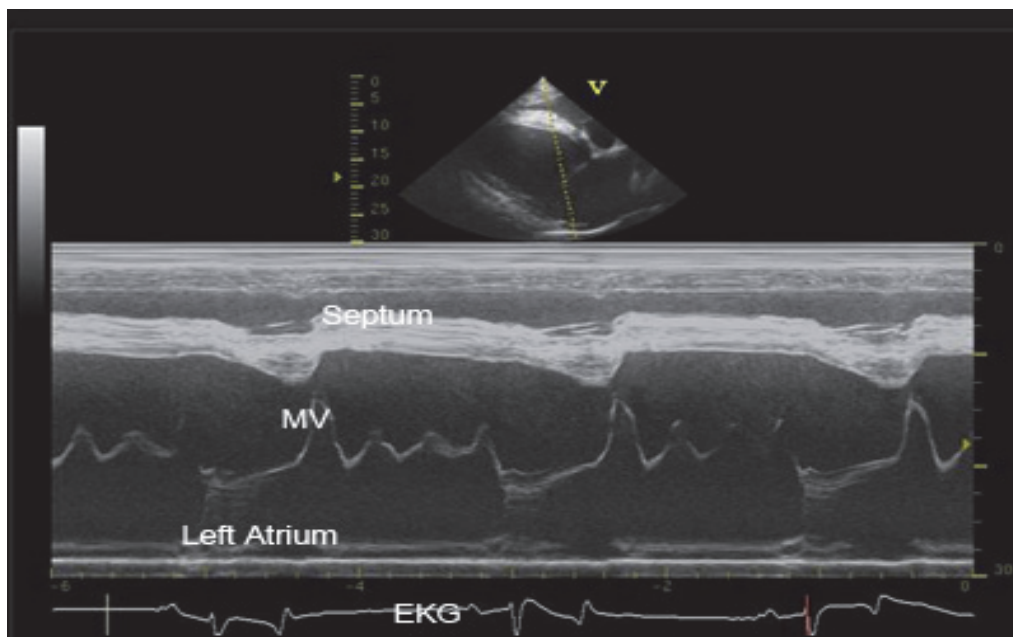


Abb. 6: M-Mode, die Mitralklappenbewegung [GRA-02].

Die Bewegung des Septums in der Systole ist deutlich zu erkennen

### 2.4.5 Doppler-Prinzip

Das Doppler-Prinzip und die physikalischen Grundlagen des Doppler-Prinzips sind von Prof. Dr. Christian J. Doppler im Jahr 1842 entdeckt und erklärt worden.

Wenn die Quelle der Schallwelle und der Schallempfänger sich aufeinander zu bewegen, erhöht sich die Frequenz der Schallwelle. Wenn sie sich auseinander bewegen, wird die Frequenz kleiner. Ein typisches Beispiel wäre die Rettungswagengeräusche, die sich durch die Bewegung des Rettungswagens ändern.



*Abb. 7:* Das Doppler-Prinzip: Object „X“ bewegt sich von Object „A“ nach Object „B“. Die Schallfrequenz verringert sich in Richtung Object „A“, bleibt aber höher in Richtung Object „B“.

Der Doppler-Shift ist der Unterschied zwischen Quellfrequenz und der wahrgenommenen Frequenz zwischen ausgesandter und empfangener Frequenz.

Der Doppler-Shift ist abhängig von der ausgesandten Frequenz „ $f_0$ “ (Schallkopf), der Blutflussrichtung (Winkel  $\alpha$  zwischen Schallstrahl und Blutfluss) und der Blutflussgeschwindigkeit [FEH-88].

Doppler-Shift-Formel:

$$f_d = \frac{2 \cdot v \cdot f_0 \cdot \cos \alpha}{c}$$

$f_d$  = Doppler Shift,  $f_0$  = Ultraschall-Quellfrequenz,

$v$  = Erythrozytengeschwindigkeit,

$c$  = 1540 m/s Ausbreitungsgeschwindigkeit im Gewebe,

$\cos \alpha$  = Beschallungswinkel

Dafür sind die folgenden Angaben notwendig:

Die **Ausgangsfrequenz ( $f_0$ )**: Es ist nötig, den Unterschied zwischen der gesendeten und empfangenen Wellen zu kalkulieren. Dies ermöglicht es, die Richtung und Geschwindigkeit des Blutflusses zu berechnen [FEH-88].

Der **Anschallwinkel ( $\alpha$ )** ist der Winkel zwischen Messstrahl und Blutflussrichtung.

Er spielt eine wesentliche Rolle als Fehlerquelle für die Geschwindigkeitsrechnung.

( $\alpha$ ) sollte zwischen  $0^\circ$  und  $20^\circ$  betragen, weil ab  $20^\circ$  der Fehler größer wird. Die Blutflussgeschwindigkeit ist dann schneller als berechnet [FEI-05]. Über einem Anschallwinkel von  $45^\circ$  übersteigt die Fehlerquote 20%.

Um die Winkel klein zu halten, wird mit möglichst niedrigen Frequenzen gearbeitet und mit dem Schallkopf parallel zur Blutflussrichtung geschallt [REE-98].

### 2.4.6 Pulsed-Wave-Doppler

Der Pulsed-Wave-Doppler (PW-Doppler) wurde für die gezielte Messung von Flussereignissen entwickelt. Es wird zuerst ein Schallstrahl oder ein Schallpuls gesendet. Die Hin- und Rücklaufzeit für die interessierende Messtiefe wird abgewartet. Dann wird das Analysefenster geöffnet, das reflektierte Signal empfangen und ausgewertet. Durch den pulsierenden Charakter müssen die empfangenen Strahlen einzeln bewertet und als fließende Sequenz gezeigt werden [FEH-88].

**Sample (Probe):** Jeder empfangene Puls ist ein Sample, ein Teil des eigentlichen Signals. Die gesammelten Samples und die entstehenden Lücken werden durch einen Computer bearbeitet.

**Sample-Rate:** Die Sample-Rate bezeichnet die Wiederholungsrate der Samples bzw., wie viele Samples pro Sekunde gesendet und empfangen werden.

**Aliasing:** Aliasing ist der Fachbegriff für eine Fehlerscheinung bzw. ein fehlerhaftes Bild.

Kein Sample-basiertes System ist fehlerfrei. Die Geschwindigkeit des Pulses, die Geschwindigkeit des Flusses, und die Geschwindigkeit des empfangenen Pulses sind verantwortlich für die Menge und Form der Fehler.

**Nyquistgrenze:** Die Theorie von Claude Shannon besagt folgendes:

„Um ein fehlerfreies Signal aus Samples zu rekonstruieren, muss die Sample-Rate mindestens doppelt so groß sein wie die Frequenz des originalen Signals“ [SHA-49]. Deswegen bestimmt die Nyquistgrenze die Pulsfrequenz des Schallkopfs. Die Messtiefe entscheidet, wo die Nyquistgrenze liegt. Die Pulswiederholungsfrequenz muss an die Messtiefe angepasst werden. Wenn die Nyquistgrenze überschritten wird, tritt ein Aliasing auf. Das Bild wird zwar dargestellt, aber die entsprechende Flüssigkeit liegt am falschen Ort und die Flussrichtung stimmt nicht mehr [FEH-88]. Mit der Messtiefe werden die physiologischen Flüsse zeitlich korrekt dargestellt.

Der PW-Doppler wird für Flüsse unter der Nyquistgrenze benutzt. Mit einer definierten Messtiefe werden die physiologischen Flüsse zeitlich korrekt dargestellt. Der Flusscharakter wird winkelnormiert berechnet. Flüsse, die schneller als die Nyquistgrenze sind, können auch nicht dargestellt werden. Pathologische Ereignisse sind meistens nicht korrekt abzubilden. Dafür benötigt man einen Continuous-Wave-Doppler.

[FEH-88, TAY-95].



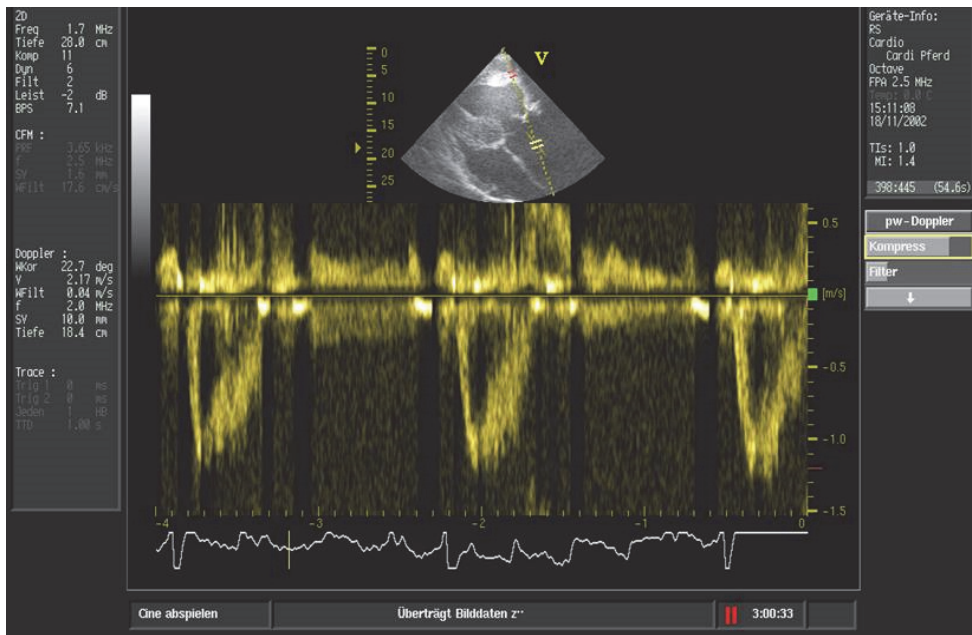


Abb. 8: PW-Doppler [GRA-02].

Die Flussgeschwindigkeit ist niedriger als der CW- Doppler in *Abb. 10*

### 2.4.7 Continuous-Wave-Doppler

Ein Schallkopf mit nebeneinander platziertem Empfänger und Sender wird benutzt, um von der Nyquistgrenze unabhängig zu bleiben. Statt abwechselndem Senden und Warten wird ununterbrochen gesendet und empfangen. Der Messstrahl wird auf einem 2D-Bild positioniert.

Das dauerhafte Signal macht es unmöglich, die Tiefen selektiv zu erarbeiten. Es ist daher einfacher, den schnelleren Flüssen zu folgen, weil der Geschwindigkeitsunterschied zu den anderen Flüssen größer ist. Turbulenzen, VSDs und Jetflüsse, die durch Herzklappeninsuffizienz entstehen, sind mit dem CW-Doppler gut zu beobachten und zu bewerten [BON-94, REE-98].

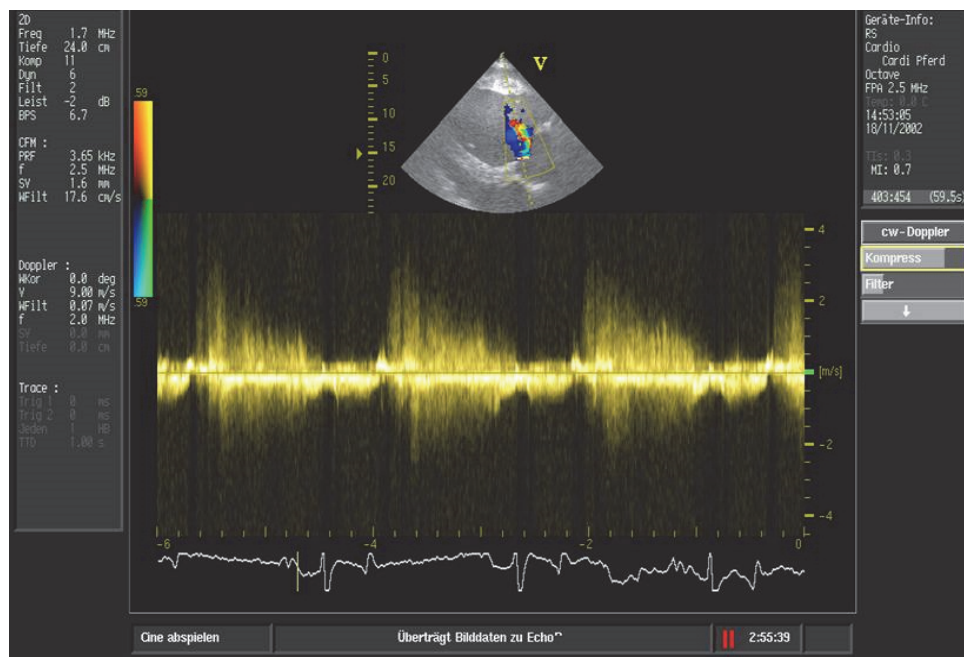


Abb. 9: CW-Doppler. Die Flussgeschwindigkeit erreicht 4m/s [GRA-02].

### 2.4.8 2D-Farbdoppler

Der 2D-Farbdoppler ist eine Art von PW-Doppler, der gleichzeitig 2000 Messpunkte analysiert und durch eine Autokorrelation die Ergebnisse farbig darstellt [GEH-97]. Der Fluss wird exakt auf dem 2D-Bild gezeichnet [FEH-88]. Das 2D-Bild wird durch B-Mode kreiert. Mit ihm werden die Dopplersignale in unterschiedlichen Farben und Helligkeitsstufen dargestellt. Die Standard-Farb-Codierung ist folgende:

**Rot:** Flüsse, die Richtung Schallkopf fließen

**Blau:** Flüsse, die sich vom Schallkopf entfernen

**Gelb-Grün:** Turbulenzen werden Gelb-Grün dargestellt

[BON- 94]

Die Helligkeit stellt die Größe der mittleren Geschwindigkeit dar. Da es sich um einen PW-Doppler handelt, wird hier auch die Nyquistgrenze beachtet. Die Aliasinggrenze zeichnet sich mit starken Übergängen von Rot zu Blau oder umgekehrt aus. Aufgrund der geringen Bildrate entstehen bei sich schnell bewegenden Objekten wie den Herzklappen, Artefakte [FEI-05].

Der Farbdoppler ist die richtige Methode, um die Herzklappen-Schließfähigkeit zu prüfen. Es werden damit auch VSDs (Ventrikel-Septum-Defekt) diagnostiziert.

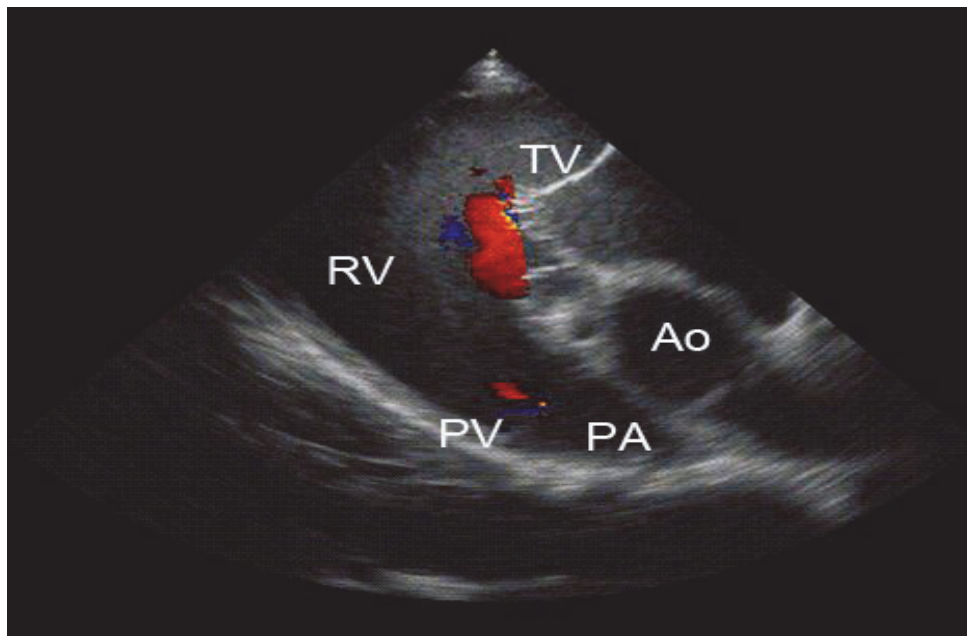


Abb. 10: Farb-Doppler in der RKRLA, PVI [GRA-02].

Der Rückfluss von PA zum RV ist in roter Farbe zu sehen.

Legende: RV= rechter Ventrikel, Ao= Aorta, PA= Pulmonalarterie, PV= Pulmonalklappe, TV= Trikuspidalklappe.

## 2.5 E-Learning

### 2.5.1 Grundlagen des E-Learning-Systems

Alle Lehr- und Lern-Aktivitäten, die elektronische Unterstützung benötigen bzw. verwenden, werden als E-Learning bezeichnet. Der Begriff wurde erst im Jahr 2001 von Michael Kerres geschaffen, auch wenn zu diesem Zeitpunkt schon viele E-Learning-Verfahren und –Anwendungen existiert haben [MAY- 97, HAL-98, KER-01]. Multimedialität ist eine der wichtigsten Merkmale des E-Learning. Die Lehr- und Lerninhalte bestehen prototypischerweise aus unterschiedlichen medialen Formen. Bilder, Video-Dateien, Texte, Ton, Grafiken usw. werden hierbei miteinander kombiniert [MAY-97, KER-01].

Die Grundidee des E-Learning ist durch die Einbindung verschiedenster Medien wie Bild- und Filmprojektoren und der Verwendung von Computern sehr erfolgreich in den modernen Schul- und Universitätsunterricht integriert worden.

In den vergangenen 10 Jahren haben sich durch die explosive Erhöhung der Internetgeschwindigkeit, Internetbandbreite sowie durch die erweiterte Verfügbarkeit von Internetzugängen, Wireless Hotspots, tragbaren Rechnern und Smartphones die Möglichkeiten des E-Learning drastisch weiterentwickelt. Die modernen tragbaren Geräte sind in der Lage, schnell und zuverlässig Medien aus dem Internet herunterzuladen und abzuspielen. Datenträger wie DVDs oder CDs werden zur Wiedergabe von Medien immer seltener benötigt, so dass viele moderne Geräte häufig keine Abspielmöglichkeiten von Datenträgern besitzen. Der Begriff des E-Learning wird zunehmend mit der Nutzung des Internets (das mittlerweile in den meisten gesellschaftlichen Bereichen verfügbar ist) assoziiert. Diapositive und herkömmliche Power-Point-Präsentationen in der Lehre sind kaum mehr als modernes E-Learning zu bezeichnen. E-Learning verlangt nach Mobilität und Multimedialität.

In diesem Sinn sind „Computer based training“ und „Web based training“ die Grundformen des modernen E-Learning [KER-01].

Moderne Lehrmethoden werden durch 3D-Modelle, Animationen, Simulatoren und Toneffekte kreiert und sind z. B. in der Humanmedizin sehr erfolgreich [RUI-06].

Der Erfolg des E-Learning kommt beispielsweise in der „Cyber-Universität“ der Universität Regensburg zum Ausdruck.

### **2.5.2 E-Learning in der Tiermedizin**

Das Konzept des E-Learning ist in der Tiermedizin noch nicht weit verbreitet. In der Humanmedizin hat es bereits größeren Einzug gehalten. Die Vorteile des E-Learning werden jedoch langsam auch im tiermedizinischen Bereich entdeckt, was z. B. das Projekt „Second Room“ am Institut für Veterinär-Anatomie der Freien Universität Berlin beweist.

Weitere Beispiele für Computer-unterstütztes Lernen im Bereich der Veterinärmedizin sind die folgenden:

- Interactive Learning in Dermatology von Richard E. W. Halliwell (1998)
- The Dynamic Cell von Kenneth Dawson (1999)
- Cases in Clinical Neurology (Dogs and Cats) von Cindy L. Shmon (2003)
- Solving Neurological Problems (Dogs and Cats) von Cindy L. Shmon (2003)
- Neurologische Erkrankungen des Hundes von Yvonne Reimer (2005)
- Active participation instead of passive behaviour opens up new vistas in education of veterinary anatomy and histology von Plendl J., Bahramsoltani J., Gemeinhardt O., Hünigen H., Käßmeyer S., Janczyk P. (2009)

## **3. Material und Methoden**

### **3.1 Technische Ausstattung für die Ultraschallaufnahmen**

Mit dem Farb-Doppler-Ultraschallgerät «System Five» der General Electric Vingmed Ultrasound aus Norwegen sind sämtliche bereits dargestellte Ultraschallaufnahmen der Herzklappenkrankheiten aufgenommen worden. Ein 2,5-MHz-annular-phased-array-Schallkopf wurde für maximale 30cm Beschallungstiefe und mit 90° Beschallungswinkel eingesetzt, um alle Herzklappen aufnehmen zu können. Alle Aufnahmen sind von Herrn Prof. Dr. Arthur Grabner und Herrn Dr. Robert Schmitz aus der Klinik für Pferde, Chirurgie und Radiologie des Fachbereichs Veterinärmedizin der Freien Universität Berlin auf SVHS-Format aufgenommen, digitalisiert und zur Verfügung gestellt worden. Die Geschwindigkeit und Länge wurden für die vorliegende Dissertation passend eingestellt. Die Personaldaten sind wegen Datenschutz anonymisiert und die wichtigen Strukturen wurden gekennzeichnet.

### **3.2 Darstellung der Herzkammern und Herzklappen durch Ultraschalltechnik**

Die Herzklappenbewegungen und Herzklappeninsuffizienzen sind mit der Echokardiographie präzise und schnell darzustellen. Das Doppler-Verfahren vereinfacht das Beobachten, Analysieren und Kalkulieren der Flüsse. Besonders wichtig ist das Farb-Doppler-Verfahren, das es ermöglicht, alle Flüsse mit ihrer Richtung und Geschwindigkeit zu beobachten, um Undichtigkeiten der Herzklappen und einen VSD (Ventrikel-Septum-Defekt) festzustellen.

Mit dieser Methode wurden 3D-Animationen entwickelt, angepasst und verglichen. Für die Auswahl wurden jeweils mehrere Aufnahmen verglichen und die passenden ausgewählt.

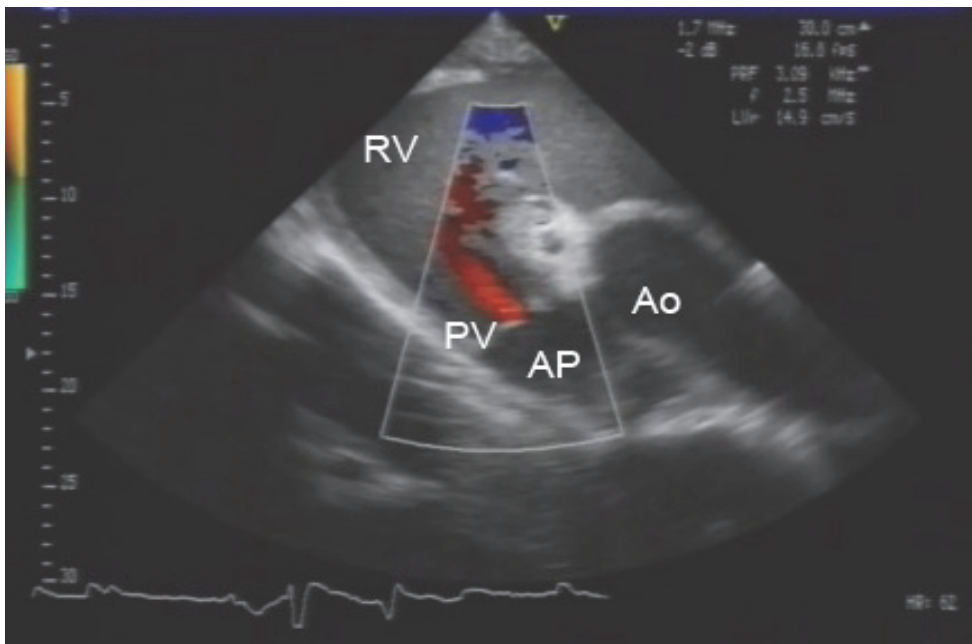


Abb. 11: Pulmonalklappen-Insuffizienz [GRA-02].

2D-Farbdoppleraufnahme in der RKRLA, der Rückfluss (rot) geht von der A. pulmonalis zum rechten Ventrikel.

Legende: RV= Rechter Ventrikel, Ao= Aorta, AP= Pulmonalarterie, PV= Pulmonalklappe.

### 3.3 Die Entwicklung des virtuellen 3D-Herzmodells

Die Kreation des virtuellen 3D-Herzens wurde in mehreren Schnitten durchgeführt. Die Herzwand, die Atrien und Ventrikel, die Aorta und die Arteria pulmonalis, die vier Herzklappen und der Schallkopf wurden einzeln modelliert. Die Herzklappen und der Schallkopf sind zuletzt modelliert worden. Alle Elemente sind beweglich und farblich kodiert. Das Herz zu modellieren und einen 3D-Scanner zu benutzen, war eine generelle Möglichkeit. Mit einem 3D-Scanner ist es jedoch unmöglich, die gesamten Herzstrukturen ohne Beschädigung aufzuzeichnen, da die Herzwand undurchsichtig ist. Außerdem ändert sich die Struktur der Herzwand, wenn diese durchgeschnitten wird. In diesem Fall wäre es unmöglich, die Herzklappen präzise zu scannen. Es hätte auch ein 3D-Ultraschall eingesetzt werden können. Diese Vorgehensweise wäre aber für den Zweck der vorliegenden Arbeit zu ungenau, teuer und aufwendig gewesen.

Eine andere Möglichkeit war, jeden Millimeter des Herzens vom Apex bis zur Basis mit 2D-Ultraschall zu beschallen und jedes 2D-Bild für das 3D-Modell aufeinander zu stellen. Dies schien zunächst ein geeignetes Verfahren zu sein und wurde ausgetestet.

Zuerst wurde überprüft, ob es möglich ist, ein frisches Herz direkt nach der Obduktion perfekt zu präparieren. Dafür wurden Schweineherzen verwendet, die aus einer anderen Studie stammten. Leider war die Methode zu aufwändig und zu ungenau, um die 3D-Modellierung zu bewerkstelligen. Die Koagulation zu verhindern und das Versuchsherz frei von Blut zu bekommen, ohne es zu beschädigen, war nicht möglich. Deshalb mussten andere Methoden gesucht bzw. mehrere Methoden kombiniert werden. Viele online-Bibliotheken wurden nach 3D-Herzmodellen durchsucht. Keine der im Internet gefundenen Modelle hatten geeignete Eigenschaften. Einige konnten jedoch für das Herzmodell als Entwicklungsbeispiel verwendet werden.

Das virtuelle 3D-Herzmodell wurde auf einer dreidimensionalen Ebene per Hand gezeichnet. Mehrere Software wurden eingesetzt. 3D Studio Max von Autodesk, Rhino 3D, Z-Brush sind einige die ausprobiert worden sind. Das meiste wurde durch Cinema 4D von Maxon, R 10, R11 und R12 modelliert. Alles in allem wurden die schon vorhandenen Modelle aus dem Internet, die Handzeichnungen (aus Anatomiebüchern) sowie aus Kunststoff gefertigte Herzmodelle, präparierte Herzen aus dem Anatomielabor und die Ultraschall-Sequenzen von Prof. Grabner und Dr. Schmitz als Grundlagen für die Modellierung benutzt.

Das durchsichtige virtuelle Material der Herzwand (die Oberfläche des 3D-Modells) ist nicht von Anfang an geplant gewesen. Zuerst wurden Texturen aus Muskelbildern benutzt, um dem Modell mehr Realität zu verleihen.

Nach ersten Versuchen hatte sich herausgestellt, dass die Texturen für die virtuelle Kamerabewegung und die alternativen Blickwinkel ein Hindernis darstellten. Auch nach dem Testen mit „wireframes“ (Gitterrahmendarstellungen) war offensichtlich, dass diese Darstellungsmethode nicht geeignet ist.

Der Gitterrahmen verhinderte, dass die Herzklappen klar dargestellt werden können. Aus diesen Gründen wurde anschließend versucht, die Bestandteile des Herzens (außer den Herzklappen) in Grautönen durchsichtig darzustellen. Der Versuch hat sich als erfolgreich erwiesen. Ohne große Behinderung wurden alle gängigen und alternativen



Blickwinkel möglich gemacht. Auch die virtuelle Kamera musste nicht zu nah aufgestellt werden, um die Bewegungen des Herzens aufzeichnen zu können.

Im weiteren Verlauf wurden 3D-Animationen mit virtuellen Kameras aufgezeichnet. Jedes Bild wurde mit digitalen Kameras einzeln erzeugt und danach zusammengefügt, um eine Video-Sequenz herstellen zu können.

Das Partikelsystem der Animation und das Aussehen der Blutflusspartikel wurden in Phasen entwickelt. Ihre Darstellung basiert auf einem Partikel-Flüssigkeits-simulationsprogramm, das „Thinking Particles“ genannt wird (Abb. 18). Hier ist jedes Partikel individuell kontrolliert, damit die angegebenen physikalischen Regeln fehlerfrei funktionieren. Ein Logic-node-basiertes System, „Xpresso Editor“, wurde benutzt, um Eigenschaften wie Geschwindigkeit, Rotation, Kontakt, Bewegung auf jeder Achse, Größe, Farbe etc. einzugeben. Damit kann die Bewegung der Partikel flexibel gesteuert werden. Auch die physikalischen Regeln wie Gravitation, Masse, Wind, Widerstand, Elastizität etc. können eingesetzt werden, um die Partikelbewegungen realität zu verleihen. Turbulenzen wurden durch Gravität- und Windeffekte dargestellt.

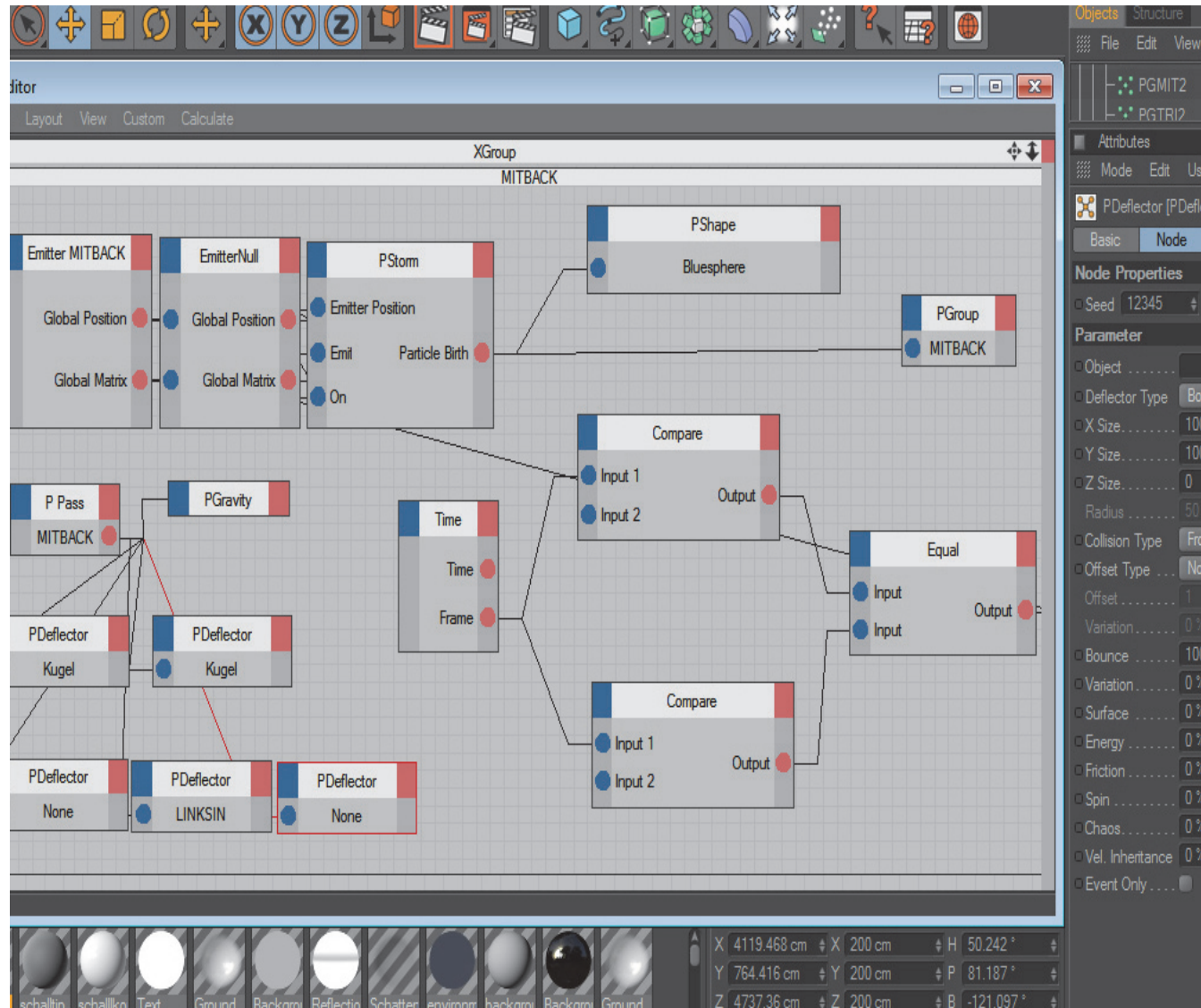


Abb 12: Xpresso-Editor für die Thinking Particles. Die Logic-nodes für die Mitralklappen-Insuffizienz-Gruppe befinden sich auf der linken Seite. Sie diktieren alle Eigenschaften. Rechts befinden sich die Grundeigenschaften der Partikelquelle.

### 3.4 Beispielbilder aus der Entwicklungsphase

Bei der Entwicklung des Hauptmodells wurde das „Herz“ als zwei Hauptteile, linkes und rechtes Herz modelliert (Abb. 13). Die Zusammensetzung von Atrien und Ventrikel auf beiden Seiten ermöglichte eine einfachere Muskelbewegungsanimation, da die virtuellen Übergänge von Muskelgeweben vermieden werden, um Unterbrechungen und wellenförmige Bewegungsmuster zu verhindern. Vier Modifikatoren (wireframe) wurden eingesetzt, um eine runde Muskelkontraktion mit zu- oder abnehmender Geschwindigkeit erzeugen. Diese Modifikatoren waren erforderlich, um die Systole und die Diastole organisch darstellen zu können.

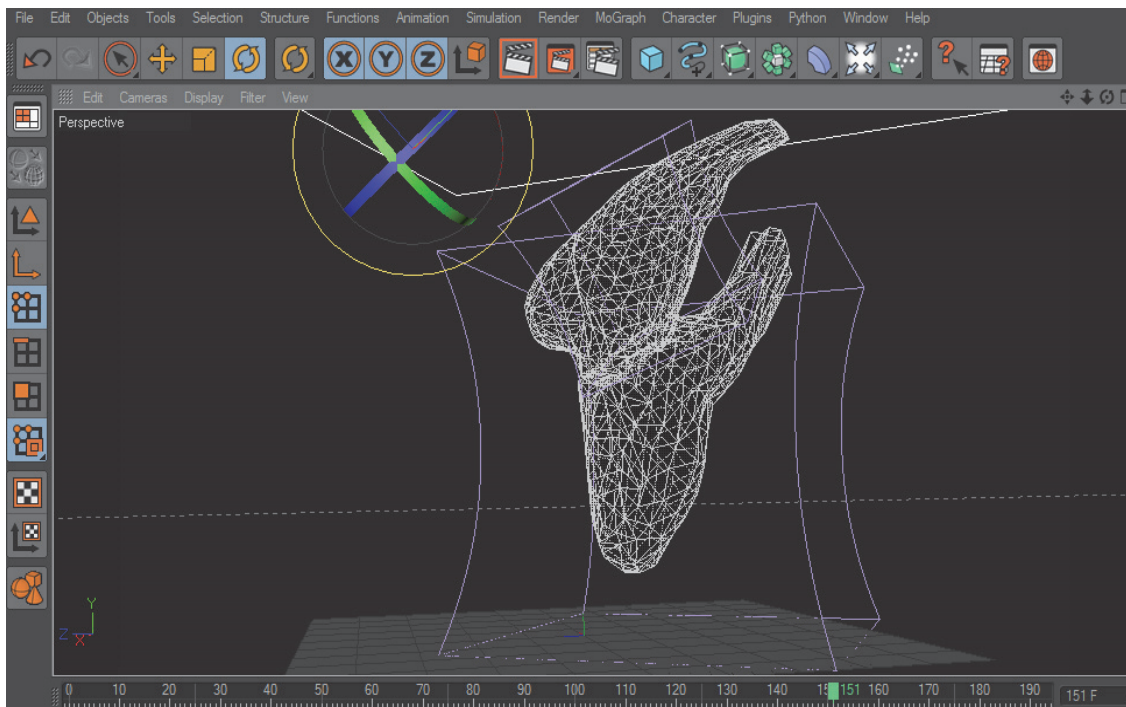
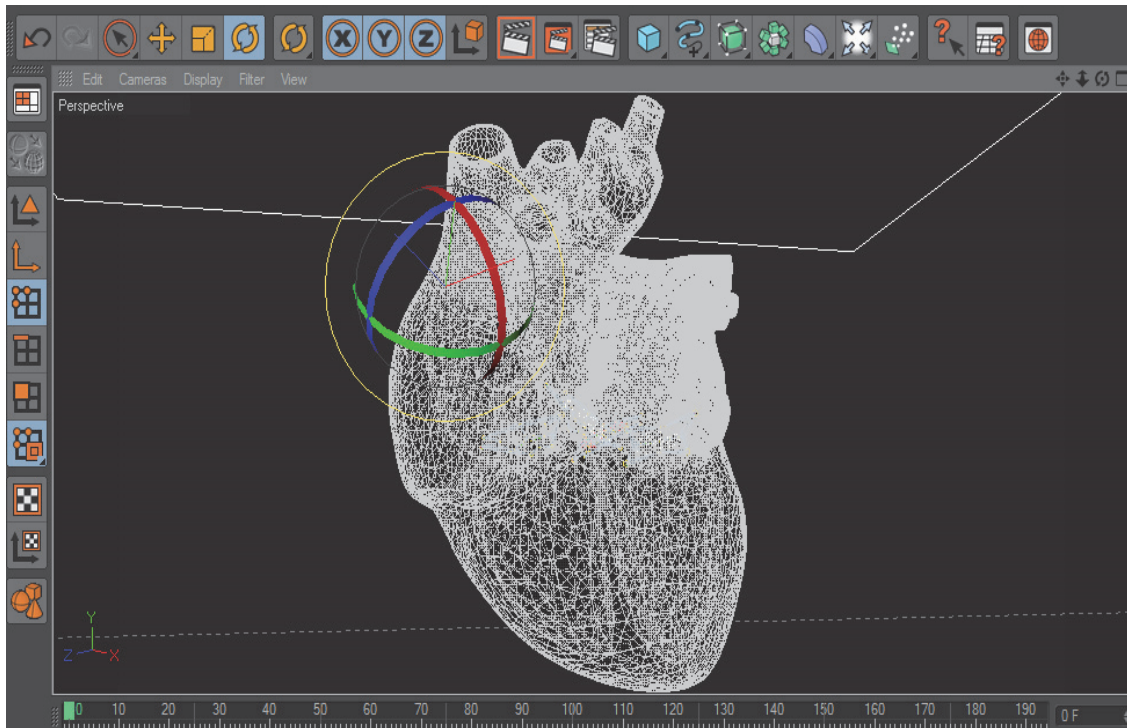


Abb. 13: Rechtes Herz und die Modifikatoren in wireframe (Gitterrahmendarstellung)

Nachdem die beiden Seiten und Modifikatoren aufeinander angepasst wurden, konnten übrige Teile wie Vena cava und Aorta in zwei Gruppen eingebaut werden (*Abb. 14*).

Diese Vorgehensweise ermöglicht dem Lernenden das Gesamtbild des Herzens zu erkennen und hilft bei der Orientierung, besonders durch die Aorta [TVE-02, GOL-05].

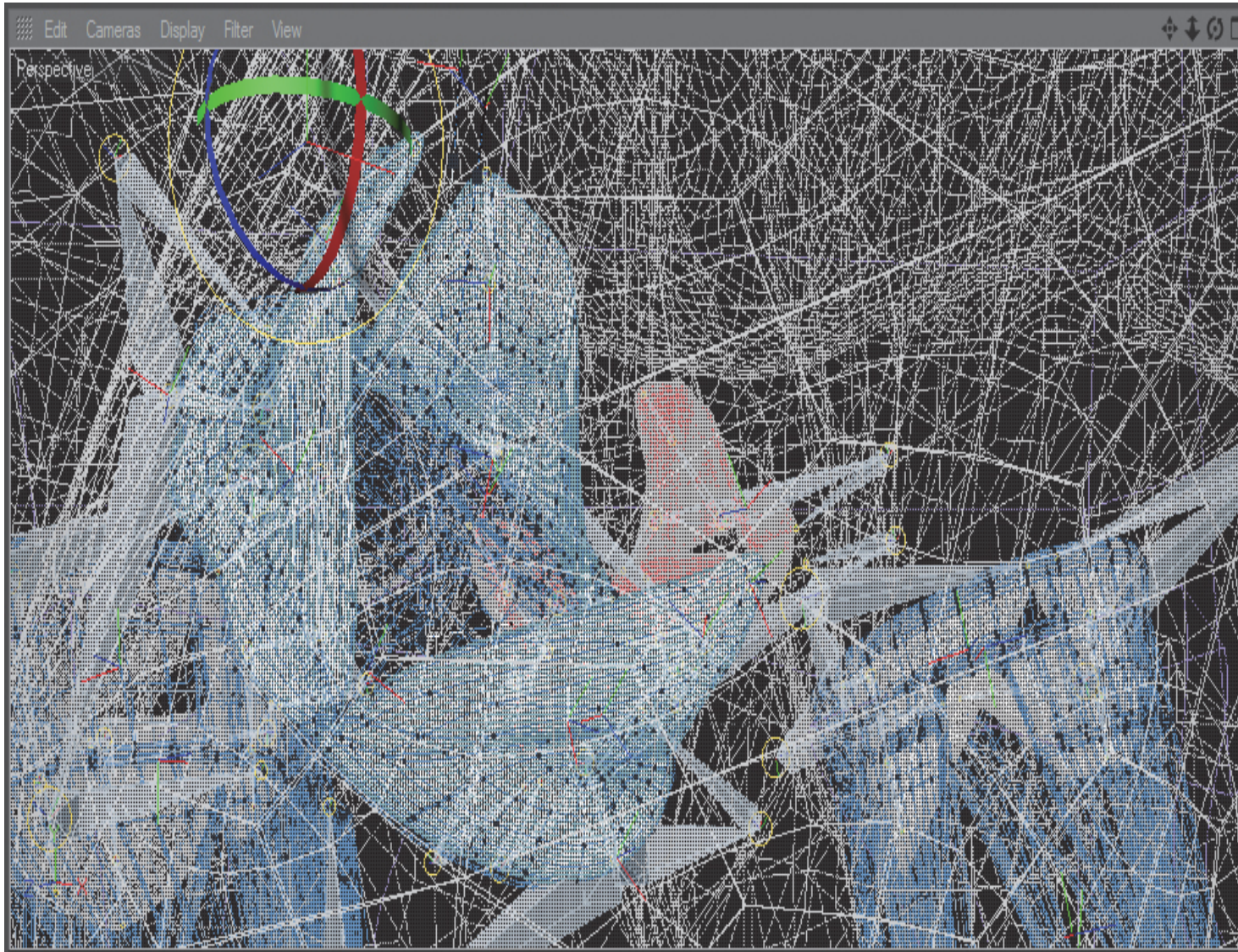
Auf diesem Modell fehlen noch die Herzklappen und das Partikelsystem.



*Abbildung 14:* Das Hauptmodell ohne Herzklappen in wireframe.

Die Herzklappen müssen „wasserdicht“ angepasst werden, sonst kann die Partikel-Simulation nicht fehlerfrei funktionieren. Auch die Außenwände, die aus Polygone bestehen, müssen lückenfrei sein, um keine Partikel durchzulassen. Zur Kontrolle muss das Modell mit allen Herzklappen in offener Position unter die Lupe genommen werden (*Abb. 15*). Das folgende Bild ist nur ein Beispiel. Das gesamte Herzmodell wurde auf 360° geprüft.





*Abb. 15:* Diese Abbildung zeigt alle Herzklappen, Polygone, Chordae tendineae, und weitere Bewegungselemente sowie andere Bestandteile des Modells. Dieses Bild zeigt eine sehr nahe Aufnahme, die eine viel bessere Qualitätskontrolle ermöglicht.

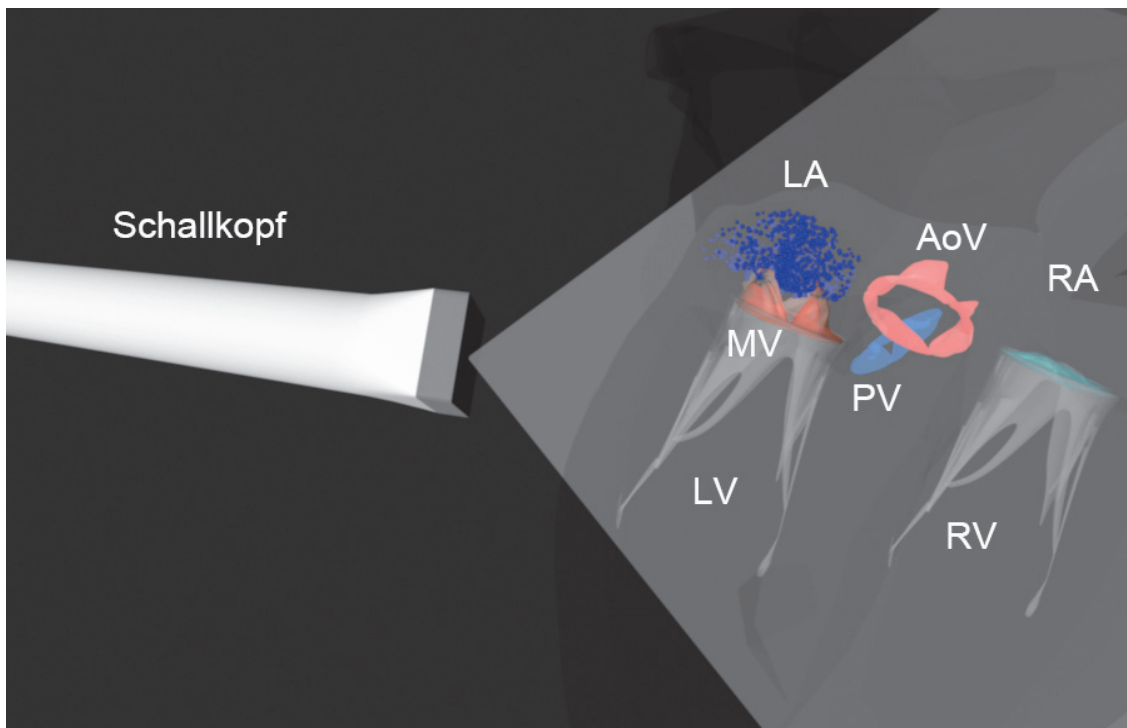


Die Herzwand-Polygone sind transparent gemacht worden, um die Herzklappen und andere Elemente wie Chordae tendineae untersuchen zu können. Lücken in der Polygonstruktur würden die Blutflusssimulation stören.

Die Funktion der kinematischen Gelenke wird kontrolliert, um den Bewegungsablauf der Herzklappen-Segel zu prüfen.

Der Schallkopf ist minimalistisch, doch realistisch modelliert (*Abb. 16, 17 und 18*).

Ein detailliertes Design wurde vermieden, um die Grundlagen des effektiven E-Learning zu erfüllen [TVE-02, GOL-05]. Der Schall wurde in 2D fest in das Schallkopfs-Design eingebaut. Dadurch sind die Schnittergebnisse realistisch. Die Farbgebung ist real. Als Außenmaterial wurden Plastik und Gummi ähnlichen Materials verwendet.



*Abb. 16:* Der Schallkopf in 3D und eine simulierte Mitralklappeninsuffizienz.

Legende: LA= linkes Atrium, LV= linker Ventrikel, RA= rechtes Atrium, RV= rechter Ventrikel, MV= Mitralklappe, TV= Trikuspidalklappe, PV= Pulmonalklappe, AoV= Aortenklappe.

Um eine richtige Schallkopfpositionierung zu erreichen und festzuhalten, mussten virtuelle Kameras zum Schallkopf hin fixiert werden.

Dadurch können unterschiedliche Ultraschall-Sequenzen und Blickwinkel authentisch nachgebildet werden.

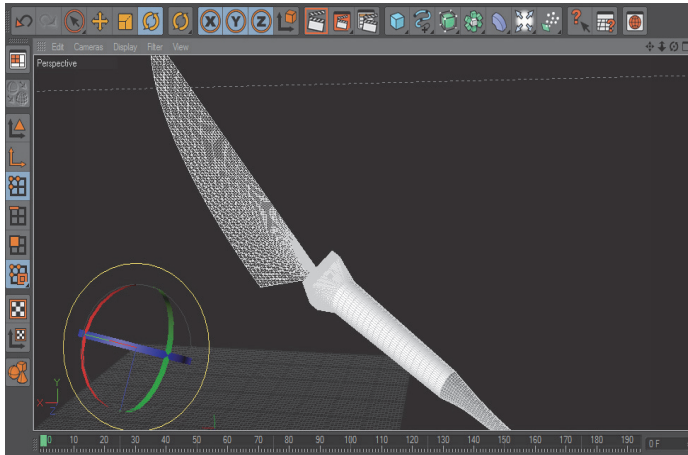


Abb. 17 : Der Schallkopf in Entwicklungsform. Die Polygone sind sichtbar.

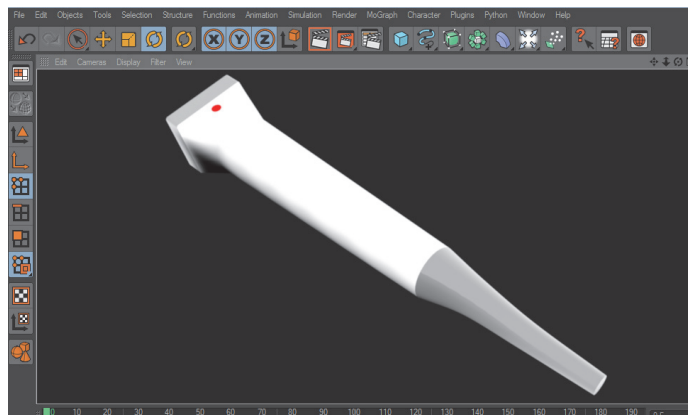


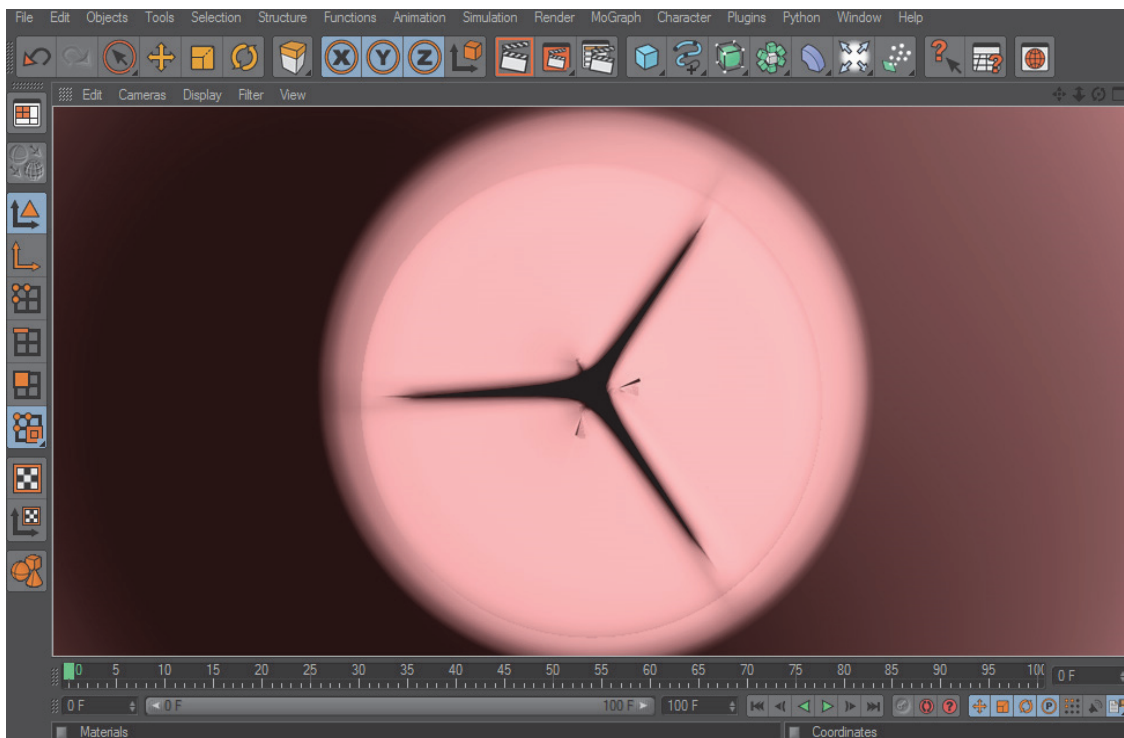
Abb. 18 : Der Schallkopf in 3D, gerendert.

Die Orientierungsmarke (OM) ist ein kleines modelliertes LED. Der virtuelle Schallkopf und der virtuelle Schall wurden zu einer Einheit entwickelt, um Fehler bei Schallkopfpositionen und Blickwinkel zu vermeiden.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Grafische Merkmale des Herzklappen-Designs

Die Herzklappen müssen als selbständige Bestandteile dargestellt werden. Die Herzklappenbewegung wird mit virtuellen Gelenken ermöglicht. Es wurden mehrere unterschiedliche Modelle und Methoden verwendet, um eine optimale runde Bewegung, eine Dichtigkeit oder, wenn erwünscht, Undichtigkeit darzustellen. Individuelle Gelenke ermöglichen die Animation der Prolapse und einzelne Herzklappen-Segel dienen der Realisierung von Insuffizienzen. Um eine bindegewebsähnliche Herzklappenstruktur herzustellen, muss ein dreidimensionaler Diskus mehrmals modifiziert werden (*Abb. 19, 20 und 21*). Ohne Modifikationen kann kein Herzklappen-Segel organisch bewegt und somit auch keine realistische Insuffizienz dargestellt werden.



*Abb. 19:* Die Entstehung der Herzklappenblättchen (frühe Phase).

Die erwünschte Form, Wölbung und Wandstärke werden eingestellt. Die Blättchen die als Herzklappen-Segel eingesetzt werden, müssen herausgeschnitten werden.



Die Herzklappen-Segel sind auf einem unsichtbaren Ring einmontiert (Abb. 20 und 21). Dieser Ring funktioniert als Pivotpunkt, um die Herzklappenbewegungen zu ermöglichen. Auch die Chordae tendineae werden auf diesen Ring geankert.

Das gesamte kinematische Bewegungssystem basiert auf diesem Pivotpunkt und virtuellen Gelenken. Für die Herzklappen-Segel wurden dreigliedrige Gelenke eingebaut. Die Glieder sind kinematisch zueinander gebunden, und bewegen sich realistisch. Die Bewegungsabläufe wurden als einzelne Bilder eingestellt. Dadurch konnten Herzklappen-Prolapse simuliert werden.

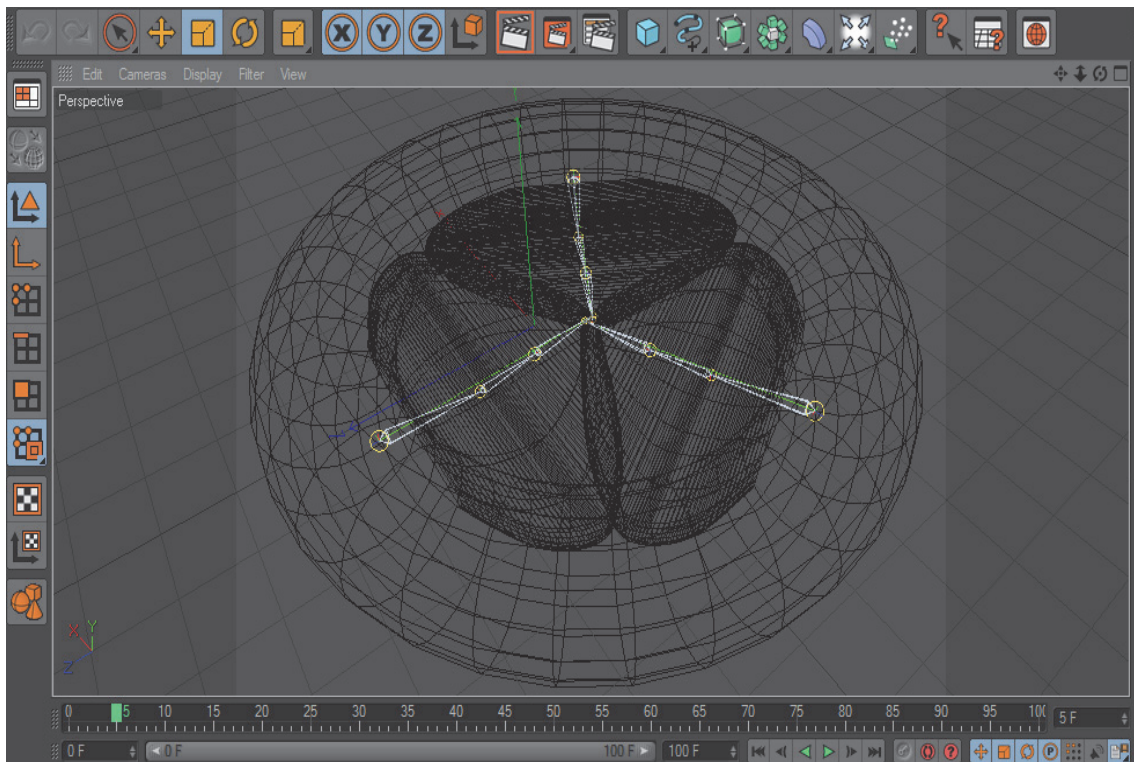
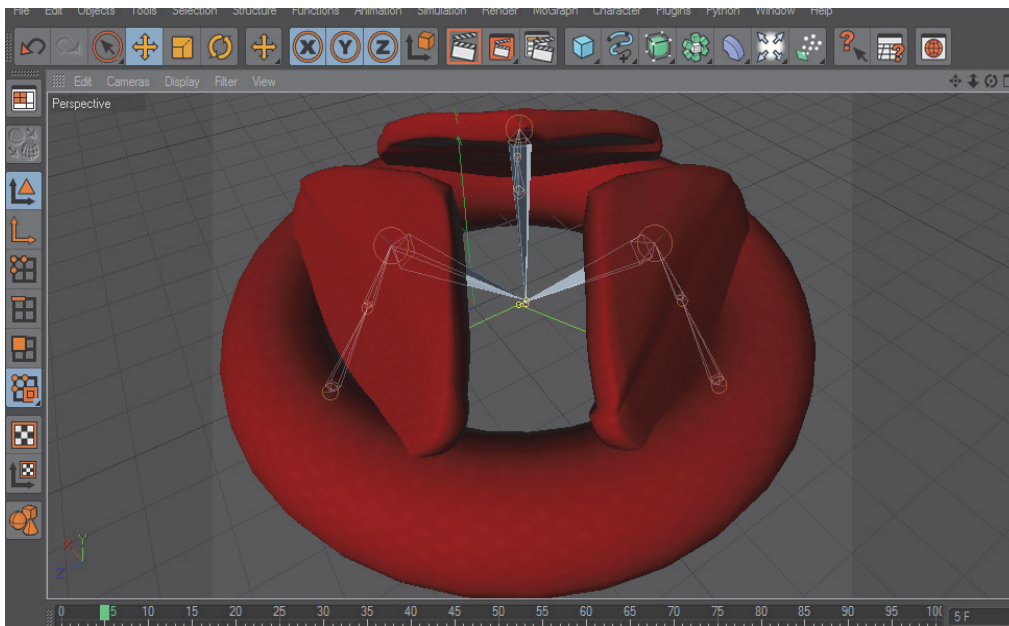


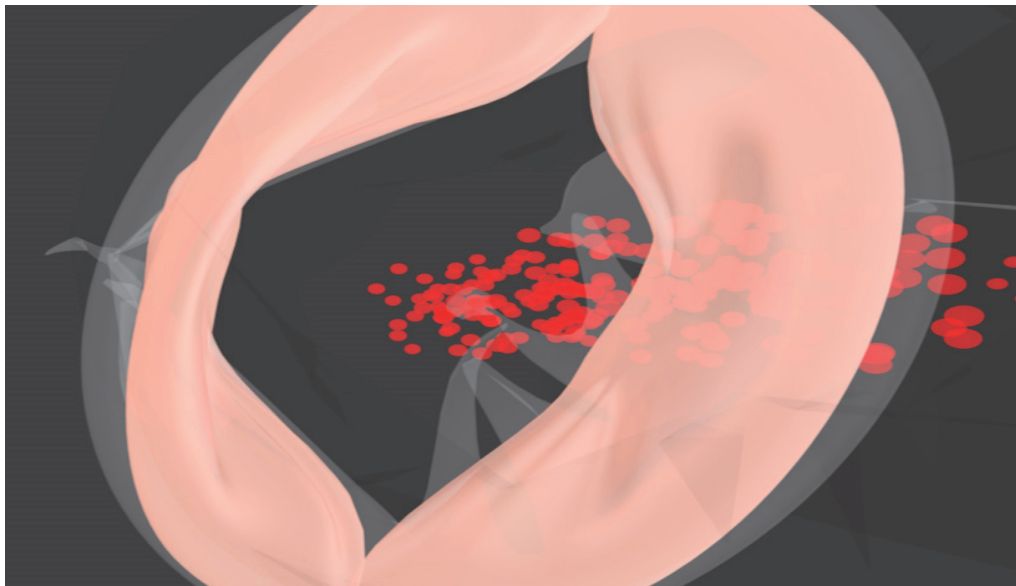
Abb. 20: Die ersten Versuche mit dem Gelenksystem. Der äußere Ring (unsichtbar im Hauptmodell) verankert die Herzklappen, das Gelenksystem und die Chordae tendineae.

## 4. Ergebnisse



*Abb. 21* : Erster funktionierender Prototyp der Aortenklappe.

Der äußere Ring wird unsichtbar gemacht da es nur als Pivotpunkt dient, und kein Bestandteil des Herzmodells ist.. Das kinematische Gelenksystem funktioniert. Drei Glieder sind optimal um die Herzklappen-Segel organisch und fehlerfrei zu bewegen.



*Abb. 22* : Erste Versuche mit Xpresso-Editor und Mitralklappe.

Dies ist der Blickwinkel des linken Atriums zum linken Ventrikel (Basis zu Apex)

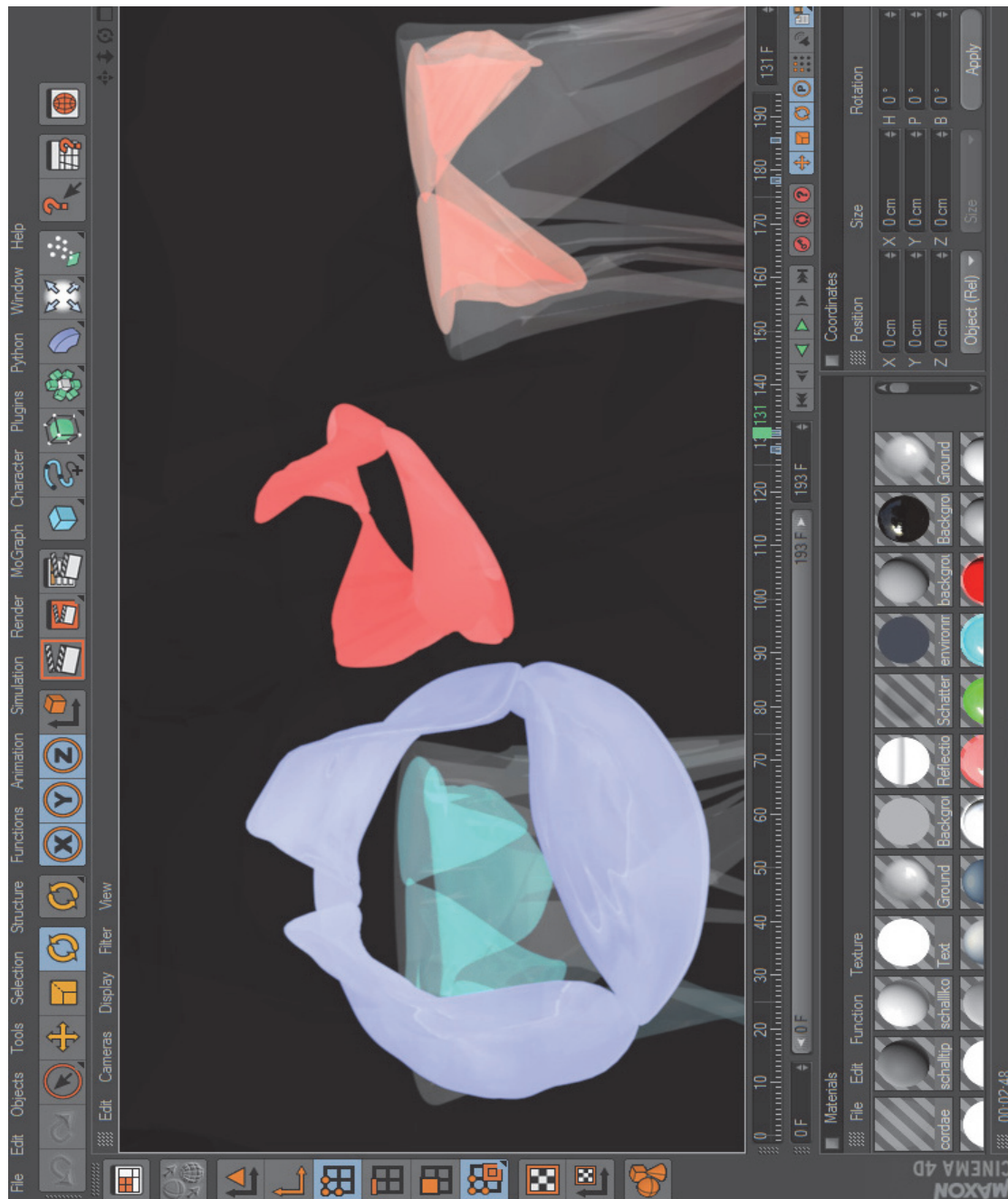


Abb. 23: Alle Herzklappen. Hier ist die Systole ohne Partikel-Animation zu besichtigen. Der Blickwinkel ist frontal. Das rechte Herz hat blaue Herzklappen. Die Pulmonalklappe (PV) ist ganz vorn, dahinter ist die Trikuspidalklappe (TV) zu sehen. Das linke Herz hat rote Herzklappen. In der Mitte ist die Aortenklappe (AoV) zu sehen. Ganz rechts ist die Mitralklappe (MV). Die TV und MV haben die Chordae tendineae.

Die Herzklappen sind weniger durchsichtig dargestellt worden, als sie in Wirklichkeit sind. Anatomisch gesehen sind die TV und die PV dünner als die MV und die AoV. Hier wurden sie aber gleich dick und halbdurchsichtig dargestellt (*Abb. 23*).

Die MV ist hellrot, die AoV rot, die TV türkis und die PV blau dargestellt. Außerdem wurden die Chordae tendineae in das Herzklappensystem implementiert. Sie spielen eine wichtige Rolle für die Flusseigenschaften des Blutes. Die Herzklappen sind in der Einstellung 95%ig durchsichtig dargestellt, damit das Herz aus allen Blickwinkeln ungehindert betrachtet werden kann.

### **4.2 Benutzeroberfläche**

Die Effizienz des Lehrmediums im E-Learning ist von seiner Benutzeroberfläche sehr abhängig. Eine minimalistische aber effiziente Benutzeroberfläche verhindert die Überlastung der Lernkanäle von Lernenden. [LOW-99, SCH-09]. Außerdem dient das minimalistische Design zum Datengrößen-Management, um die Mobilgeräte flüssiger einsetzen zu können.

Das vorliegende Lehrmedium versucht durch sein einfaches Design, den Inhalt zum Vordergrund zu bringen. Dafür hat diese Benutzeroberfläche keine Sub-Menü-Systeme. Die einfache Benutzeroberfläche besitzt alle nötige Knöpfe und Links. Außer den Orientierungsbildern, die sich auf eine neue Tab öffnen wechselt sich die Seite nicht, nur der Inhalt. Die Benutzeroberfläche besteht aus sieben Teilen. Die Inhaltsknöpfe, die 2D-Ultraschall-Sequenz, die 3D-Video-Sequenz, der Blickwinkel-Umschalter, das Orientierungsbild, das Textfeld und die Links zu den PDF-Dateien (*Abb. 24*).

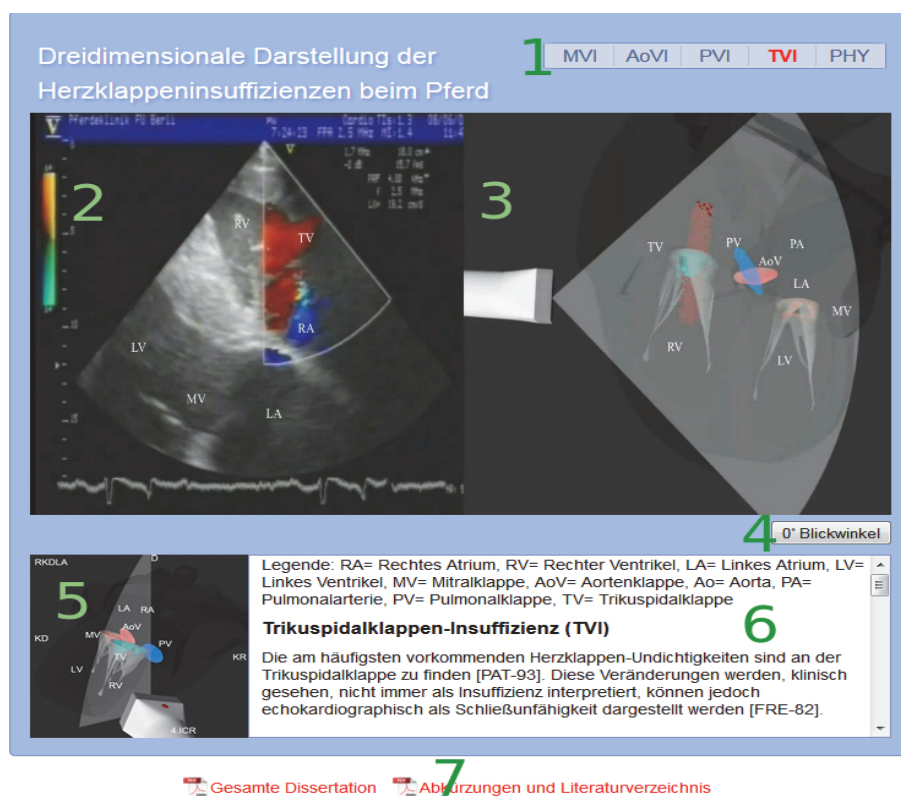


Abb. 24: Die Benutzeroberfläche: die Inhaltsknöpfe (1), die 2D Ultraschall-Sequenzen (2), die 3D Video-Sequenzen (3), der Blickwinkel-Umschalter (4), das Orientierungsbild (5), das Textfeld (6) und die PDF Links (7).

Die Inhaltsknöpfe schalten zwischen den Herzklappen-Insuffizienzen und physiologischen Herzklappenbewegungen um. Die 2D-Ultraschall- und 3D-Video-Sequenzen sind zusammengefügt. Der Blickwinkel-Umschalter verändert den Blickwinkel zwischen 0° und 90°. Bei 0° ist der Blickwinkel identisch zu Ultraschall-Aufnahmen. Bei 90° wird es verständlicher und erlaubt fast einen frontalen Blick.

Das Orientierungsbild öffnet sich per Mausklick, um den Betrachter hinter den Schallkopf zu bringen. Die dreidimensionale Wahrnehmung wird verstärkt. Das Textfeld ist in HTML geschrieben und ist verschiebbar. Eine Legende und die nötige Literatur sind eingebaut.

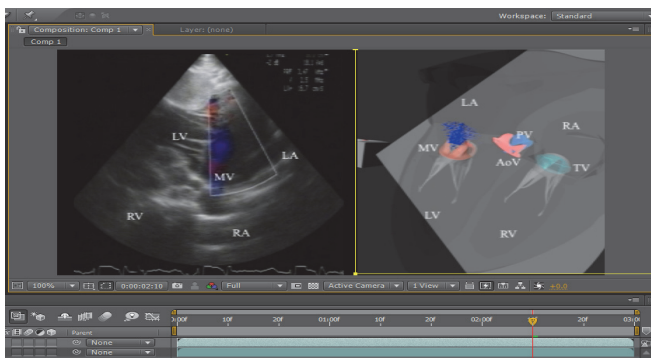
Die PDFs führen zu Abkürzungs- und Literaturverzeichnis und zu der gesamten Dissertation. Die erstellte Benutzeroberfläche basiert sich auch auf HTML. Sie läuft auf



allen gängigen, modernen Internet-Browsern (Opera, Firefox, Explorer, Safari, Chrome etc.) und die Videos können auf allen modernen Systemen (Windows XP, Vista 7, 8, IOS, OS X, Linux, Android etc.) angezeigt werden. Der Videospieler benutzt den nativen Browser.

### 4.3 Paralleldarstellung von 3D- und Ultraschallvideos

Die 3D-Videos und Ultraschallsequenzen wurden mit einem Videoschnittprogramm zusammengefügt, um sie synchron abspielen zu können. Zwei separate Videodateien können nicht gleichzeitig gestartet oder gestoppt werden. Die Dateien sollen von mobilen Geräten abgespielt werden können. Dabei muss auf die Rechenkapazität der Geräte Rücksicht genommen werden. Deswegen sind die 3D-Animationen und die 2D-Sequenzen zusammengefügt worden (*Abb. 25*). Sie werden als Einzeldatei abgespielt. Alle persönlichen Daten von Pferden und deren Besitzern, die sich auf den Ultraschalldateien befanden, wurden unlesbar gemacht. Alle wichtigen Informationen, die der Orientierung dienen, sind auf den 3D-Videos aufgezeichnet. Das 3D-Video befindet sich auf der rechten Seite und die Ultraschallsequenz auf der linken Seite.



*Abb. 25:* Links die Ultraschall-Aufnahme und rechts die 3D-Sequenz. Mithilfe eines Maskierungsbefehls wurden beide Sequenzen im Schnittprogramm zusammengefügt.

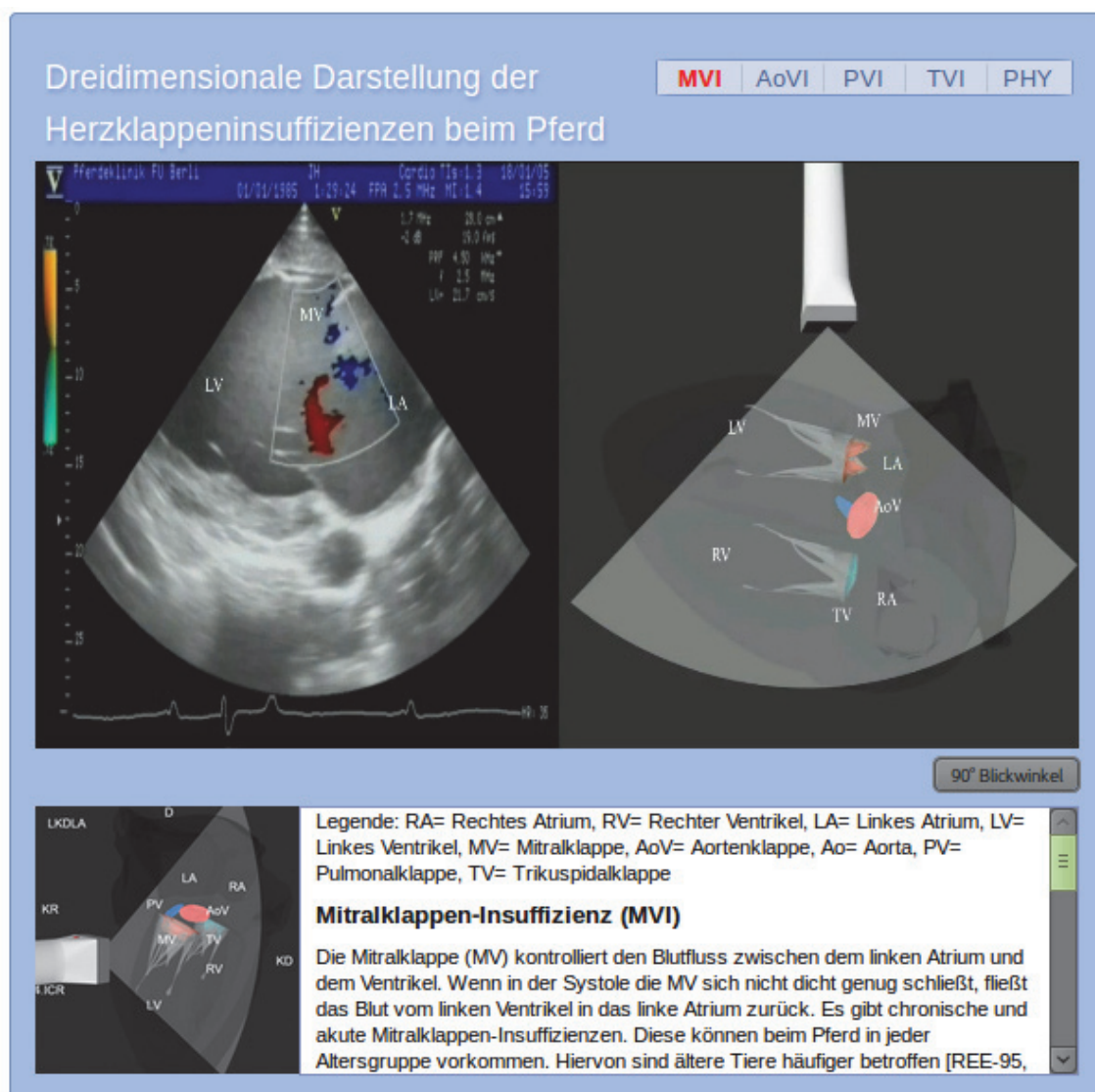
#### **4.4 Beispiele aus den 3D- und Ultraschall-Sequenzen**

Die 3D-Animationen sind auf die Ultraschall-Aufnahmen abgestimmt, aber aus einem anderen Blickwinkel aufgezeichnet. Die dritte Dimension zeigt andere Sichtweisen auf und verlangt nach kleinen Änderungen. Die grundlegenden Mechanismen, z. B. die Blutströmungen, sind verständlich nachgebildet und animiert. Die 3D-Sequenzen sind einfacher zu lesen, da sie auf die anatomische Herzposition mit einem geeigneten Blickwinkel abgestimmt sind. Der gewählte Blickwinkel unterstützt die räumliche Orientierung. Deswegen besitzen die 3D-Sequenzen einen anderen Blickwinkel als die Ultraschall-Aufnahmen.

Alle wichtigen Bestandteile des Herzens (Herzklappen, Ventrikel und Atrien) sind auf beiden Seiten gekennzeichnet. Außerdem sind die Orientierungsbilder (Abb. 35-39) auch gekennzeichnet.

Die folgenden Ergebnisse (Abb. 26 bis 34, Seiten 52-60) sind Ausschnitte aus der DVD, wie sie auf dem Bildschirm erscheinen. Jeder Ausschnitt stellt eine Herzklappen-Insuffizienz dar. Nur die Abbildung 34 zeigt den physiologischen Kreislauf und besteht nur aus einer dreidimensionalen Sequenz.

Die Videodateien bestehen pro Loop aus jeweils 75 Bildern. Die Ausschnitte entsprechen jeweils eines dieser Bilder. Jede Sequenz dauert 1,5 Minuten. Alle Ergebnisse können auch als Videodateien auf der beiliegenden DVD angesehen werden.



Gesamte Dissertation Abkürzungen und Literaturverzeichnis

Abb. 26: Mitralklappen-Insuffizienz (MVI). Kein Blickwinkelunterschied (0°).

Hier ist die Schnittebene linke kaudale lange Achse (LKDLA) eingesetzt worden. Ein Prolaps ist bei der Mitralklappe (MV) zu besichtigen. Eine Prä systole liegt vor. Die Aorten- und Pulmonalklappen sind noch nicht aufgegangen.



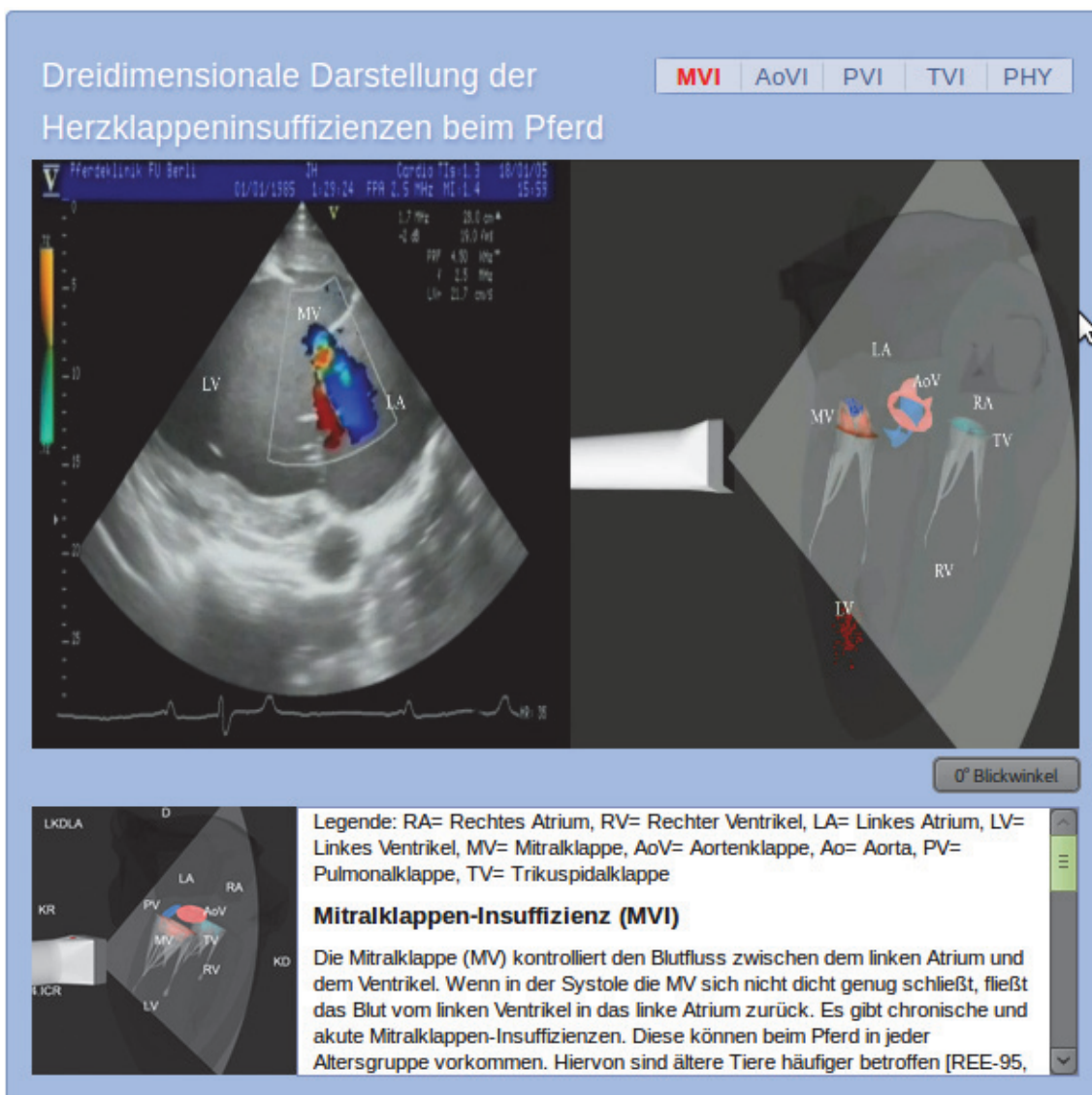


Abb. 27: Mitralklappen-Insuffizienz (MVI). Blickwinkelunterschied (90°).

Hier ist die Schnittebene die linke kaudale lange Achse (LKDLA) eingesetzt worden. Ein Prolaps ist bei der Mitralklappe (MV) zu besichtigen. Der Rückfluss von LV zur LA ist in blau auf beide Sequenzen zu erkennen. Die offene AoV und PV sind Zeichen der Systole.

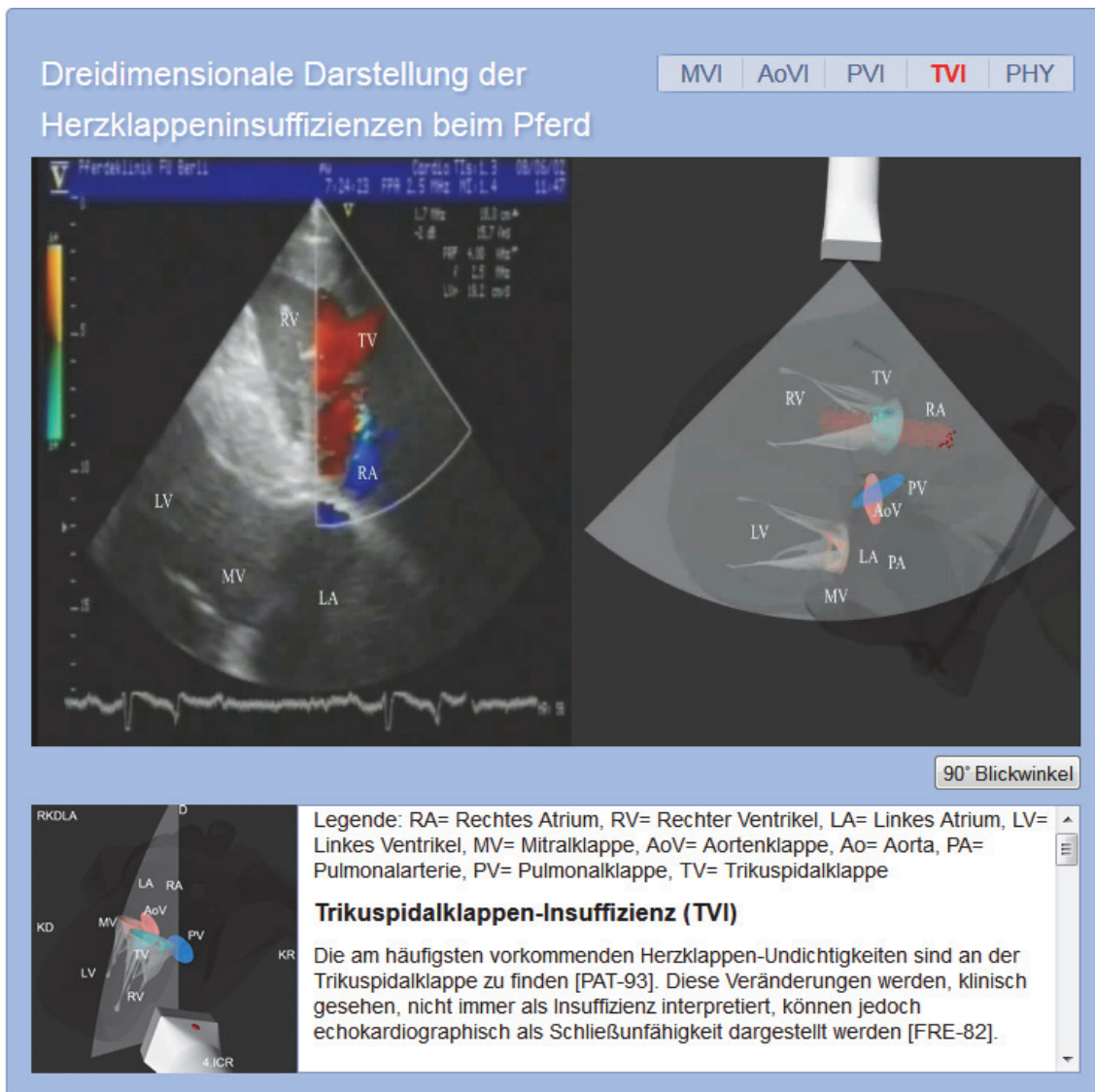
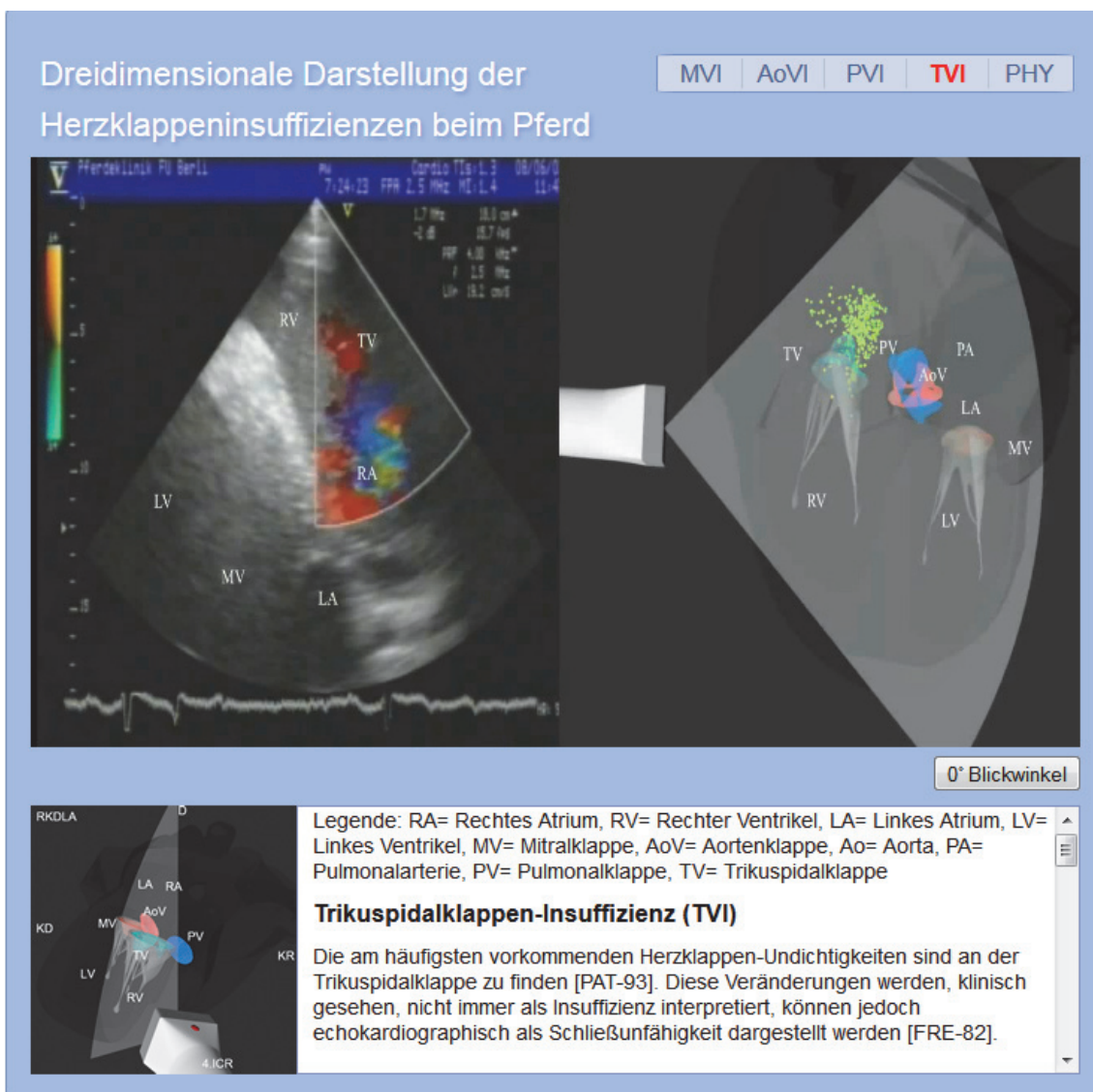


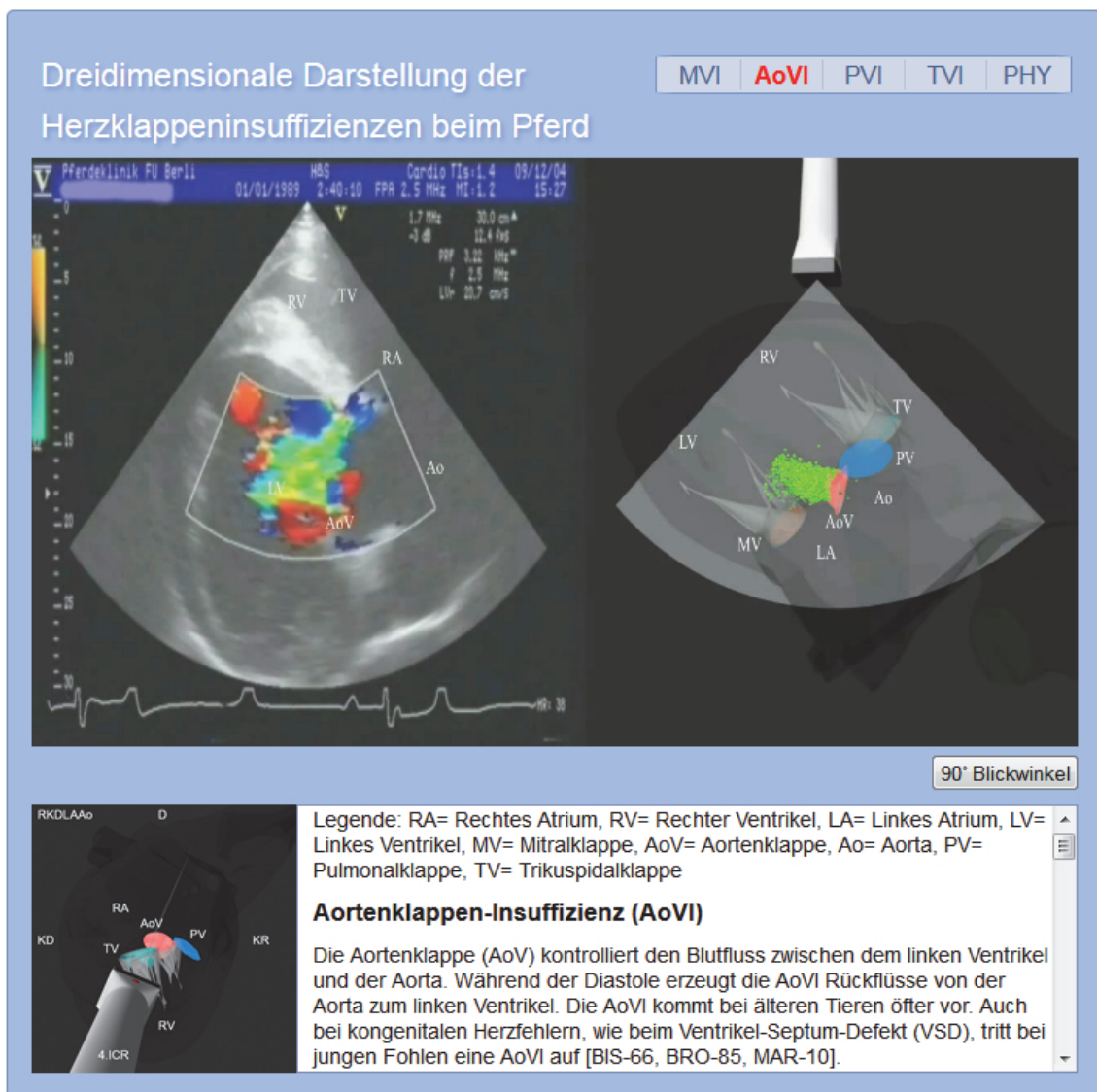
Abb. 28: Trikuspidalklappen-Insuffizienz (TVI). Kein Blickwinkelunterschied (0°). Hier ist die Schnittebene die rechte kaudale lange Achse (RDKLA). Der rote Fluss zeichnet die Diastole.



[Gesamte Dissertation](#) [Abkürzungen und Literaturverzeichnis](#)

Abb. 29: Trikuspidalklappen-Insuffizienz (TVI). Blickwinkelunterschied (90°).

Hier ist die Schnittebene die rechte kaudale lange Achse (RDKLA). Die offene AoVI und PV sind Zeichen der Systole. Die grünen Partikel zeigen die Turbulenz auf.



[Gesamte Dissertation](#) [Abkürzungen und Literaturverzeichnis](#)

Abb. 30: Aortenklappen-Insuffizienz (AoVI). Kein Blickwinkelunterschied (0°).

Hier ist die Schnittebene die rechte kaudale lange Achse Aorta (RKDLAAo). Beide Seiten zeigen eine ganz starke Turbulenz, die in gelb-grün gut zu erkennen ist.





[Gesamte Dissertation](#) [Abkürzungen und Literaturverzeichnis](#)

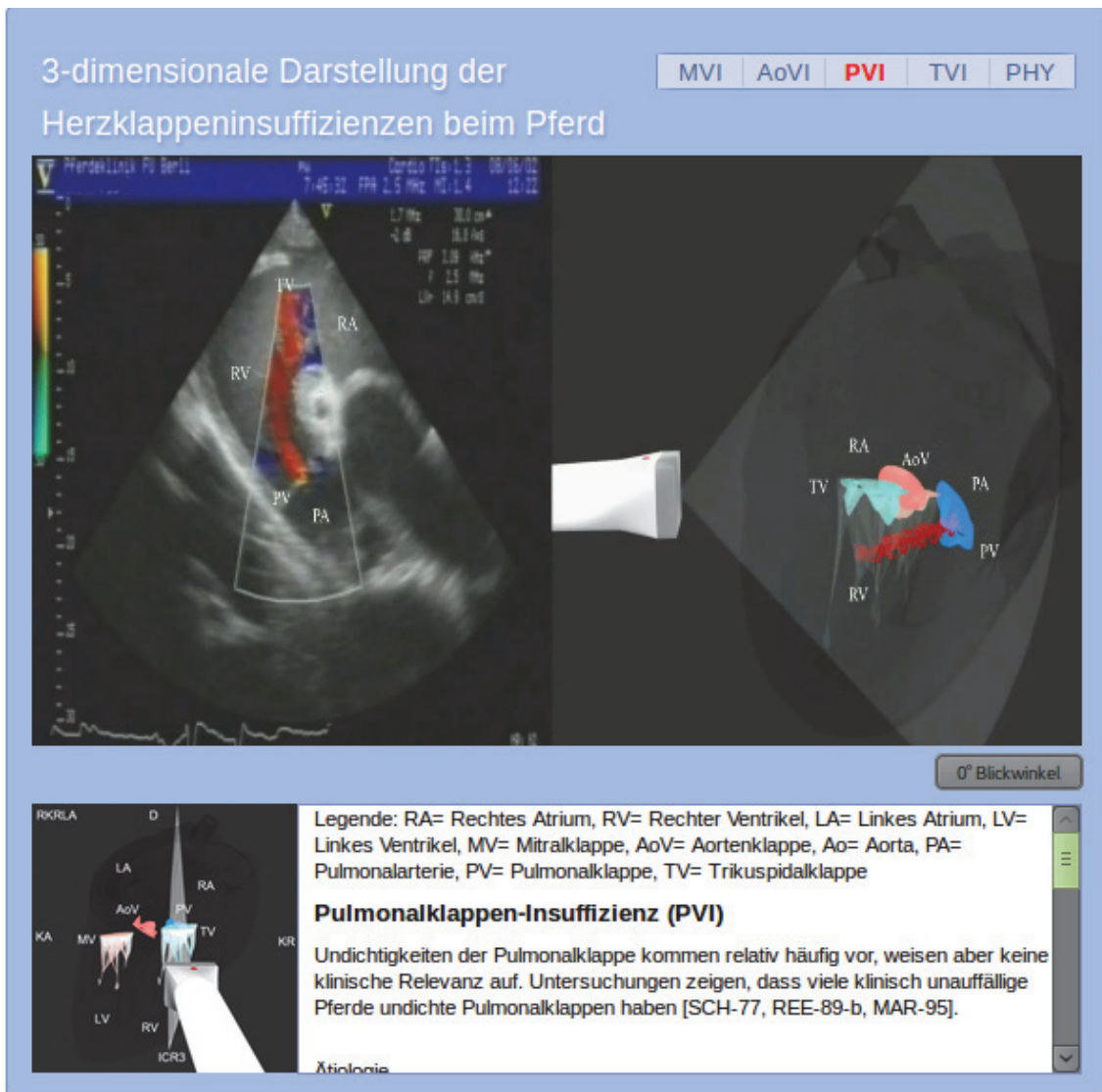
Abb. 31: Aortenklappen-Insuffizienz (AoVI). Blickwinkelunterschied (90°).

Hier befindet sich die Schnittebene, die rechte kaudale lange Achse Aorta (RKDLAAo). Beide Seiten zeigen eine ganz starke Turbulenz, die in gelb-grün sehr genau zu erkennen ist. Die offene Mitralklappe (MV) und Trikuspidalklappe (TV) sind Zeichen der Diastole.



Abb. 32: Pulmonalklappen-Insuffizienz (PVI). Kein Blickwinkelunterschied ( $0^\circ$ ).

Hier ist die Schnittebene die rechte kraniale lange Achse (RKRLA). Einen ganz sauberen Rückfluss aus der Pulmonalarterie zurück in den rechten Ventrikel ist zu besichtigen. Die offene Trikuspidalklappe (TV) ist Zeichen der Diastole.



[Gesamte Dissertation](#) [Abkürzungen und Literaturverzeichnis](#)

Abb. 33: Pulmonalklappen-Insuffizienz (PVI). Blickwinkelunterschied (90°).

Hier ist die Schnittebene die rechte kraniale lange Achse (RKRLA). Ein ganz sauberer Rückfluss aus der Pulmonalarterie zurück in den rechten Ventrikel ist zu besichtigen. Die offene Trikuspidalklappe (TV) ist Zeichen der Diastole. Ganz oben bei der Ultraschall-Sequenz sieht man blaue und rote Flüsse zusammenlaufen. Die blauen Flüsse sind physiologische Bewegungen des Blutes durch die TV in der Diastole.



[Gesamte Dissertation](#) [Abkürzungen und Literaturverzeichnis](#)

Abb. 34: Physiologisches Referenzmodell. Ein frontaler Blickwinkel (PHY) liegt vor. Dabei sind die Blutflüsse auf der rechten Seite blau und auf der linken Seite rot.



## 4.5 Orientierungsbilder

Orientierungsbilder bilden den Blickwinkel nach, wie man es beim Beschallen sehen würde, wenn das Pferd durchsichtig wäre. Hier ist der Schallkopf von hinten oder aus der seitlichen Perspektive dargestellt, um den Betrachter mitzuteilen, wie der Tierarzt beschallt oder wo er/sie sich in Relation zu den Patienten bzw. dem Herz befindet.

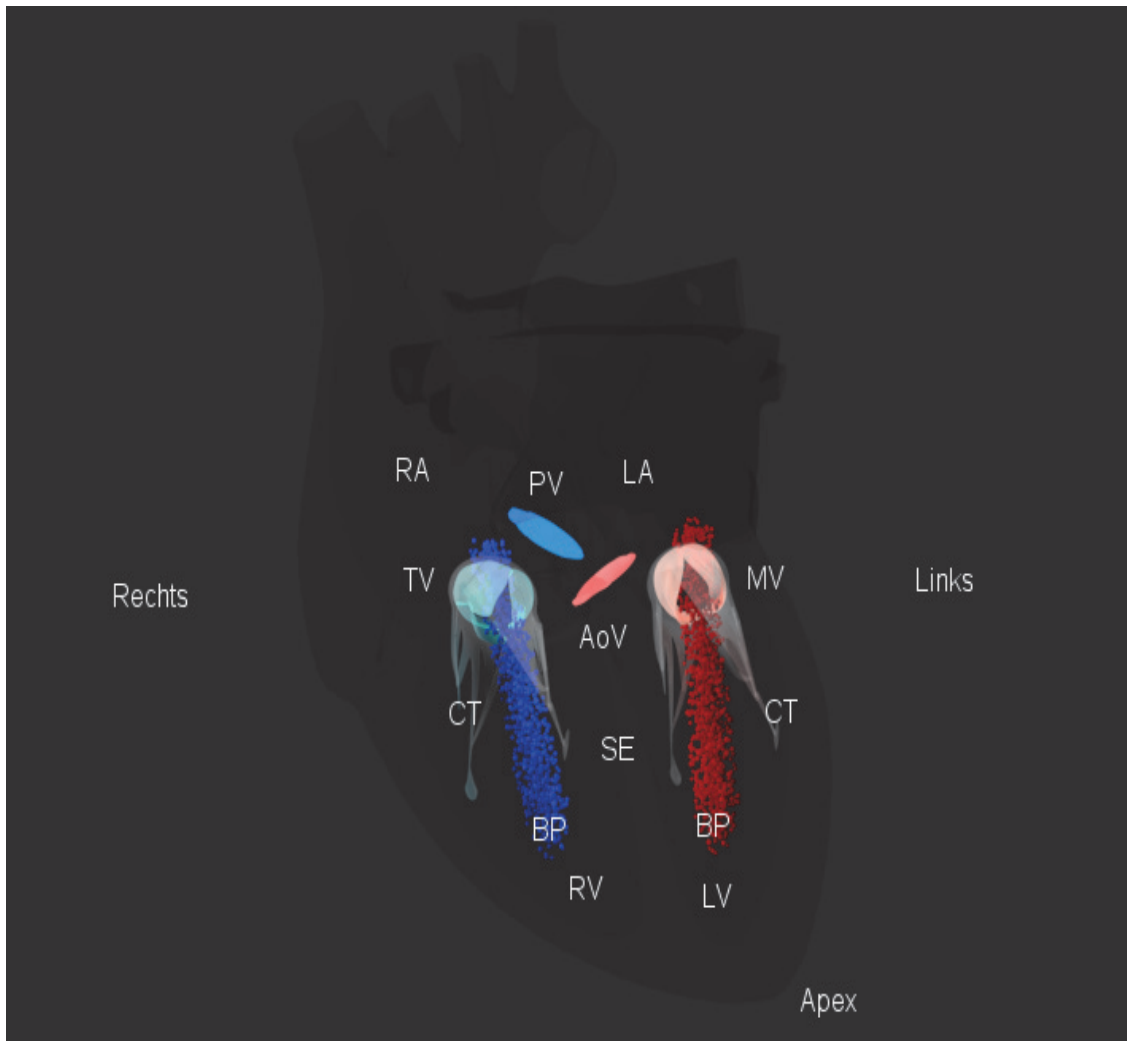


Abb. 35: Gesundes Herz in 3D. Phase, spät Diastole. Frontaler Blickwinkel.

Legende: RA= Rechtes Atrium, RV= Rechter Ventrikel, LA= Linkes Atrium, LV= Linkes Ventrikel, MV= Mitralklappe, AoV= Aortenklappe, Ao= Aorta, AP= Pulmonalarterie, PV= Pulmonalklappe, TV= Trikuspidalklappe, SE= Interventrikular-Septum, BP= Blutpartikel, CT = Cordae tendineae

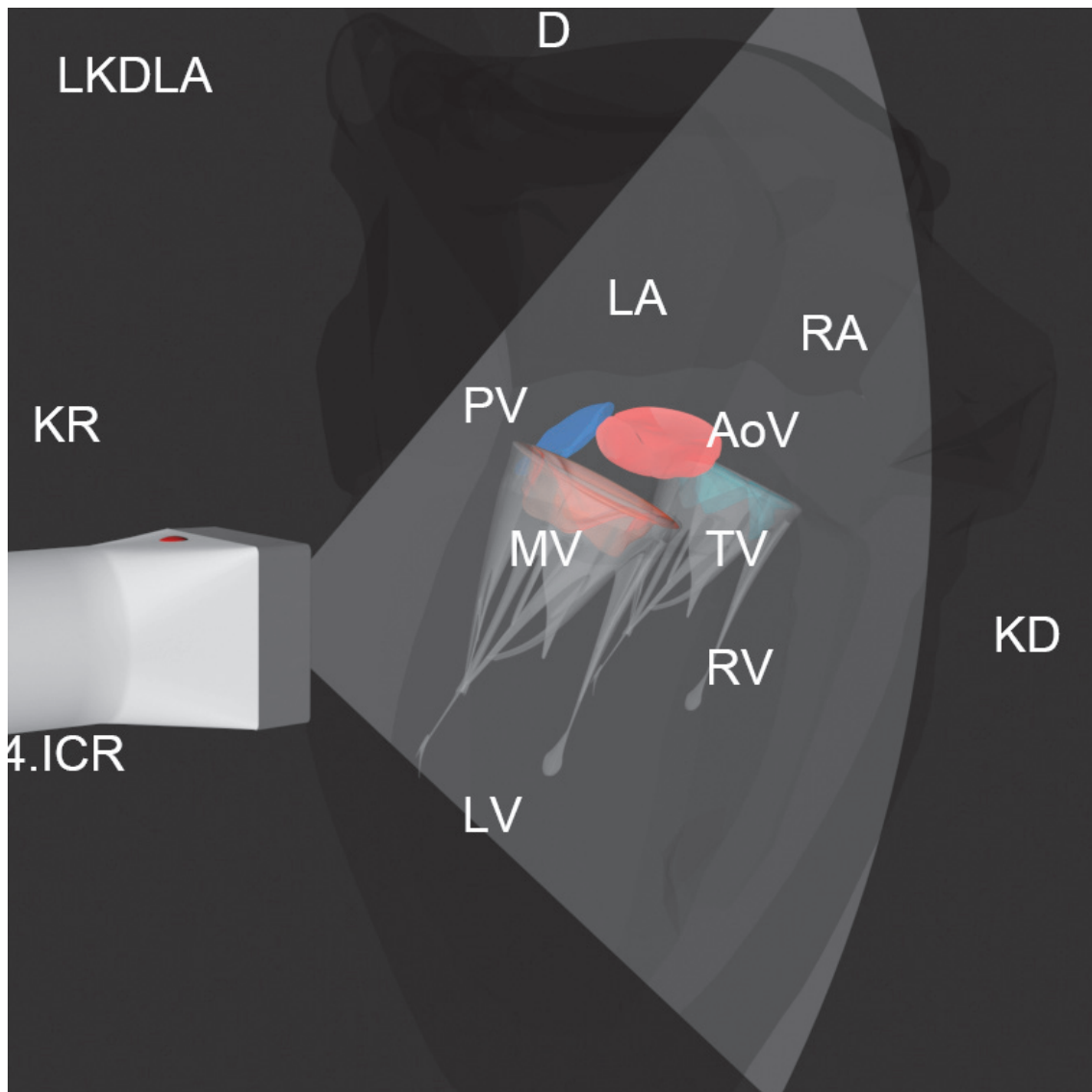


Abb. 36: linke kaudale lange Achse (LKDLA).

Legende: RA= rechtes Atrium, RV= rechter Ventrikel, LA= linkes Atrium, LV= linker Ventrikel, MV= Mitralklappe, AoV= Aortenklappe, PA= Pulmonalarterie, PV= Pulmonalklappe, TV= Trikuspidalklappe, KR= kranial, KD= kaudal, ICR= Interkostalraum, D= dorsal.

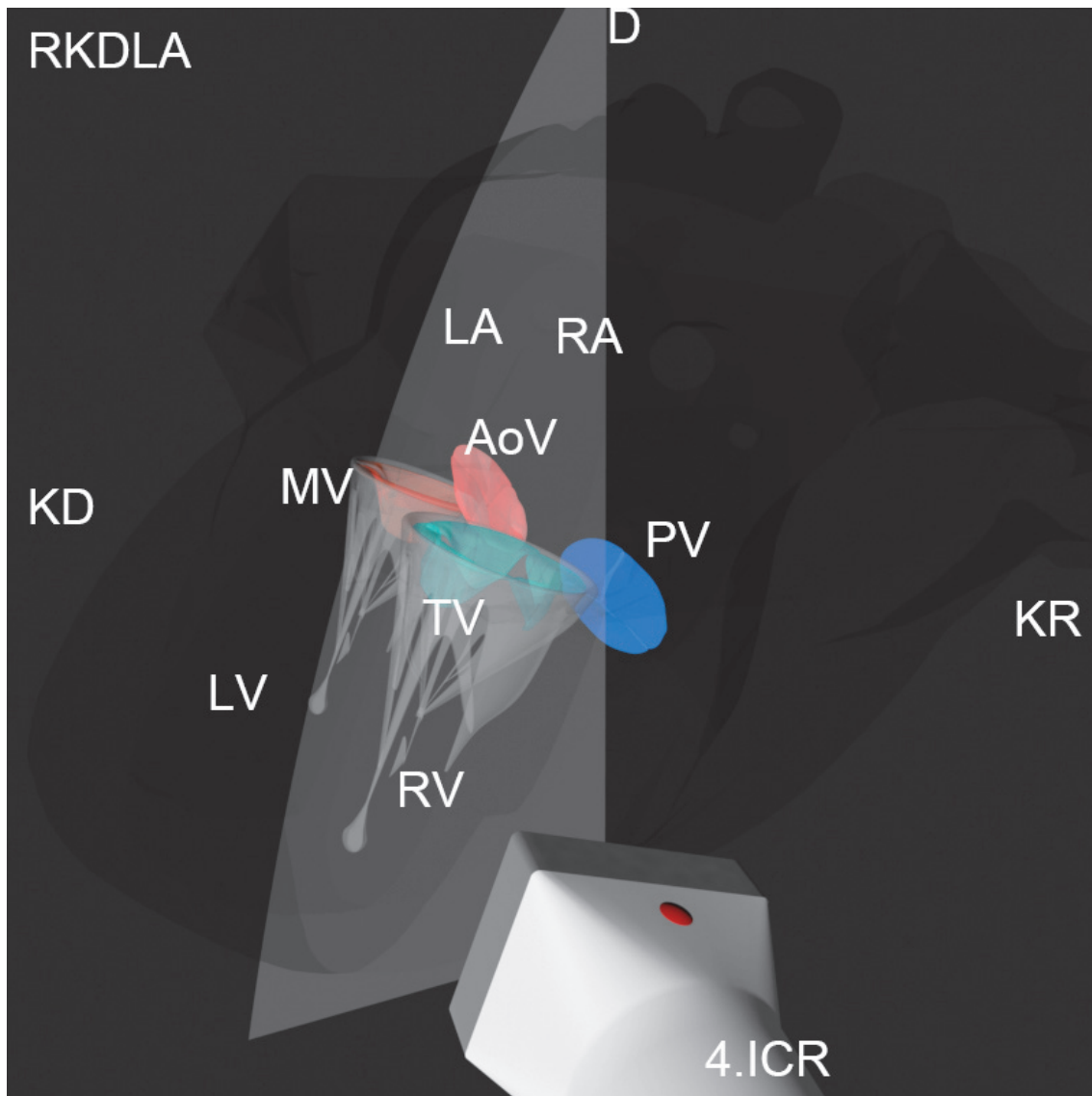


Abb. 37: rechte kaudale lange Achse (RKDLA).

Legende: RA= rechtes Atrium, RV= rechter Ventrikel, LA= linkes Atrium, LV= linker Ventrikel, MV= Mitralklappe, AoV= Aortenklappe, PA= Pulmonalarterie, PV= Pulmonalklappe, TV= Trikuspidalklappe, KR= kranial, KD= kaudal, ICR= Inter-Kostal-Raum, D= dorsal.

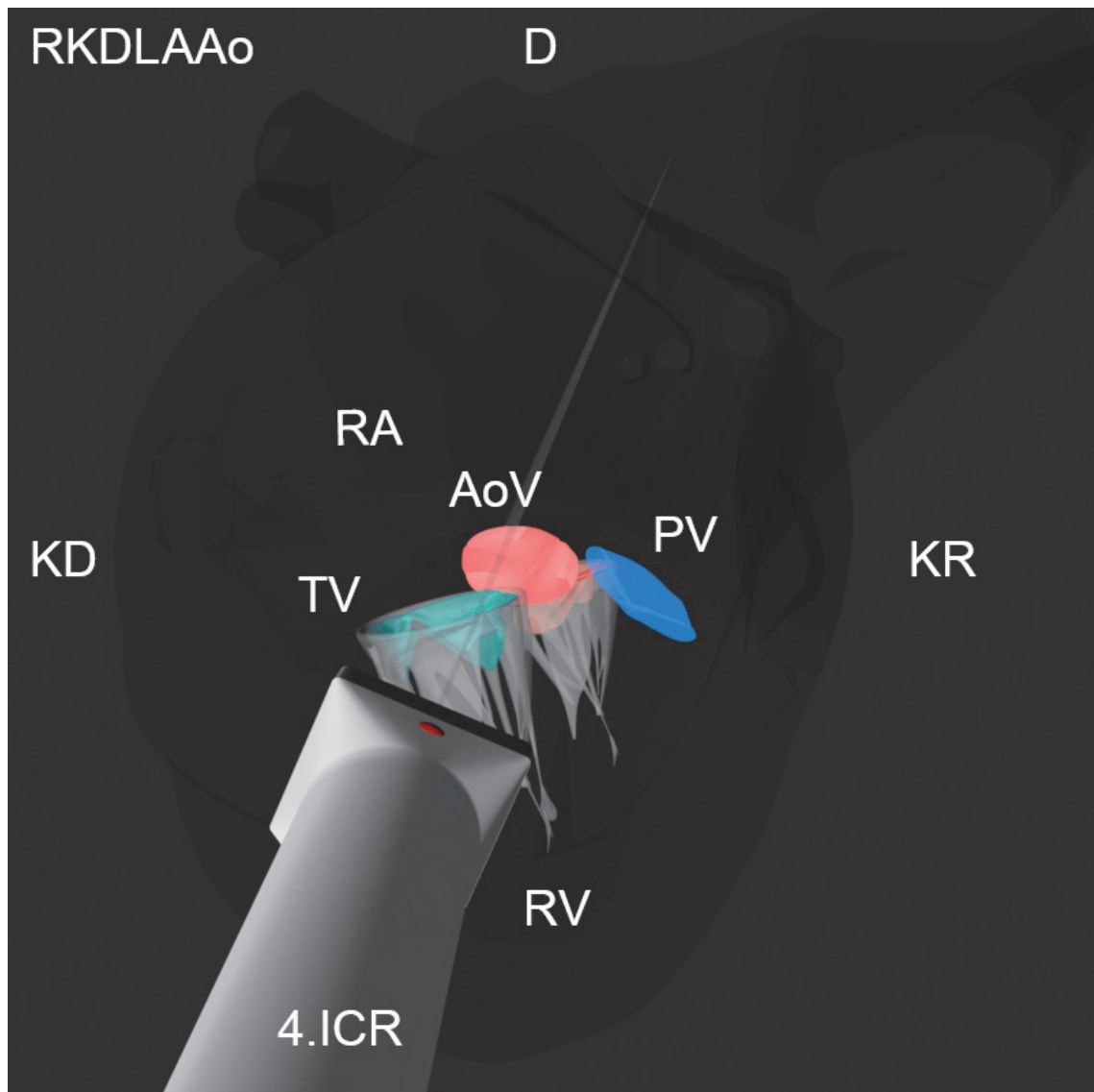


Abb. 38: rechte kaudale lange Achse Aorta (RKDLAAo).

Legende: RA= rechtes Atrium, RV= rechter Ventrikel, AoV= Aortenklappe, PA= Pulmonalarterie, PV= Pulmonalklappe, TV= Trikuspidalklappe, KR= kranial, KD=kaudal, ICR= Inter-Kostal-Raum, D= dorsal, KD= kaudal, ICR= Inter-Kostal-Raum, D= dorsal.

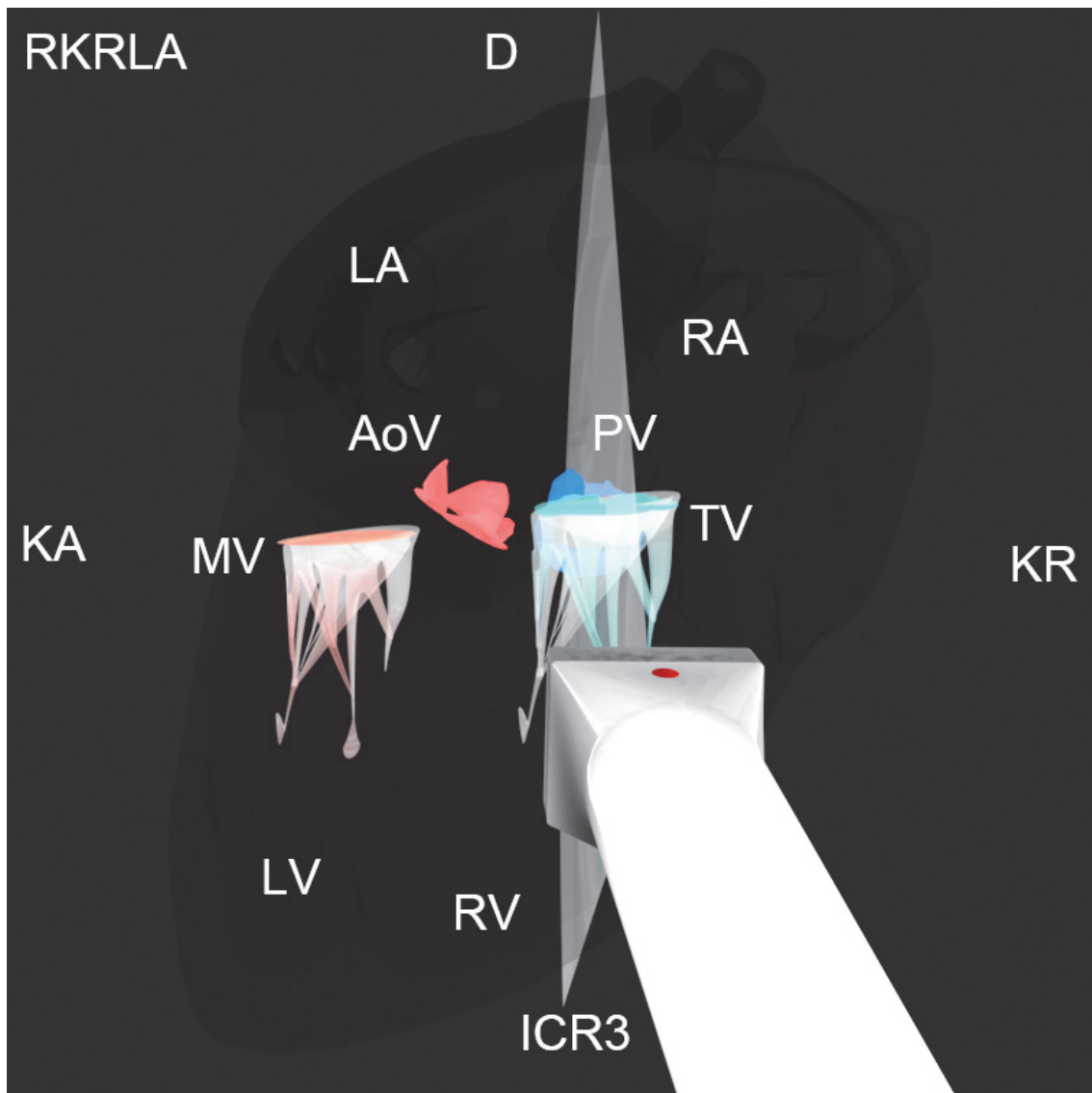


Abb. 39: rechte kraniale lange Achse (RKRLA).

Legende: RA= rechtes Atrium, RV= rechter Ventrikel, LA= linkes Atrium, LV= linker Ventrikel, MV= Mitralklappe, AoV= Aortenklappe, PA= Pulmonalarterie, PV= Pulmonalklappe, TV= Trikuspidalklappe, KR= kranial, KD= kaudal, ICR= Inter-Kostal-Raum, D= dorsal.

## **4.6 Benutzung der DVDs als Referenz und Darstellung des Herzfehlers**

Viele Herzfehler sind Unikate, genauso individuell wie das Herz selbst. Mithilfe der Standardschnitte und der kleinen, verfeinerten Positionsveränderungen am Schallkopf werden die Grundlagen der Herzklappeninsuffizienzen ähnlich dargestellt und somit allgemein erkennbar. Alle wichtigen Standardschnitte sind als 3D-Bild nachgebildet. Im Menü sind sie mit den nötigen Beschreibungen zu finden. Die ausgewählten 2D Ultraschall-Sequenzen zeigen keine Extremfälle, sondern eher klassentypische, repräsentative Fälle. Im Berufsleben werden nicht selten Herzklappeninsuffizienzen, die ähnlich aussehen, dadurch einfacher wahrgenommen.

Durch die unterschiedlichen Blickwinkel von 3D-Sequenzen, Orientierungsbildern und physiologischen Modellen kann der Betrachter sich besser orientieren, um eine fehlerhafte Beschallung zu vermeiden. Auch Artefakte werden dadurch schneller erkannt.

Der Inhalt des DVDs ist auch auf externe USB Speichermedien, externe Festplatten, SD-Karten und die internen Speicher der Tablets/Smartphones übertragbar. Somit ist die Besichtigung jeder Zeit möglich, ohne einen DVD-Spieler mit sich haben zu müssen.

## **5. Diskussion**

### **5.1.1 E-Learning: Lernen im 21. Jahrhundert**

Es gibt einen enormen und dauerhaften Wandel zum E-Learning in den letzten Jahren, als Resultat technologischer Entwicklungen in Multimedia und Internet [GOD-11]. Doch E-Learning ist bis heute kein fester Begriff für ein eindeutiges Phänomen [SCH-06]. Genau wie beim Begriff Multimedia, kann es in verschiedener Weise eingesetzt werden [KER-01, MAY-09]. Sei es als Fernlehre mit Multimedia-Unterstützung, Präsenzlehre mit Multimedia-Unterstützung ( Blended learning), Fernlehre mit Internet-Unterstützung ohne Lehr-Personal oder sogar Cyber-Universität mit aktiven Foren und „Chat-Räumen“. E-Learning kommt in vielen Formen vor [KER-01, SCH-06, MAY-09]. All diese Formen haben ihre Vor- und Nachteile, die bei der Gestaltung dieses Lehrmediums eine wichtige Rolle gespielt haben. Es ist sinnvoll, E-Learning mit Präsenzlehre zu kombinieren, um damit einige Nachteile des E-Learnings zu minimieren [SCH-06]. Besonders in der Veterinärmedizin ist ein reines „Fernstudium“, heutzutage E-Learning genannt, nicht realisierbar. Praxisorientiertes Berufswissen wird insbesondere an der Basis vermittelt. Ohne erfahrenes Lehr-Personal sind Fächer wie z.B. Chirurgie noch nicht erlernbar. Ein anderer Nachteil ist der fehlende Diskurs, der bei Humanmedizin und Veterinärmedizin auch im Berufsalltag eine feste Rolle spielt [SCH-06]. Deswegen ist Präsenzlehre immer noch die bessere Wahl für den veterinärmedizinischen Studiengang, kombiniert mit allem was E-Learning und Multimediatechnologie zu bieten hat.

Verglichen mit traditionellen Lehrmedien nutzt E-Learning alle Vorteile der Multimediatechnologien, um alle Lern-Modalitäten einzusetzen [MAY-09]. Die Gestaltung von Lehrmedien muss trotzdem sehr überlegt vorbereitet werden, um die Überladung der Lernkanäle besonders in Veterinärmedizin zu vermeiden [LOW-99]. Die Präsentation darf nicht zu viel Information auf einmal vermitteln, da es den Lernprozess verlangsamen oder sogar stoppen kann [LOW-99, MAY-97, MAY-05, SCH-11].

Doch alles was in der Vorlesung als Präsentation vorkommt, kann auch beliebig zu Hause oder überall mit Hilfe von Mobilgeräten nachgeschlagen werden. Die Variabilität

und Flexibilität des E-Learning-Systems kann diese Nachteile mindern [BÉT-05, DOH-06, LEV-07].

Die wesentlichen Vorteile des E-Learning-Systems sind die Vernetzung der Lernphasen, das vielfältige Spiel mit Zeit in Simulationen, die Vernetzung verteilter Lernobjekte, weiterhin Lernorte sowie die Interaktivität der Lernobjekte und ihre „Bespielbarkeit“. Dem lernenden Individuum wird eine große Last aufgebürdet. Es hat seinen Lernvoraussetzungen und Lernstilen, seiner Motivation und dem Lernangebot Sorge zu tragen [SCH-06]. Diese Situation kann man aber auch als Vorteil sehen [DOH-06, SCH-06, LEV-07]. Besonders in der Veterinärmedizin ist eine ständige Weiterbildung die Basis des Berufsstands. Eine individuelle Lernmotivation kann zum neusten Stand des Wissens führen. Schließlich ergeben sich Erweiterungen der Lehrchancen [SCH-06].

### **5.1.2 E-Learning in der Kardiologie**

Der umfangreiche und komplexe Sachverhalt kardiologischer Untersuchungen in der Tiermedizin bringt viele Schwierigkeiten mit sich. Sehen und Erleben sind die wichtigsten Lernmethoden, die in Praxis nicht immer umgesetzt werden können. Viele Krankheiten und medizinische Ereignisse lassen sich nicht ohne weiteres beobachten bzw. interpretieren. Elektronische Gerätschaften wie Ultraschall oder EKG erfüllen den Zweck, das Verstehen kardiologischer Sachverhalte zu erleichtern. Doch viele Gerätschaften benötigen Erfahrung in ihrer Handhabung, die nicht durch Literatur zu vermitteln und durch visuelles Beobachten lernbar ist. In der veterinärmedizinischen Ausbildung fehlt schlichtweg die Zeit, und die hohe Anzahl der Studenten macht es unmöglich, jedem Studenten individuell gerecht zu werden. In meiner eigenen studentischen Laufbahn habe ich das Lernen kardiologischer Prozesse und deren Interpretation als langwierig und schwierig erlebt.

E-Learning – die Methode der elektronischen Unterstützung fürs Lernen – gibt die Möglichkeit, angehende Tierärzte mit dem nötigen Wissen auszurüsten, indem man moderne graphische Methoden mit internetbasierten und mobilen Lehr- und Lernmethoden verbindet. Hierbei werden konventionelle Methoden, nämlich die Nutzung von Erfahrung und gedruckten Medien nicht einfach ersetzt, sondern integriert



[MAY-97, GOD-11]. Die 3D-Graphik macht es möglich, das Herz von allen Blickwinkeln darzustellen, was normalerweise unmöglich wäre.

Seltenheiten wie nicht-turbulente Jet-Flüsse lassen sich so mit der 3D-Technik graphisch verwirklichen, was für viele Studenten ohne diese Methode nicht erfahrbar wäre.

Der größte Vorteil dieser Visualisierungsmethode ist, dass sie mit mobilen und internetbasierten Lehr- und Lernmethoden kombiniert werden kann. Durch das moderne Internet können digitale Wissensquellen rund um die Uhr abgerufen, gelesen, gehört oder gesehen werden. Dies ermöglicht ein unabhängiges und flexibles Lernen und lässt sich gut an die persönlichen Bedürfnisse von Medizinstudenten anpassen [DOH-06, LEV-07].

### **5.1.3 Positive Effekte des 3D-Modells für das Lernen und Erfahren**

Die komplexe Anatomie, Physiologie und Pathologie des Herzens sind schwierige Aspekte für das Lernen [LOW-99]. Die herkömmlichen Ultraschallbilder sind klein und visuell schwer zu verstehen. Den meisten Studierenden stehen keine Pferdepatienten mit Herzklappenfehlern zur Verfügung, was das Lernen der kardiologischen Materie zusätzlich erschwert.

Theoretisches Lernen führt leider nicht zu den erforderlichen Kompetenzen, kardiologische Behandlungen von Pferden durchführen zu können. Denn die Untersuchung des Herzens erfordert praktisches Können, Aufmerksamkeit, Ruhe und technische Kompetenz. Dies ist mit einem rein theoriebasierten Lehrprogramm nicht zu realisieren.

Das menschliche Gehirn kann durch das Sehen und Hören viel aufnehmen [MAY-97, MAR-07, GRE-10]. Die dreidimensionale bildliche Darstellung erweitert die visuelle Wahrnehmung und vereinfacht die Orientierung. Somit sind die 3D-Sequenzen eine sehr hilfreiche Methode, um die zweidimensionale Darstellung des Ultraschalls erklären zu können [BÉT-05].

Das 3D-Modell, die digitale Benutzeroberfläche, die Animationen und die Vergleichsvideos sind für E-Learning gut geeignet [TVE-02, BÉT-05, GOL-05, MAY-05, MAR-07, GRE-10].

## 5.2 Beurteilung des Lehrmediumkonzepts und Darstellungsmethoden

Da bisher in der Veterinärmedizin kein vergleichbares Lehrmedium vorliegt, musste ein eigenes Konzept kreiert werden. Innerhalb der Humanmedizin existieren kommerzielle (also ausschließlich käuflich zu erwerbende) Lernmedien. Deshalb konnte auch hier keine wissenschaftliche Anbindung erfolgen.

Die Entwurfsphase des Lehrmediums hat gezeigt, wie wichtig es ist, einer klaren Linie zu folgen [MAY-97, TVE-02, GOL-05, GIN-06]. Was die Designkriterien betrifft, wurde darauf geachtet, dass sämtliche Farbkombinationen der Anschaulichkeit dienen. Graphische Details sollen dabei mit optimalem Kontrast dargestellt werden. Dieses Ziel scheint erfüllt zu sein.

Die 3D-Animationstechnik ermöglicht, die Durchsichtigkeit der Umgebung zu manipulieren. Dies erleichtert das Fokussieren auf bestimmte anatomische, pathologische und physiologische Strukturen [TVE-02, GOL-05].

Die Herzklappen-Animationen sind hierfür ein Beispiel:

Die Herzklappen und die Partikel sind hell abgebildet, stark im Kontrast zu ihrer Umgebung; somit ist es einfach, sie wahrzunehmen. Dagegen ist alles andere durchsichtig, in unterschiedlichen Grautönen dargestellt und tritt somit in den Hintergrund. Dies erfüllt verschiedene Zwecke.

Da die Animationen zum Verständnis der Ultraschallbilder dienen, erscheint die graue Umgebung mit den blau bzw. rot dargestellten Partikelanimationen sehr ähnlich den angepassten Ultraschallsequenzen [GIN-06]. Natürlich sind die Unterschiede zwischen den Animationen und den Ultraschallsequenzen sehr groß und auch erwünscht. Die 3D-Sequenzen stellen eine andere Perspektive dar, was zu einem besseren Verständnis führt [BÉT-05].

Ein weiterer wesentlicher Punkt in der Entwicklung des Lehr- und Lernmediums ist die Benutzeroberfläche. Alle möglichen Funktionen sind per Mausklick zu erreichen.

Die Farbkombination und Schriftwahl macht es angenehm, die Oberfläche anzusehen und zu bedienen. Die Bedienelemente sind selbsterklärend und die Hilfsdateien sind schnell zu erreichen [SCH-09].

Das Hauptfenster stellt zwei nebeneinander gesetzte Videosequenzen dar. Dadurch wird erreicht, dass beide Sequenzen perfekt aufeinander abgestimmt und ohne Verzögerung abgespielt werden können. Dieses Vorgehen erleichtert die Wiedergabe bei leistungsarmen Geräten und vermindert die Datenmengen.

Unten links in der Benutzeroberfläche befindet sich der Positionsanzeiger. Dieser zeigt die Position des Ultraschallkopfs und erklärt dem Betrachter, wie eine korrekte Ultraschallaufnahme zu verwirklichen ist [BÉT-05].

Der Positionsanzeiger dient auch zur Bildorientierung beim jeweiligen Ultraschallbild. Die Schallkopfpositionen sind dadurch einfacher zu lernen. Somit sind insgesamt drei Blickwinkel pro Insuffizienz dargestellt, um eine bessere dreidimensionale Wahrnehmung zu schaffen [BÉT-05].

Das Textfenster enthält die wissenschaftlichen Grundlagen und Literatur und ist einfach zu verschieben. Es wurde bewusst auf dem Hauptfenster eingebaut, um Textdateien ohne Zeitverzögerung erreichen zu können [GIN-06]. Obwohl komplexe Textunterstützung bei einer Videodarstellung seine Nachteile hat, wirkt es wiederum positiv, da die Lernenden nicht unter Zeitdruck stehen und alles mehrere Male beobachten können [MAY-97, BÉT-05, MAY-09]

### 5.3 Beurteilung der 3D-Modelle, Animationen und Videosequenzen

Es ist nicht einfach, ein durchschnittliches Pferdeherz zu modellieren. Nicht weil es anatomisch komplex ist, sondern weil es nicht zu komplex dargestellt sein darf [LOW-99, GOL-05, MAY-05]. Deswegen konnten viele Merkmale des Pferdeherzens nicht im Modell integriert werden. Z. B. konnten die Fasern des Herzmuskels (außen und innen), die Koronarvenen, Papillarmuskeln und das Perikard nicht modelliert werden. Da das vorliegende Herzmodell nur kreiert wurde, um Herzklappenkrankheiten zu zeigen, würden weitere Details störend wirken [LOW-99]. Sie sind deswegen nicht eingebaut worden. Das Myokard um die Herzkammern ist durchsichtig dargestellt, da die Herzklappenbewegungen und die Blutflusspartikel sichtbar sein müssen. Die virtuellen Kamerawinkel sind so eingestellt, dass alle Ultraschallsequenzen simuliert werden können. Die Grautöne stellen alles (außer die Herzklappen selbst) in den Hintergrund. Halb-leuchtende Herzklappen und die an die Doppler-Ultraschalltechnik angelehnte Farbgebung der Partikel stehen im Vordergrund.

Die 3D-Animationen laufen gleichzeitig mit den Ultraschallsequenzen ab, sind aber eigentlich nacheinander gestellte 3D-Bilder. Sie haben somit die gleichen grafischen Merkmale. Den Partikeln, die den Blutfluss darstellen, ist einfach zu folgen [LOW-99].

Die Videos sind im AVC/H.264-Codec (*MPEG-4/Part 10, ISO/IEC 14496-10, Internationale Fernmeldeunion*) aufgenommen worden. Der H.256-Codec gilt als hoch effektiv, ist sehr verbreitet und gewährleistet niedrige Datengrößen bei guter Qualität. Dadurch ist es auch möglich, ihn über das Internet zu benutzen.

Zusätzlich wird das „flv“-Format (Adobe Flash) in die Oberfläche implementiert, um alle gängige Browser benutzen zu können. Dieses Format erlaubt die Betrachtung des Inhalts ohne ein Herunterladen der Sequenzen.

Für das Datenmengen-Management ist es auch nötig, mit kalkulierbaren Daten zu arbeiten. Dafür werden aus den 3D- und Ultraschallsequenzen 1,5 minütige Loops (Wiederholungen) erzeugt.

Dies ermöglicht es, die unterschiedlichen Sequenzen ohne einen speziellen Mediaplayer, sondern nur mit einem modernen Browser abzuspielen. Die Videosequenzen starten und wiederholen sich automatisch.

Die Ultraschallsequenzen entsprechen der heutigen Technologie. Die Aufnahmemethoden sind genormt und entsprechen der gleichen Bildqualität und den Bildwinkeln, die in der veterinärmedizinischen Praxis verwendet werden.

### **5.4 Beurteilung der Vergleichsergebnisse**

Die 3D-Sequenzen simulieren die Ultraschallsequenzen. Die Farben, die Bewegungen der Herzklappen, der Blickwinkel des Schallkopfes und die Partikel- bzw. Flüssigkeitsbewegungen sind in der Lage, die Ultraschallsequenzen nachzubilden. Es gibt aber auch wesentliche Unterschiede zwischen den 2D-Ultraschallvideos und den 3D-Animationen. Bei dem Ultraschallfenster fehlt die dritte Dimension, der Kontrast und die unterschiedlichen Durchsichtigkeitsfaktoren sind nicht vorhanden. Durch die Möglichkeiten der 3D-Technologie sind die Animationssequenzen mit einer anderen Perspektive dargestellt worden [BÉT-05, GOL-05].

Dies hat den Vorteil, dass der Betrachter das Pferdeherz in seiner physiologischen Position erkennen kann, was bei den zweidimensionalen Ultraschallaufnahmen nicht gegeben ist. Da der Schallkopf und der Beschallungswinkel auch ein Teil der Animationen sind, funktioniert die Änderung der Perspektive und hilft dabei, die Ultraschallsequenzen besser zu verstehen [TVE-02, BÉT-05, GIN-06].

### **5.5 Schlussbetrachtung**

Die vorliegende Dissertation beinhaltet die Entwicklung und Fertigung eines Lehrmediums, das die moderne Medientechnologie mit 3D-Animationen und Ultraschallergebnissen verbindet, um die Grundlagen der Echokardiographie, die Methoden der Diagnose und Prognose bei Herzklappeninsuffizienzen verständlicher zu gestalten [MAY-97, TVE-02, GOL-05].

Es wurde eine Basis für die visuelle Darstellung kreiert und eine geeignete Benutzeroberfläche erstellt, die eine schnelle und selbsterklärende Kontrollierung dieser Medien gewährleistet.

In der Folge wurde ein Herzmodell, das nur der Herzklappenanimation dient, entwickelt. In das Herzmodell wurden anschließend die Herzklappen implementiert.

Als Letztes wurden die Partikelanimationen (Thinking Particles C4D, R12, Maxon) eingebunden.

Das gesamte 3D-Konzept wurde kreiert, um die Ultraschallsequenzen zu begleiten und verständlich zu machen. Die dreidimensionale Erklärung für die 2D-Ultraschallbilder ermöglicht ein schnelles und dauerhaftes Lernen und Verstehen der Ultraschalltechnik sowie der Herzklappeninsuffizienzen. Unterschiedliche Blickwinkel wurden eingebaut, um alle Details verständlicher zu machen. Alle 3D-Animationen und Modelle sind eigens für die vorliegende Dissertation erstellt worden. Die Ultraschallsequenzen und -bilder sind in der Klinik für Pferde, allgemeine Chirurgie und Radiologie der Freien Universität Berlin erstellt worden [GRA-02].

Natürlich muss der Erwerb der medizinisch-kardiologischen Sachverhalte, die in dieser Arbeit fokussiert wurden, zusätzlich zu den effektiven visuellen Inhalten mit konventionellen Methoden (Fachliteratur etc.) erfolgen. In diesem Sinne sind die nötigen wissenschaftlichen Informationen in einem Textfenster implementiert. Sie befinden sich in dem Hauptfenster der grafischen Nutzeroberfläche und lassen sich dort frei verschieben. Alle Literaturquellen sind mit einem Literaturverzeichnis verlinkt. Somit ist eine ganzheitliche Lehr- bzw. Lernpraxis unterstützt.

Ein weiteres Ziel war es, ein universell verwendbares Lehrmedium in mehreren Videoformaten zu schaffen, welches auch über das Internet zugänglich ist. Zudem sollte das Medium mit unterschiedlichen tragbaren Abspielgeräten wie Netbooks, Notebooks, Pads, Smartphones etc. genutzt werden können.

Bei solchen mobilen Geräten kann der Betrachter selbst entscheiden, wann, wo und wie er die Anwendung nutzen will [DOH-06, LEV-07]. Dies ist mit dem weit verbreiteten Videoformat und der Komprimierungsmethode ermöglicht worden.

Die Datenmengen sind klein genug, um alle Videos mit guter Qualität über das Internet abzuspielen.

Das gesamte Konzept ist transparent, die Themen sind schnell zu erreichen und die verwendeten visuellen Materialien sind effektiv.

Die visuelle Sprache ist minimalistisch, zugleich jedoch leicht wahrzunehmen [SCH-09, BÉT-05]. Professionelle Grafiker, Herr Vidakovic und Herr Müller haben bei der Entwicklung mitgewirkt. Die Hilfsdateien (Literatur- und Abbildungsverzeichnis) sind einfach und schnell zu beziehen. Die Bedienung ist unkompliziert und lässt sich schnell beherrschen.

## **6. Zusammenfassung**

In der vorliegenden Dissertation wurde ein Lehrmedium für Studenten der Tiermedizin sowie für Tierärzte erstellt. Es befasst sich mit kardiologischen Inhalten, genauer mit der Betrachtung von Herzklappeninsuffizienzen beim Pferd. Die Kardiologie ist ein wesentlicher Teil der beruflichen Tätigkeit des Tierarztes und ist eine wichtige Grundlage für die Allgemeinuntersuchung. Die Methoden in der herkömmlichen Ausbildung zum Tierarzt sind verbesserungswürdig. Dies gilt auch für die sonografische Kardiologie. Hier fehlt es bislang an grafischen Hilfen und medialer Unterstützung beim Erwerb der medizinischen Fachkompetenz.

Visuelle Lehrmedien sind erforderlich, um die Grundlagen der Untersuchung von Herzproblemen zu verstehen und sie zu verinnerlichen. Die dreidimensionale Betrachtung der Herzklappenbewegungen macht es deutlich einfacher, Störungen am Herzen wahrzunehmen und richtig zu bewerten.

Das Ziel der vorliegenden Dissertation ist es, eine bislang existierende Lücke zwischen der Berufslebenserfahrung und dem tiermedizinischen Studium zu schließen. Dies erfolgt durch eine innovative 3D-Visualisierungsmethode und ihrer Implementierung in ein E-Learning-System.

Um dieses Ziel zu erreichen, wurde ein virtuelles 3D-Herzmodell kreiert. Die Herzklappen und die Blutflusspartikel wurden separat entwickelt, um unterschiedliche Blickwinkel auf das Pferdeherz zu ermöglichen. Um den Blutfluss zu simulieren und Undichtigkeiten der Herzklappen aufzuzeigen, wurde eine Blutpartikel-Animation entwickelt. Die Herzklappen sind so modelliert worden, dass Funktionalität präzisiert und gut beobachtet werden kann. Die Kombination aus Herzklappen- und Partikel-Animation simuliert die Herzklappenprobleme akkurat. Um pathologische mit physiologischen Herzklappenfunktionen vergleichen zu können, wurden physiologische Herzklappenfunktionen an einem virtuellen 3D-Herzmodell dargestellt.

Die Echokardiographie ist eine verlässliche und gut etablierte Ultraschall-Technologie, die heute zum Standard in der tiermedizinischen Kardiologie geworden ist.



Um die Echokardiographie als vertrauenswürdige Instrument zur Diagnose und Prognose verwenden zu können, ist eine Erkennung der kardialen Strukturen, Funktionen und physiologischen Abläufe nötig.

In dem konstruierten System werden 3D-Animationen und 2D-Ultraschallsequenzen parallel dargestellt. Die 3D-Animationen stellen die Ultraschallsequenzen mit alternativen Blickwinkeln dar und sind synchron mit diesen abgestimmt. Diese Abläufe ermöglichen es dem Betrachter, die 3D-Umgebung des 2D-Ultraschallbildes zu verstehen. Die Benutzeroberfläche (das Interface) lässt die Darstellungsgröße und Geschwindigkeit der Videosequenzen kontrollieren. An der unteren linken Ecke ist ein Positionsfenster platziert. Es zeigt die Position des Schallkopfes. Die Benutzeroberfläche besitzt zusätzlich ein Textfenster. Dieses erhält relevante Literatur und zugehörige Quellen und lässt sich durch einen virtuellen Knopf verschieben. Dadurch können alle wichtigen Textdateien betrachtet werden, ohne das Animationsfenster zu verlassen. Eine Aufgabenleiste erlaubt ein unkompliziertes Wechseln zwischen den verschiedenen Inhalten. Alle Herzklappeninsuffizienzen und zugehörige pathologische Blutflüsse sind eingefügt worden, um eine solide Wissensbasis zu schaffen.

## **7. Summary**

### **Three-dimensional presentation of the heart valve insufficiencies in horses- an educational medium**

This Dissertation contains an educational medium which was created for veterinary students and veterinarians alike. It deals with cardiologic content for a more precise observation of the heart valve insufficiencies of the Horse.

Cardiology is an essential part of the veterinary profession and a crucial part of the overall check-up. The traditional educational methods are in need of improvement. This also applies to sonographic cardiology. The support of multi-media content is still missing while obtaining field competence.

Visual educational media is necessary to learn and understand the fundamentals of cardiological examination and heart diseases. The three-dimensional observation allow a better observation and evaluation of the functions and disorders of the heart valves. This ensues through an innovative 3D-visualisation implemented in an E-Learning environment.

The goal of this dissertation is to fill the gap between the veterinary education and the professional experience.

To reach this goal, a virtual heart model was designed. The heart valves and blood flow animation was added, to allow different observation perspectives of the equine heart. A particle animation method was used to demonstrate blood flow and simulate heart valve insufficiencies. The heart valves were modelled with high detail for precise observation. The combination of the heart valve models and the particle animation are accurate simulations of the heart valve disorders. A physiological 3D-model was also added to allow comparison between the pathological and physiological valve movements.

Echocardiography is an undeniable, reliable and well established technology and is a standard instrument in today's veterinary cardiology. To use Echocardiography as a trustworthy instrument. It is necessary to understand the cardiac structures, functions and physiology.

In this system, ultrasound sequences are displayed parallel to 3D animation and pictures. The 3D animations show alternative perspectives and are synchronizid to the ultrasound sequences.

The third dimension helps to understand the two-dimensional ultrasound view. The user interface allows changes in video speed. On the lower left corner is a scalable picture of the probe's position. The user interface contains a text box. This allows the viewer to read necessary literature without leaving the video page. The sources are added to promote further reading. The most common heart valve insufficiencies and their blood flow disorders where animated to offer the necessary fundamental knowledge.

## 8. Literaturverzeichnis

[ANT-89] Antoni H.: Physiologie und Pathophysiologie der elementaren Myokardfunktionen. In: H. ROSKAMM, H.REINDELL (Hrsg.): Herzkrankheiten. Springer-Verlag, pp.. 38-65, 1989

[BAR-90] Barschdorff D., Ester S., Dorsel T., Most E.: Phonographische Diaognosehilfe bei Herzfehlern unter Verwendung neuronaler Netze, Biomedizinische Technik 35 (11), pp.271-279, 1990

[BAR-09] Barton M. H.: The geriatric horse: special considerations for the heart: aortic, mitral valves most likely sites for age-related degenerative pathology, DVM Newsmagazine, 40(11), p. 10 E (4), 2009

[BAU-02] Baumgartner W.: Klinische Propädeutik der inneren Krankheiten und Hautkrankheiten der Haus- und Heimtiere, Parey Buchverlag Berlin 5. Aufl. 2002

[BAY-82] Bayly W. M, Reed S. M., Leathers C. W.: Multiple congenital heart anomalies in five Arabian foals Am Vet Med Assoc Journal 181 pp. 684-689, 1982

[BÉT-05] Bétrancourt M.: The animation and interactivity principles. In R. E. Mayers's Cambridge handbook of multimedia learning, pp. 287-296), Cambridge University Press, New York, 2005

[BIS-66] Bishop S. P., Cole C. R., Smetzer D.L.: Functional and morphologic pathology of equine aortic insufficiency, Vet. Pathol. 3, pp. 137-158, 1966

[BLI-95] Blissit K. J., Bonagura J. D.: Clour flow Doppler echocardiography in horses with cardiac murmurs, Equine Vet. J. Suppl. 19 pp. 82-85, 1995

- [BON-85-a] Bonagura J. D., Herring D. S., Welker F. : Echocardiography, Vet. Clin. North Am.: Equine Pract, 1. pp. 38-46, 1985
- [BON-85-b] Bonagura J. D: Equine Heart Disease, an overview, Vet. Clin. North Am.: Equine Pract. 1(2), 267-274, 1985
- [BON-90] Bonagura J.D.: Clinical evaluation and management of heart disease, Equine Vet. Educ. 2, pp. 31-37 1990
- [BON-94] Bonagura J. D.: Echocardiography, J. Am. Vet. Med. Ass., 204, pp.516-522, 1994
- [BON-95] Bonagura j. D., Blissit K. J.:Echokardiography, Equine Vet. J. Supply 1995
- [BOO-10] Boon J.A.: Veterinary Echocardiography, Iowa State University Press 2010
- [BÖR-63] Börnert D., Seidel H.: Untersuchungen an Schweinen. XII. Mitteilung: Phonokardiographische Messungen an total adrenaletomierten Tieren, Arch. Exper. Vet. Med. 18, pp. 501-508, 1963
- [BRA-85] Braun C. M. : Acquired Cardiovascular Disease, Vet. Clin. North Am. Equine Practice 1 pp. 371-382, 1985
- [BRE-76] Brettschneider J. J., Hellige G.: Pathophysiologie der Ventrikelkontraktion. Kontraktilität, Inotropie, Suffizienzgrad und Arbeitsökonomie des Herzens. Verh. Dtsch. Ges. Kreislaufforsch. 42, pp.14-30, 1976
- [BRO-79a] Brown C.M., Holmes J.R.: Phonocardiography in the Horse I, The Intercardiac Phonocardiogram, Equine Vet. Journal 11 (1), pp. 11-18, 1979

- [BRO-79b] Brown C.M., Holmes J.R.: Phonocardiography in the Horse II, The Relationship of external Phonocardiogram to Intracardiac Pressure and Sound, *Equine Vet Journal* 11 (3), pp. 183-186, 1979
- [BRO-85] Brown C. M.: Acquired Cardiovascular Disease, *Vet Clin North Am: Equine Practice* 1 pp. 371-382, 1985
- [CAR-87] Carlsten J. C.: Two-dimensional, real-time echocardiography in the horse, *Vet. Radiol.*, 28, pp.76-87, 1987
- [CLA-87] Clark E. S., Reef V. B., Sweeny C: Aortic valve insufficiency in a 1 year-old colt, *J. Am. Vet. Med. Assoc.* 191, pp. 841-844, 1987
- [COL-13] Coleman A. E.: Pathophysiological consequences of atrioventricular valve insufficiency in the equine patient, *Equine Veterinary Education*, 25(7), pp. 345-346, 2013
- [CUT-98] Cutnell John D., Kenneth W. Johnson: *Physics*. 4. Auflage, New York 1998 pp. 466.
- [DEP-93] Deprez P. Sustronck B, Vanroy M.: A case of mitral valve insufficiency due to a ruptured chorda tendinea in a horse, *Vlaams Diergeneesk Tijdschr* 62, pp. 180-182, 1993
- [DOH-06] Doherty W.: An analysis of multiple factors affecting retention in web-based community college courses, *The Internet and Higher Education*, 9(4), pp. 245-255, 2006
- [DUZ-12] Duz M., Philbey A. W., Hughes K. J.: Mitral valve and tricuspid valve dysplasia in a 9-week-old Standardbred colt, *Equine Veterinary Education* (first published 2012), Vol 25(7), pp. 339-344, 2013

[ELS-72] Else, R.W., Holmes, J.R.: cardiac pathology in the Horse, Equine Vet. journal 4, pp. 1-7, 1972

[FEH-88] Fehske W : Physikalisch technische Grundlagen, in Praxis oder konventionellen und farbkodierten Doppler – Echokardiographie Verlag Hans Huber, Bern, 1988

[FEI-86] Feigenbaum H.: Echocardiographie, 3. Auflage, Perimed, 1986

[FEI-05] Feigenbaum H., Armstrong W. F., Ryan T.: Feigenbaum's Echocardiography, 6. Ausgabe, 2005

[FRA-84] Franke P.: Allgemeine und spezielle Auskultation des Herzens, hämodynamische Grundlagen - Differentialdiagnose - praktische Hinweise, J. F. Bergman Verlag 1984

[FRA-10] Fraune A., Grabner A.: Phono- und echokardiographisches Monitoring zur Evaluierung von Herzgeräuschen beim Pferd, Diss. Freie Universität Berlin, 2009

[FRE-82] Fregin G. F.: The cardiovascular system, Equine medicine and surgery, American Veterinary Publications, 1982

[GAU-02] Gauldie D. R.: Calibration and Registration with 3D A-Mode Ultrasound, 2002

[GAU-02] Gautschie G.: Piezoelectric Sensorics: Force, Strain, Pressure, Acceleration and Acoustic Emission Sensors, Materials and Amplifiers. Springer, 2002

[GEH-98] Gehlen H., Stadler P., Deegen E.: Vorschlag zur Standardisierung der Untersuchung von herzkranken Warmblutpferden mit einem kardiologischen Beurteilungssystem, Pferdeheilkunde 14 (2), pp. 107-114, 1998

[GER-84] Gerring E. L.: Clinical examination of the equine heart, *Equine Vet. Journal* 16 (6), pp. 552-555, 1984

[GER-90] Gerring E. L.: Auscultation of the equine heart, *Equine Vet. Education* 2, pp. 11-14, 1990

[GIN-06] Ginns P.: Integrating information: a meta-analysis of the spatial contiguity and temporal contiguity effects, *Learning and Instruction*, 16, pp. 511-525, 2006

[GOD-11] Godwin U. J., Kallo B. K., Peteer K. J.: Using Servqual to assess the quality of e-learning experience, *Computers in Human Behavior*, pp. 1271-1283, Elsevier, 2011

[GOL-05] Goldstone R. L., Son J. Y.: The transfer of scientific principles using concrete and idealized simulation, *The Journal of the Learning Sciences*, 14, pp. 69-110, 2005

[GRA-02] Grabner A., Hamann J, Schmitz R. R.: Intensivkurs für Tierärzte, Sono-Kardiographie beim Pferd, Klinik für Pferde, Fachbereich Veterinärmedizin der Freien Universität Berlin, 2002

[GRE-10] Gress C.L., Fior M., Hadwin A. F., Winne P. H.: Measurements and assessment in computer-supported collaborative learning, *Computers in Human behavior*, 26, pp. 353-364, 2010

[HAL-10] Hall T. L., Magdesian K. G., Kittleson M. D.: Congenital Cardiac Defects in Neonatal Foals: 18 Cases (1992-2007), *J Vet Intern Med* 24, pp. 206-212, 2010

[HAL-13] Hallowell G. D., Bowen M.: Reliability and identification of aortic valve prolapse in the horse, *BMC Veterinary Research*, Vol. (9), p. 9, 2013

[HIN-91] Hinchcliff K. W., Adams W. M.: Critical pulmonary stenosis in a newborn foal, *Equine Vet Journal* 23 pp. 318-320, 1991



[HOL-79] Holldack K., Rautenburg H. -W.: Phonographie, Einführung in die Mechanokardiographie unter Einbeziehung der Echokardiographie, Georg Thieme Verlag, 1979

[HOL-84] Holmes J. R., Miller P. J.: Three cases of ruptured mitral chordae in the horse, *Equine Vet. Journal* 16 (2), pp. 125-135, 1984

[HUM-65] Humphries J. O., Criley J. M.: Comparison of sounds and murmurs in man and animals, *Ann. N.Y. Acad. Sci.* 127 (1), pp. 341-353, 1965

[IMH-10] Imhasly A., Tschudi P. R., Lombard C. W., Gerber V.: Clinical and echocardiographic features of mild mitral valve regurgitations in 108 horses, *The Veterinary Journal*, 183 (2), pp. 166-171, 2010

[KAE-83] Kaemmerer H.: Die Auskultation des Herzens beim Pferd, *Dtsch. Tierärztl. Wschr.* 90 (12), pp. 521-523, 1983

[KER-01] Michael Kerres: Multimediale und telemediale Lernumgebungen. Konzeption und Entwicklung. Oldenbourg Wissenschaftsverlag, München, 2001.

[KLA-09] Klaus C. S., Grabner A.: Gewebedoppler-Echokardiographie (GDE) beim Pferd: Schnittebenen der myokardialen Wandbewegungsanalyse. Section planes of Tissue Velocity Imaging (TVI) in horses. Diss. Freie Universität Berlin, 2009

[KRA-05] Kraus M. S., Pariaut R., Alcaraz A., Gelzer A. R. M., Malik N., Renaud-Farrell S., Charter M. E., Fox P. R., Moise N. S.: Complete atrioventricular canal defect in a foal: Clinical and pathological features, *Journal of Veterinary Cardiology*, Vol 7(1), pp. 59-64, 2005

[KRI-00] Kriz N. G., Hodgson D. R., Rose R.J.: Prevalence and clinical importance of heart murmurs in racehorses, *J. Am. Vet. Med. Assoc.* 216 (6), pp. 1441-1445, 2000

[KRO-91] Kroneman J.: Über einige systolische Herzgeräusche im linken Herzen beim Pferd. Der Prakt. Tierarzt 6, pp. 512 – 515, 1991

[KWA-02] Kwart C., Häggström J.: Cardiac auscultation and Phonography in dogs, cats and horses, TK I Uppsala, 2002

[LEV-07] Levy L.: Comparing dropouts and persistence in e-learning courses, Computers & Education, 48(2), pp. 185-204, 2007

[LIT-62] Littlewort M. C. G.: The clinical auscultation of the Equine heart, Vet. Rec. 74, pp.1247-1260, 1962

[LON-92] Long K. J.: Two-dimensional and M-Mode echocardiography, Equine Vet. Educ 4, pp. 303-310, 1992

[LON-93] Long K. J.: Doppler Echocardiography - clinical applications, Equine Vet. Educ 5, pp. 161-166, 1993

[LOW-99] Lowe R., K.: Extracting information from an animation during complex visual learning, European Journal of Psychology of Education, 14, pp. 225-244, 1999

[MAR-95] Marr C. M., Reef V. B.: Physiologic valvular regurgitation in clinically normal young racehorses: prevalence and two-dimensional color flow Doppler echocardiographic characteristics, Equine Vet Journal 19 pp. 56-62, 1995

[MAR-99] Marr C.: Cardiology of the Horse, Saunders, 1999

[MAR-07] Martinez R. A., Bosch M. M., Herrero M. H., Nunoz A. S.: psychopedagogical components and processes in e-learning: Lessons from an unsuccessful on-line course. Computers in Human behavior, 23, pp.146-161, 2007

[MAR-10] Marr C.: Cardiology of the Horse (Second edition), pp 193-205, Elsevier, 2010

[MAS-90] Mason T. J.: Sonochemistry: the uses of ultrasound in chemistry, Royal Society of Chemistry, Cambridge, 1990

[MAY-97] Mayer R. E.: Multimedia Learning: Are we asking the right questions, Educational Psychologist, 32, pp. 1-19, 1997

[MAY-05] Mayer R. E.: The Cambridge handbook of multimedia learning, Cambridge University Press, New York, 2005

[MCC-83] McClure J. J., Gaber C. E.: Complete transposition of the great arteries with ventricular septal defect and pulmonary stenosis in a thoroughbred foal , Equine Vet Journal 15 pp. 377-380, 1983

[MEN-07] Mense Y. B., Grabner, A.: Angiographische Untersuchungen hämodynamischer Auswirkungen an herznahen Gefäßen bei Pferden mit Pneumopathien, pp. 16, Diss. Freie Universität Berlin, 2007

[MIL-84] Miller P. J., Holmes J. R.: Observations on structure and function of the Equine mitral valve, Equine Vet. Journal 16, pp. 457-460, 1984

[MIL-85] Miller P. J., Holmes J. R.: Observation on seven cases of mitral insufficiency in the horse, Equine Vet. Journal, 17, pp. 181-190, 1985

[NIL-91] Nilsfors L., Lombard C. W., Weckner D.: Diagnosis of a pulmonary valve endocarditis in a horse, Equine Vet. J. 23, pp. 376-379, 1991

[PAT-93] Patteson M.V., Cripps P.J.: A survey of cardiac auscultatory findings in horses. Equine vet J. 25: pp. 409-415, 1993

[PAT-65] Patterson D. F., Detwiler D. K., Glenndinning, S. A.: Heart sounds and murmurs of the normal horse, *Ann. N.Y. Acad. Sci.* 127 (1), pp. 242-305, 1965

[PAT-93] Patterson M.W., Cripps P. J.: A survey of auscultatory findings in horses, *Equine Vet. J.* .25, pp. 409-415, Oxford, UK, 1993

[PAT-96] Patterson M.W.: *Equine cardiology*, Blackwell science limited, 1996

[PIM-72] Pimenov V., Barkan R., Grapp V. B.: *Ultraschall zu Kontrolle der Herstellungstechnologie des Betons*, Bundesanstalt für Straßenwesen, 1972

[PIP-77] Pipers F. S., Hamlin R. L.: Echocardiography in the horse, *J. Am. Vet. Med. Ass.*, 170, pp. 815-819, 1977

[POP-08] Popovic A., Heger S., Follmann A., Wu T., Englehardt M., Schmieder K., Radermacher K.: *Efficient Non-Invasive Registration with A-Mode Ultrasound in Skull Surgery*, Universität Bochum, 2008

[RAD-95] Radü I.: *Beurteilung von Herzgeräuschen beim Pferd mit Hilfe der B-Mode- und M-Mode-Echokardiographie ergänzt durch konventionelle Dopplerverfahren*, Hannover, Tierärztliche Hochschule, Diss. 1995

[REE-85] Reef V. B.: Evaluation of the Equine cardiovascular system, *Vet. Clin. North Am. (Equine Practice)* 1, pp. 275-288, 1985

[REE-87] Reef V. B. Spencer P. A.: Echocardiographic evaluation of equine aortic insufficiency, *Am. J. Vet. Res.* 48, pp. 905-909, 1987

[REE-95] Reef V. B.: Heart murmurs in horses: determining their significance with echocardiography, *Equine Vet. J. Supply* 19, pp.71-90, 1995

[REE-98-a] Reef V. B., Bain F. T., Spencer P. A.: Severe mitral regurgitation in horses: clinical, echocardiographic and pathological findings, *Equine Vet. J.* 30 pp. 18-27, 1998

[REE-98-b] Reef V. B., Lelzari K., deBoo J.: Pulsed-wave Doppler evaluation of intercardiac blood flow in 30 clinically normal standardbred horses, *Am. J. Vet. Res.* 50, pp. 73-85, 1998

[REI-89] Reindell H., Roskamm H.: *Herzkrankheiten*. 3. Aufl., Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1989

[REI-91] Reimer J. M., Reef V. B., Sommer M.: Echocardiographic detection of pulmonic valve rupture in a horse with right-sided heart failure, *J. Am. Vet. Med. Assoc.* 198: pp. 880-882, 1991

[RUM-05] Rumack C. M., Wilson S. R., Charboneau W., Levide D.: *Diagnostic Ultrasound*, Mosby Verlag, 2005

[SCH-94] Schmailzl K. J. G.: *Kardiale Ultraschalldiagnostik, Handbuch und Atlas*, Blackwell Wissenschaftsverlag, 1994

[SCH-03] Schmitz R. R., Grabner A.: Die Aortenklappeninsuffizienz beim Pferd – ein geriatrisches Problem?, XV. Tagung der Equitana, pp. 25-27, 2003

[SCH-06] Schulmeister R.: *eLearning: Einsichten und Aussichten*, Oldenbourg Wissenschaftsverlag, München, 2006

[SCH-09] Schüler A., Gerjets P., Huk T., Imhof B., Kammerer Y.: The effects of realism in learning with dynamic visualizations, *Learning and Instruction* 19, pp. 481-494, Elsevier, 2009

[SCH-11] Schüler A., Scheiter K., Rummer R., Gerjets P.: Explaining the modality effect in multimedia learning: Is it due to a lack of temporal contiguity with written text and pictures? *Learning and Instruction*, 22(12), pp. 92-102, Elsevier, 2012

[SHA-49] Shannon C. E.: Communication in presence of noise, *Proceedings of the IRE*, pp: 10-21, Bell Telephone Laboratories, Murray Hill, N.J. 1949

[SME-77] Smetzer D. L., Hamlin R. L., Smith C. R.: Cardiovascular sounds, in: *Duke's Physiology of domestic animals* 9. Auflage, pp. 95-101, Comstock Pub. Associates, Ithaca New York, 1977

[SPI-06] Spieker E.P, Grabner A.: Gewebe-Doppler-Echokardiographie beim Pferd: Tissue Doppler Imaging: Eine Pilotstudie : A pilot trial in horses, Diss. Freie Universität Berlin, 2006

[STA-88] Stadler P.: Methodik der Schnittbildechokardiographie beim Pferd, *Pferdeheilkunde* 4, pp. 166-174, 1988

[STA-95] Stadler P., Höch M., Frühhauf B., Deegen E.: Die Echokardiographische Untersuchung bei Pferden mit Aortenregurgitationen mit und ohne Herzgeräusch, *Pferdeheilkunde* 11(6), pp. 373-383, 1995

[STR-06] Stroth C., Grabner A.: Untersuchungen zur Anwendbarkeit des anatomischen M-Mode im Vergleich zu konventionellen Verfahren der Echokardiographie beim Pferd. Diss. Freie Universität Berlin, 2006

[TAY-95] Taylor K. J. W., Burns P. N., Wells P. N. T.: *Clinical applications of Doppler Ultrasound*, Raven Press NY, 2. Auflage, 1995

[TAY-07] Taylor S. E., Else R. W., Keen J. A.: Congenital aortic valve dysplasia in a Clydesdale foal, *Equine Veterinary Education*, Vol 19(9), pp 463-468, 2007

[TVE-02] Tversky B., Bauer M., J., Bétrancourt M.: Animation; can it facilitate? International Journal of Human-Computer Studies, 57, pp. 247-262, 2002

[VAN-78] Vanselow B., McCarty M., Gray C. C.: A phonographic study of equine heart sounds, Austr. Vet. J. 54 (4), pp. 161-170, 1978

[WOO-97] Wood B. E., Aldrich H. C., Ingram L. O.: Ultrasound Stimulates Ethanol Production during the Simultaneous Saccharification and Fermentation of Mixed Waste Office Paper, Biotechnology Progress, Volume 13, Issue 3, pp. 232–237, 1997

[YOU-00] Young L. E., Wood J. L. N.: Effect of age and training on murmurs of atrioventricular valvular regurgitation in young Thoroughbreds, Equine Vet. J. 32, pp. 195-199, 2000

[YOU-08] Young L. E., Rogers K., Wood J. L. N.: Heart Murmurs and valvular Regurgitation in Thoroughbred Racehorses: Epidemiology and Associations with Athletic Performance, Journal of Veterinary Internal Medicine, 22(2), pp. 418-426, 2008

## 9. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: <i>Puncta maxima</i> [FRA-10].....	Seite 15
Abbildung 2: <i>RKDLA (Oben) Vierkammerblick</i> [GRA-02].....	Seite 21
Abbildung 3: <i>RKDLAAo</i> [GRA-02].....	Seite 21
Abbildung 4: <i>RKRLA</i> [GRA-02].....	Seite 22
Abbildung 5: <i>LKDLA</i> [GRA-02].....	Seite 23
Abbildung 6: <i>M-Mode</i> [GRA-02].....	Seite 25
Abbildung 7: <i>Doppler-Prinzip</i> [GRA-02].....	Seite 26
Abbildung 8: <i>PW-Doppler</i> [GRA-02].....	Seite 29
Abbildung 9: <i>CW-Doppler</i> [GRA-02].....	Seite 30
Abbildung 10: <i>2D-FarbDoppleraufnahme RKRLA</i> [GRA-02].....	Seite 31
Abbildung 11: <i>Pulmonalklappen-Insuffizienz</i> [GRA-02].....	Seite 35
Abbildung 12: <i>Xpresso-Editor für die Thinking Particles</i> .....	Seite 38
Abbildung 13: <i>Rechtes Herz und die Modifikatoren in wireframe</i> .....	Seite 39
Abbildung 14: <i>Das Hauptmodell ohne Herzklappen in wireframe</i> .....	Seite 40
Abbildung 15: <i>Kontrollbild. Nahaufnahme</i> .....	Seite 41
Abbildung 16: <i>Der Schallkopf in 3D und eine simulierte MVI</i> .....	Seite 42
Abbildung 17: <i>Der Schallkopf in Entwicklungsform</i> .....	Seite 43
Abbildung 18: <i>Der Schallkopf in 3D, gerendert</i> .....	Seite 43
Abbildung 19: <i>Die Entstehung der Herzklappenblättchen (Frühe Phase)</i> .....	Seite 44
Abbildung 20: <i>Die ersten Versuche mit dem Gelenksystem</i> .....	Seite 45
Abbildung 21: <i>Erster funktionierender Prototyp der Aortenklappe</i> .....	Seite 46
Abbildung 22: <i>Erste Versuche mit Xpresso-Editor und Mitralklappe</i> .....	Seite 46
Abbildung 23: <i>Alle Herzklappen</i> .....	Seite 47



Abbildung 24: <i>Die Benutzeroberfläche:</i> .....	Seite 49
Abbildung 25: <i>Links die Ultraschall-Aufnahme und rechts die 3D-Sequenz</i> .....	Seite 50
Abbildung 26: <i>Mitralklappen-Insuffizienz (MVI). (0°)</i> .....	Seite 52
Abbildung 27: <i>Mitralklappen-Insuffizienz (MVI). (90°)</i> .....	Seite 53
Abbildung 28: <i>Trikuspidalklappen-Insuffizienz (TVI). (0°)</i> .....	Seite 54
Abbildung 29: <i>Trikuspidalklappen-Insuffizienz (TVI). (90°)</i> .....	Seite 55
Abbildung 30: <i>Aortenklappen-Insuffizienz (AoVI). (0°)</i> .....	Seite 56
Abbildung 31: <i>Aortenklappen-Insuffizienz (AoVI). (90°)</i> .....	Seite 57
Abbildung 32: <i>Pulmonalklappen-Insuffizienz (PVI). (0°)</i> .....	Seite 58
Abbildung 33: <i>Pulmonalklappen-Insuffizienz (PVI). (90°)</i> .....	Seite 59
Abbildung 34: <i>Physiologisches Referenzmodell</i> .....	Seite 60
Abbildung 35: <i>Gesundes Herz in 3D</i> .....	Seite 61
Abbildung 36: <i>linke kaudale lange Achse (LKDLA). Orientierungsbild</i> .....	Seite 62
Abbildung 37: <i>rechte kaudale lange Achse (RKDLA). Orientierungsbild</i> .....	Seite 63
Abbildung 38: <i>rechte kaudale lange Achse Ao. (RKDLAAo). Orientierungsbild</i> .....	Seite 64
Abbildung 39: <i>rechte kraniale lange Achse (RKRLA). Orientierungsbild</i> .....	Seite 65

## **Danksagung**

Ich danke Herrn Prof. Dr. Arthur Grabner für die Überlassung des Dissertationsthemas, seine besondere Unterstützung und wissenschaftliche Anleitung.

Bei Herrn Dr. Robert Schmitz will ich mich besonders bedanken, weil ich immer Hilfe bekommen habe, auch wenn die Zeit knapp war.

Ganz herzlich bedanke ich mich bei den Herren Hagen Hirschmann, Oleg Müller, Ahmet Akyatan, Gedeon Klein, Thomas Hilburger, Tobias Brustgi, Dietmar Kurzweg und Dino Vidakovic für ihre Kompetenz, Hilfsbereitschaft und Freundschaft.

Ich bedanke mich bei Herrn Christian Eichhorn für seine enorme Unterstützung.

Des Weiteren bedanke mich auch bei meiner Familie, meinen Freunden und Universitätskollegen für deren Unterstützung, Kritik, Inspiration und Vertrauen.

Mein größter Dank geht an Joanna Paul, meine Lebenspartnerin. Ohne ihre Unterstützung hätte ich es wahrscheinlich nie geschafft.

## **Selbständigkeitserklärung**

Hiermit bestätige ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig angefertigt habe. Ich versichere, dass ich ausschließlich die angegebenen Quellen und Hilfen in Anspruch genommen habe.

Berlin, den 19.12.2013

Timurhan Tastutar