Entwicklung und Evaluierung eines veterinärmedizinischen Dopplerphantoms zur Nutzung in der Lehre und Weiterbildung

von Alina Nielsen

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

Entwicklung und Evaluierung eines veterinärmedizinischen Dopplerphantoms zur Nutzung in der Lehre und Weiterbildung

von Alina Nielsen
aus Henstedt-Ulzburg
München 2020

Aus dem Veterinärwissenschaftlichen Department der
Tierärztlichen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Lehrstuhl der Anatomie, Histologie und Embryologie

Arbeit angefertigt unter der Leitung von Priv.-Doz. Dr. Sven Reese

Gedruckt mit der Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät

der Ludwig-Maximilians-Universität München

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Reinhard K. Straubinger, Ph.D.

Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. Sven Reese

Korreferent: Priv.-Doz. Dr. Roswitha Dorsch

Tag der Promotion: 25.Juli 2020

Für meine kleine und meine große Familie

Inhaltsverzeichnis

I	**EINLEITUNG**	**1**
II	**LITERATURÜBERSICHT**	**3**
1.	**Grundlagen der Dopplersonographie**	**3**
1.1.	Gepulstes Dopplerverfahren	4
1.2.	Kontinuierliches Dopplerverfahren	4
1.3.	Farbkodierte Flussdarstellung	5
1.4.	Amplituden-kodierter Doppler oder Power-Doppler	5
2.	**Einsatz von Ultraschallphantomen in der Lehre und Ausbildung**	**6**
2.1.	Phantome und Simulatoren in der Lehre und Ausbildung	6
2.2.	Phantome und Simulatoren in der (Doppler-)Sonographie	6
3.	**Aus- und Weiterbildung in der Tiermedizin**	**8**
3.1.	Tiermedizinische Ausbildung	8
3.2.	Tierschutzaspekte in der tiermedizinischen Aus- und Weiterbildung	9
3.3.	Fort- und Weiterbildung	10
3.4.	Veterinary Skills Laboratory	10
3.4.1.	Tierärztliche Hochschule Hannover	11
3.4.2.	Justus-Liebig-Universität Gießen	11
3.4.3.	Freie Universität Berlin	12
3.4.4.	Universität Leipzig	12
3.4.5.	Ludwig-Maximilians-Universität München	13
3.5.	Voraussetzungen für den erfolgreichen Einsatz von Phantomen und Simulationen in der Aus- und Weiterbildung	13
4.	**Aus- und Weiterbildung in der Humanmedizin**	**14**
4.1.	Richtlinien der American Society of Echocardiography	14
4.2.	Ultraschallvereinbarung der kassenärztlichen Bundesvereinigung	16
4.3.	Deutsche Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin	17
4.4.	Verfügbare Doppler-Phantome	18
4.5.	Kommerzielle Dopplerphantome	18
4.6.	Nichtkommerzielle Dopplerphantome	19
4.7.	Dopplerphantome in der Tiermedizin	20
5.	**Materialien zur Entwicklung von Ultraschallmodellen**	**20**
5.1.	Gewebeersatzmaterial	20

5.2. Gefäßersatzmaterial 22
5.3. Erzeugung des Blutstroms 22
5.4. Blutersatzflüssigkeit 23

6. **Angiographie in der Tiermedizin 23**
6.1. Physiologisch Hämodynamik und Flussgeschwindigkeitsmuster....23
6.1.1. Flussprofil der caninen *Aorta abdominalis*....25
6.1.2. Flussprofil der caninen *A. interlobaris* 26
6.1.3. Flussprofil der felinen *A. carotis communis* 26
6.1.4. Flussprofil der caninen *A. femoralis* 26
6.1.5. Flussprofil der caninen *A. hepatica* 27
6.1.6. Flussprofil der caninen *V. hepatica* 27
6.1.7. Flussprofil der *Aorta thoracica* des Mäusebussards (*Buteo buteo*)....27
6.1.8. Flussprofil der *Aorta thoracica* der unechten Karettschildkröte (*Caretta caretta*)....28
6.1.9. Flussprofil der equinen *A. digitalis palmaris lateralis* 28
6.2. Pathologische Veränderungen....29
6.2.1. Flussprofil in stenosierten Gefäßen....29
6.2.2. Flussprofil der caninen *Aorta abdominalis* bei einem anämischen Hund.30
6.2.3. Flussprofil der caninen *A. interlobaris* bei chronischer Nierenerkrankung 30
6.2.4. Flussprofil der A. carotis communis bei hyperthyreoten Katzen 31
6.2.5. Flussprofil der caninen *V. hepatica* bei Adipositas 31
6.2.6. Flussprofil der equinen *A. digitalis palmaris lateralis* bei Hufflederhautentzündung....32

III **MATERIAL UND METHODEN 33**

1. **Gewebeersatzmaterial 33**
1.1. Zuschlagsstoffe....36

2. **Gefäßersatzmaterial....38**
2.1. Anschlüsse und Gefäßvariationen im Dopplerphantom....39

3. **Erzeugung des Blutstroms 40**
3.1. Blutersatzflüssigkeit 41

4. **Aufbau des Dopplerphantoms....42**
4.1. Programmierung der Flussprofile....43

5. **Evaluation des Dopplerphantoms 45**

5.1. Auswahl der Teilnehmerinnen und Teilnehmer 45
5.2. Feststellung Praktikabilität und Akzeptanz 45
5.3. Feststellung des Lernerfolgs 46

IV **ERGEBNISSE 47**

1. **Gewebeersatzmaterial 47**
1.1. Zuschlagstoffe 50

2. **Gefäßersatzmaterial 52**
2.1. Gefäßvariation 53

3. **Endgültiges Dopplerphantom 55**
3.1. Programmierung der Flussprofile 56
3.2. Programmierte Flussprofile im Detail 58

4. **Evaluation des Dopplerphantoms 60**
4.1. Evaluation der Praktikabilität und Akzeptanz 60
4.2. Evaluation des Lernerfolgs 63
4.3. Anpassung des Dopplerphantoms nach der Evaluation 63

V **DISKUSSION 69**

1. **Materialien und Entwicklung des Dopplerphantoms 69**
1.1. Gewebeersatzmaterial 69
1.2. Zuschlagstoffe 73

2. **Gefäßersatzmaterial 74**
2.1. Gefäßvariation 75

3. **Endgültiges Dopplerphantom 76**

4. **Pumpsystem und Programmierung der Flussprofile 77**
4.1. Verfügbare Flussprofile 79

5. **Einsatz des Dopplerphantoms im Ultraschalllabor 81**
5.1. Praktikabilität und Akzeptanz des Dopplerphantoms 81
5.2. Lernerfolg und Einsatz des Dopplerphantoms in Sinne des Tierschutzes 82
5.3. Zusammenfassung der Vorteile des Dopplerphantoms 85
5.4. Zusammenfassung der Nachteile des Dopplerphantoms 85
5.5. Ausblick 86

VI **ZUSAMMENFASSUNG 87**

VII **SUMMARY** **89**

VIII **ANHANG** **91**

IX **ABBILDUNGSVERZEICHNIS** **111**

X **TABELLENVERZEICHNIS** **113**

XI **LITERATURVERZEICHNIS** **115**

XII **DANKSAGUNG** **137**

Abkürzungsverzeichnis

ASE	American Society of Echocardiography
BCS	Body-Condition-Score
BMF	Blood mimicking fluid
CW-Doppler	Continous wave-Dopplerverfahren
DEGUM	Deutsche Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin
EAEVE	The European Association of Establishments for Veterinary Education
LPDA	lateral palmar digital artery
PRF	Pulsrepetionsrate
PW-Doppler	Pulsed wave-Dopplerverfahren
TAppV	Tierärztliche Approbationsverordnung
TSG	Tierschutzgesetz
TMM	Tissue mimicking material
Vet Skills Lab	Veterinary Skills Laboratory
VMM	Vessel mimicking material

I EINLEITUNG

Im tiermedizinischen Studiengang ist die Durchführung einer praktischen Ausbildung häufig erschwert, da die Verfügbarkeit von kooperativen gesunden und kranken tierischen Probanden limitiert ist. Es sollen nach Möglichkeit alternative Lernmethoden zum Einsatz kommen, bevor am lebenden Tier geübt wird. Aus dieser Notwendigkeit heraus entwickelten sich Vet Skills Labs, in denen Lerninhalte über Simulatoren und Phantome den Studierenden nähergebracht werden. Der Einsatz von Phantomen und Simulatoren ist bereits aus der Humanmedizin bekannt und erprobt. Hier werden schon seit Jahren diese alternativen Lernmethoden erfolgreich eingesetzt. Die Dopplersonographie ist eine nicht invasive Untersuchungsmethode, in der die Befunderhebung und -interpretation in der Hand des Untersuchenden liegt und von deren Fähigkeiten abhängig ist. Das praktische Einüben ist somit unverzichtbar. Das Aneignen der nötigen psychomotorischen Fähigkeiten ist eng verbunden mit der häufigen Wiederholung und dem sofortigen Feedback auf die eigenen Bewegungen. Aus diesem Grund wurden in den letzten Jahren Phantome und Simulatoren entwickelt, die einen Flüssigkeitsstrom erzeugen, der dopplersonographisch untersuchbar ist. Bisher sind nur Dopplerphantome mit humanspezifischen oder unspezifischen Blutströmungen entwickelt worden. Im Rahmen dieser Dissertation soll ein Dopplerphantom entstehen, welches physiologische und pathologische Flussprofile unterschiedlicher Tierspezies simulieren kann und für den Einsatz in Lehre und Weiterbildung evaluiert werden. Im ersten Teil wird die Entwicklung des Dopplerphantoms in den Fokus gestellt. Welche Materialien eignen sich für ein Dopplerphantom, dass in einer universitären Einrichtung hergestellt wird und danach dauerhaft in einem Vet Skills Lab zum Einsatz kommt. Nach der Untersuchung und Entscheidung für die geeigneten Materialien, werden physiologische und pathologische Flussprofile verschiedener Spezies programmiert. Im zweiten Teil wird das entwickelte Dopplerphantom und die programmierten Flussprofile evaluiert. Hierbei stellt sich die Frage, wie die Studierenden, Tierärztinnen und Tierärzte die Realitätsnähe beurteilen und wie hoch die Akzeptanz ist. Mit Hilfe einer Zeitmessung soll festgestellt werden, ob die Teilnehmenden einen signifikanten Lerneffekt nach dem Training am Dopplerphantom haben.

II LITERATURÜBERSICHT

1. Grundlagen der Dopplersonographie

Die Dopplersonographie oder Duplexsonographie basiert auf dem Dopplerprinzip, welches zum ersten Mal 1842 von Christian Doppler beschrieben wurde. Wird eine Welle von einem bewegten Objekt reflektiert, ändert sich die Frequenz der reflektierten Welle abhängig von der Bewegungsrichtung des Objektes (LAUBENBERGER & LAUBENBERGER, 1999; KIEFER & KIEFER, 2003). Diese Frequenzverschiebung wird als Dopplershift bezeichnet. Anhand dessen ist es möglich, die Geschwindigkeit des Objektes zu ermitteln. In der Dopplersonographie reflektieren die Erythrozyten in den Blutgefäßen einen kleinen Teil der Ultraschallwellen. Bewegen sich die Erythrozyten auf den Schallkopf zu, ist die reflektierte Frequenz höher als die Ausgangsfrequenz (siehe Abbildung 1). Im Gegensatz dazu sinkt die Frequenz, wenn sich die Entfernung zwischen den Erythrozyten und dem Schallkopf vergrößert (SEIBT, 2009).

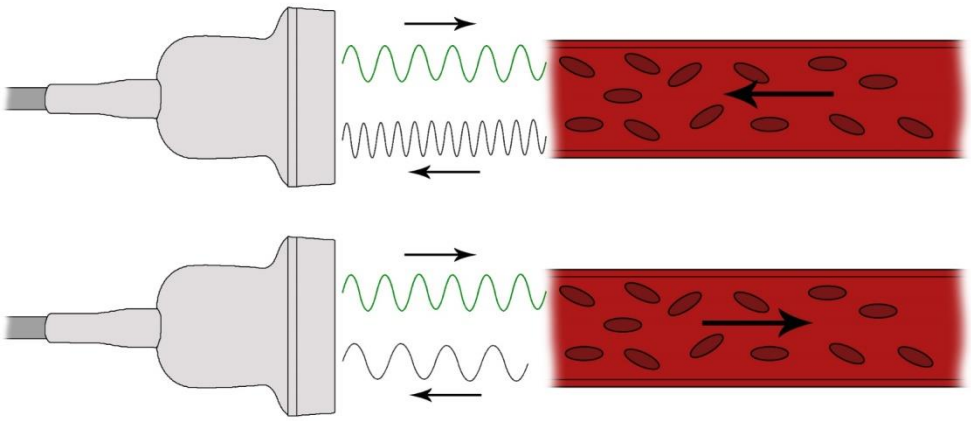


Abbildung 1**:** schematische Darstellung des Dopplerprinzips (erstellt von Alina Nielsen)

Die Stärke des Dopplershifts wird beeinflusst von der Strömungsgeschwindigkeit sowie Bewegungsrichtung der Erythrozyten, Ausbreitungsrichtung der Ultraschallwelle und Ausbreitungsgeschwindigkeit des Ultraschalls im Gewebe. Befinden sich die zu untersuchenden Blutgefäße senkrecht zum Ultraschallkopf ist keine Geschwindigkeit detektierbar (POULSEN NAUTRUP, 2007b). Beträgt der Winkel zwischen Blutkörperchen und Schallkopf 0°, ergibt sich ein Messfehler von 0 %. Ist ein Winkel von 45° vorhanden, beträgt der Messfehler 29 %.

Ab einem Winkel von mehr als 60° ist die Geschwindigkeit nicht mehr ermittelbar, da der Messfehler zu groß ist. Die in der Angiographie abgeleiteten Strömungsgeschwindigkeiten liegen zwischen 0,1 m/s und 8 m/s (KIEFER & KIEFER, 2003; POULSEN NAUTRUP, 2007b). Die Erythrozyten in einem Blutgefäß bewegen sich nicht alle mit der gleichen Geschwindigkeit. In der Nähe der Gefäßwand ist die Geschwindigkeit geringer als im Zentrum. In der Dopplersonographie wird deswegen statt einzelner Frequenzen ein Frequenzspektrum aufgezeichnet (POULSEN NAUTRUP, 2007b).

1.1. **Gepulstes Dopplerverfahren**

Auch als pulsed wave Dopplerverfahren (kurz PW-Doppler) bezeichnet. Es werden in kurzer Folge gepulste Ultraschallwellen ausgesandt. Die Anzahl der Impulse pro Sekunde wird als Pulsrepetionsrate bezeichnet (kurz PRF) (POULSEN NAUTRUP, 2007c). Sie limitiert die maximal messbare Höchstgeschwindigkeit, deren Reflektionen in einem bestimmten Zeitfenster detektiert werden kann. Die Schallausbreitungsgeschwindigkeit ist in allen Geweben ähnlich, so dass das festgelegte Zeitfenster auch die Messtiefe festlegt. Die Messung des Blutflusses erfolgt innerhalb eines definierten Messvolumens. Dieser Bereich wird als Dopplergate oder sample volume bezeichnet (DELORME & DEBUS, 2005). Bewegt sich der Flüssigkeitsstrom innerhalb dieses Dopplergates auf den Untersuchenden zu, wird die Messung oberhalb der Nulllinie abgebildet. Bewegt sich die Strömung vom Untersuchenden weg, findet die Darstellung im negativen Bereich statt (POULSEN NAUTRUP, 2007b).

1.2. **Kontinuierliches Dopplerverfahren**

Als continuous wave Dopplerverfahren (kurz CW-Doppler) bezeichnet. In einem Schallkopf befinden sich zwei oder mehr piezoelektrische Kristalle, die parallel kontinuierlich Ultraschallwellen aussenden und empfangen. Im Gegensatz zum PW-Doppler erfolgt die Messung des Blutflusses nicht in einem definierten Messvolumen, sondern wird in der gesamten Schalleindringtiefe entlang eines longitudinalen Messfensters vorgenommen (DELORME & DEBUS, 2005). Die Zuordnung zu anatomischen Strukturen kann nur über die spezifischen Flussprofile vorgenommen werden. Die Untersuchungsmethode ermöglicht die Messung von hohen Strömungsgeschwindigkeiten, wie sie bspw. in Stenosen auftreten (LAUBENBERGER & LAUBENBERGER, 1999; POULSEN NAUTRUP, 2007c; HOFFMANN, 2014).

1.3. **Farbkodierte Flussdarstellung**

Die farbkodierte Flussdarstellung, auch color flow imaging genannt, verbindet ein B-Bild und ein farbiges Flussdiagramm. Das Prinzip ist identisch mit dem PW-Doppler, statt eines definierten zwei dimensionalen Messvolumens, werden viele Einzeldaten als Color Mapping gemeinsam dargestellt, so dass der Untersuchende einen quantitativen Eindruck über die Blutflussrichtung und -geschwindigkeit erhält. Die Größe und Ausrichtung der Color-Box werden vom Untersuchenden bestimmt. Die Farbgebung ist der Konvention nach rot, wenn der Blutfluss sich auf den Schallkopf zubewegt. Blau wenn sich der Fluss vom Schallkopf entfernt und gelb oder grün für turbulente Strömungen. Mit steigender Flussgeschwindigkeit werden die Farben heller dargestellt. Für die Berechnung des Frequenzspektrums ist ein weniger rechenintensiver Algorithmus nötig, so dass die Wiedergabe ungenauer ist als vergleichsweise beim PW-Doppler (DELORME & DEBUS, 2005; POULSEN NAUTRUP, 2007c).

1.4. **Amplituden-kodierter Doppler oder Power-Doppler**

Bei dieser Variation der Dopplersonographie werden, im Gegensatz zur farbkodierten Flussdarstellung, die Fließgeschwindigkeit und -richtung nicht dargestellt, sondern nur die Leistung des Dopplersignals. Die Visualisierung erfolgt meistens in orangegelber Farbe in verschiedenen Helligkeiten. Das Power-Dopplerverfahren eignet sich besonders gut zum Nachweis langsamer Strömungen (DELORME & DEBUS, 2005; HUCK, 2005).

2. Einsatz von Ultraschallphantomen in der Lehre und Ausbildung

2.1. Phantome und Simulatoren in der Lehre und Ausbildung

Die Nutzung von Simulatoren und Phantomen haben zum Ziel, die Übertragung von theoretischem Wissen in praktische Fähigkeiten zu vollziehen (RALL et al., 2005). Mit Hilfe der Simulationen können in einer Lerneinheit alle nötigen Schritte zum Erwerben einer Fähigkeit absolviert werden (TIMMERMANN et al., 2007). Nach Miller et al. (1990) gliedert sich das Erlernen einer Fähigkeit in vier Stufen: Erstens das Wissen über die Technik (knows), Wissen über die nötigen Handlungsschritte (knows how), Vorführen der Technik (shows how) und Anwenden der Fähigkeit (does). In einer simulatoren-gestützten Lerneinheit können alle vier Schritte vollzogen werden. Simulationen und Phantome kommen immer zum Einsatz, wenn es moralisch nicht vertretbar ist, die Lernenden die Handlung durchführen zu lassen. In einigen Fällen haben auch mögliche Fehler zu weitreichenden Konsequenzen, um dieses Risiko einzugehen. Der Einsatz von Simulatoren und Phantomen begann mit der Ausbildung von Pilotinnen und Piloten im Jahr 1974 (SMITH, 1979). Heute ist die Aus- und Weiterbildung mittels Phantomen und Simulationen in unterschiedlichen Industriebereichen ein etabliertes Mittel (FLEXMAN & STARK, 1987). In der medizinischen Ausbildung finden Simulatoren und Phantome mit steigender Tendenz Einsatz, so dass die Privatsphäre der Patientinnen und Patienten geschützt wird und es auch möglich ist schmerzhafte und invasive Technik zu üben (TIMMERMANN et al., 2007). In der medizinischen Ausbildung wurden Simulatoren in Lehrveranstaltungen aufgenommen und deren Effektivität konnte bewiesen werden (FLANAGAN et al., 2004; SCHAEFER III, 2004; STEADMAN et al., 2006; ORR et al., 2019). In der tiermedizinischen Ausbildung kann mit der Übung an Simulatoren und Phantome die Belastung der Tiere durch Unerfahrenheit und Ungeschicklichkeit reduziert werden (ROSCH et al., 2014). Besonders das Erlernen von praktischen Fertigkeiten, wie die (Doppler-) Sonographie profitieren durch den Einsatz von Simulatoren und Phantomen (HOLTMANN et al., 2010).

2.2. Phantome und Simulatoren in der (Doppler-)Sonographie

Das Erlernen der (Doppler-) Sonographie besteht aus zwei Bereichen. Erstens die Anfertigung der Schnitt- und bewegten Bilder und zweitens das Interpretieren der Befunde (HOLTMANN et al., 2010; SOHMER et al., 2014).

Im Gegensatz zum zweit genannten Punkt kann die Anfertigung der Ultraschallbilder nicht theoretisch erlernt werden, denn hierzu ist die Schulung der Hand-Auge-Koordination zwingend nötig (HOLTMANN et al., 2010). Filmausschnitte und Bilder können die praktische Übung nicht ersetzen (BAIER et al., 2001). Die Schallkopfführung, das Auffinden von Landmarken und das Erkennen von räumlichen Strukturen müssen praktisch erlernt werden. Gleichzeit ist es oft ethisch und moralisch nicht vertretbar, die Privatsphäre von Patienten und Patientinnen zu missachten oder invasive Techniken zur Übungszwecken vorzunehmen (BAIER et al., 2001; HOLTMANN et al., 2010). Nur Phantome und Simulatoren eröffnen den Lernenden und Ausbildenden die Möglichkeit ihre Fortschritte objektiv zu beurteilen (BAIER et al., 2001). Troccaz et al. (2000) beschreibt, dass bis zu 1000 Wiederholungen nötig sind, um einen guten Wissensstand in der Sonographie zu erreichen. Phantome eröffnen die Möglichkeit, unabhängig von Patienten, zu jeder beliebigen Zeit und an jedem beliebigen Ort die Fähigkeiten zu verbessern (HOLTMANN et al., 2010; ZIERLER et al., 2016). Die Lerneinheiten sind reproduzierbar und finden in einer sicheren Umgebung statt, in der Fehler keine ernsthaften Konsequenzen haben (BOND et al., 2004; OKUDA et al., 2009). Das Erkennen und Beurteilen von pathologischen Strukturen und Missbildungen ist an Patientinnen und Patienten oft nicht erlernbar, da selbst in den Kliniken wenige Erkrankte mit bestimmten Pathologien vorstellig werden und die Zeit zur Beurteilung meistens knapp bemessen ist (HOLTMANN et al., 2010). Phantome und Simulatoren können hier Abhilfe schaffen. Die Genauigkeit von Geschwindigkeitsmessungen hängen in der Dopplersonographie direkt mit dem Schallkopfwinkel und der Schallkopfführung zusammen, ist die Ausbildung der psychomotorischen Fähigkeiten essentiell (ZIERLER et al., 2016). Holtmann et al.(2010) konnten zeigen, dass 95 % der teilnehmenden Ärztinnen und Ärzte die Ausbildung am Simulator befürworten und einen hohen Bedarf sehen. Mehrere Studien haben fest gestellt, dass die nötigen psychomotorischen Fähigkeiten mit Hilfe von Simulatoren und Phantomen erlernt werden können (JUDMAIER, 2003; MARINOPOULOS et al., 2007; HOLTMANN et al., 2010; SOHMER et al., 2014; ZIERLER et al., 2016). Baier et al. (2001). schrieben „Das Ultraschall Simulations-System kann (…) Ultraschalluntersuchungen realistisch simulieren und stellt daher eine neue Möglichkeit der Ausbildung im Ultraschall mit virtueller, vollständiger Untersuchungssituation dar.“ (BAIER et al., 2001, S.5).

Uetake et al.(2016). zeigten, dass die Residents, die ihre sonographischen Fähigkeiten an einem Simulator erlernten, in der Anfangszeit bessere Ergebnisse erzielten als Residents, die mit Hilfe von Lernvideos und Hands-on Lerneinheiten angeleitet wurden. Später konnte zudem gezeigt werden, dass die Studierenden, die im Rahmen der Lehre mit einem high-fidelity Phantom trainiert haben, bessere Ergebnisse erzielten als die Kontrollgruppe und sicherer im Umgang mit der Technik waren(ORR et al., 2019). Zierler et al.(2016) entwickelten einen Doppler-Simulator, an dem es möglich ist, die systolische Spitzengeschwindigkeit zu messen. In einer Folgestudie konnte gezeigt werden, dass dieser Doppler-Simulator die Möglichkeit bietet die Fähigkeiten in der Dopplersonographie zu erlernen und zu verbessern(SHEEHAN & ZIERLER, 2018).

3. Aus- und Weiterbildung in der Tiermedizin

Seit 1771 wird in Deutschland die Veterinärmedizin an universitären Einrichtung gelehrt (ERXLEBEN & ZWIERLEIN, 1798). Die Aus- und Weiterbildung ist einem stetigen Wandel unterworfen und verändert sich dadurch. Im Folgendem wird der aktuelle Stand der tiermedizinischen Aus- und Weiterbildung mit dem Schwerpunkt auf die praktische Ausbildung und der Dopplersonographie beleuchtet.

3.1. Tiermedizinische Ausbildung

Die tierärztliche Approbationsverordnung (kurz TAppV) gliedert das Studium der Veterinärmedizin und bestimmt die verpflichtenden Lehrinhalte und Fächer (BUNDESMINISTERIUM FÜR GESUNDHEIT, 2016). Es gibt mehrere Prüfungsfächer, bei denen die Dopplersonographie eine Rolle spielt. Die physikalischen Grundlagen sind Teil der Physik-Vorlesungen im Vorphysikum und der Radiologie. Im § 35 TAppV steht „In dem Prüfungsfach Klinische Propädeutik haben die Studierenden ein Tier zu untersuchen und nachzuweisen, dass sie sich mit den Grundlagen der klinischen Untersuchungsmethoden vertraut gemacht haben (BUNDESMINISTERIUM FÜR GESUNDHEIT, 2016, S.10). Im Rahmen der Prüfungsfächer Innere Medizin und Chirurgie werden „(…) physikalische und labordiagnostische Untersuchungsmethoden (…)“.(§ 48, § 49, § 50 TAppV) (BUNDESMINISTERIUM FÜR GESUNDHEIT, 2016, S.13) gelehrt. Als Ziel der Ausbildung benennt die TAppV § 1 Abs. 1 „ausgebildete Tierärzte oder Tierärztinnen, die zur eigenverantwortlichen und selbstständigen tierärztlichen Berufsausübung (…) befähigt sind„ (BUNDESMINISTERIUM FÜR GESUNDHEIT, 2016, S.1).

Die Day One Skills der European Association of Establishments for Veterinary Education (kurz EAEVE) beschreiben die Fähigkeiten, die ein/e kürzlich/e approbierte/r Tierarzt/in haben sollte. Es wird beschrieben, dass die Fähigkeit zur Nutzung von radiologischen, ultrasonographischen und technischen Geräten zur Diagnostik beherrscht werden soll (THE EUROPEAN COORDINATION COMMITTEE ON VETERINARY TRAINING, 2019). Im Vergleich zu anderen europäischen, veterinärmedizinischen Bildungsstätten in Toulouse und Cambridge ist das Studium an der LMU weniger praktisch orientiert aber dafür breiter aufgestellt. Der klinische Kontakt zu Patientinnen und Patienten in Lehreinrichtungen ist in München geringer als in den zu vergleichenden Einrichtungen (POHL, 2003; BUCK, 2004). Die Befragungen praktischer Tierärztinnen und Tierärzten ergaben, dass die fachlichen Kompetenzen von Anfangsassistentinnen und -assistenten als unzureichend bewertet werden. Die Fähigkeiten zur Durchführung einer Sonographie wurde mit einer Durchschnittsnote von 4,5 als gerade noch ausreichend bis ungenügend bewertet (HÄLLFRITZSCH, 2018). Die Ursache für diesen Missstand wird in der theoretischen Ausbildung, ohne die Möglichkeit praktische Tätigkeiten zu erlernen, gesehen (HÄLLFRITZSCH, 2018).

3.2. **Tierschutzaspekte in der tiermedizinischen Aus- und Weiterbildung**

Bei sachgemäßer Anwendung der diagnostischen Doppler-/Sonographie konnten in Tierversuchen und in statistischen Auswertungen bei Untersuchungen am Menschen keine Schädigungen festgestellt werden (BERNSTINE, 1969; ROTT, 1985). Die sonographische Untersuchung ist zudem schmerzfrei und nicht invasiv (COBBOLD, 1989). Die Diagnostik mittels physikalischer Einwirkungen beinhaltet keinerlei Beeinträchtigung für das Tier und es entsteht keine Belastung (ARBEITSKREIS BERLINER TIERSCHUTZBEAUFTRAGTER, 2010).

Nichtsdestotrotz kann die Dopplersonographie bei den untersuchten Tieren Stress verursachen. Paradelli et al. (2014) beobachtete, dass Hunden der Rasse Boxer eine Veränderung des aortalen Spitzenflusses bei Stress aufwiesen. Die Manipulation und Fixation bereitet besonders Katzen, die diese Prozedur nicht gewohnt, sind Stress (CARLSTEAD et al., 1993). Wildtiere und nicht domestizierte Tiere zeigen Stresssymptome durch die Fixation, die zur dopplersonographischen Untersuchung nötig sind (STRAUB et al., 2003b; VALENTE et al., 2008). Straub et al.(2003b) konnten zeigen, dass die Herzfrequenz von Falken, die das Handling und die Fixation gewohnt sind, deutlich niedriger ist, als bei Tieren, die selten manipuliert wurden.

Auch bei der Untersuchung von Wildtieren, wie bspw. die unechte Karettschildkröte können höhere Herzfrequenzen und emotionaler Stress durch die Fixation beobachtet werden (VALENTE et al., 2008).HERMANN (2012) beschreibt 2012 in ihrem Vortrag: „Die Lernenden sollen erst am Tier üben, nachdem bereits alle Möglichkeiten, ihnen praktische Fertigkeiten ohne den Einsatz von Tieren zu vermitteln, ausgeschöpft wurden.“(HERRMANN, 2012, S.18). Mehrere Studien belegen, dass Vet Skills Labs Alternativmethoden darstellen oder Einsparungen ermöglichen (KNIGHT, 2007; GUERRESCHI et al., 2014). Neben der Verringerung der Anzahl der Tiere kann durch die Übung am Simulator der Stress für das Tier durch Ungeschicklichkeit und Unerfahrenheit reduziert werden (ROSCH et al., 2014).

3.3. **Fort- und Weiterbildung**

Die Berufsverordnungen der Bundestierärztekammern schreiben vor, dass Tierärztinnen und Tierärzten verpflichtet sind sich laufend fortzubilden. Die Mindestanzahl der Fortbildungsstunden in drei Jahren beträgt 60 Stunden. Je nach Weiterbildung und Qualifikation müssen mehr Stunden abgeleistet werden (BAYERISCHE LANDESTIERÄRZTEKAMMER, 2014). Im Bereich der Ultraschalldiagnostik gibt es eine breite Fülle von Angeboten und diverse Veranstalter. Im Bereich der Fort- und Weiterbildung ist die Dopplersonographie unterrepräsentiert. Nach eigener Recherche bieten nur wenige deutsche Veranstalter einzelne Seminare an, in denen die Dopplersonographie gelehrt wird (BERLINER FORTBILDUNGEN, 2018; EICKEMEYER, 2018; SCIL ANIMAL, 2018; TIMMENDORFER TIERÄRZTE SEMINARE, 2020). Zum Erlangen der Zusatzbezeichnung Kardiologie (Kleintiere) ist es nötig Dopplerechokardiogramme durchzuführen, auszuwerten und zu protokollieren (BAYERISCHEN LANDESTIERÄRZTEKAMMER, 2019).

3.4. **Veterinary Skills Laboratory**

Veterinary Skills Laboratories (kurz Vet Skills Labs) bezeichnen Einrichtungen an tiermedizinischen Hochschulen und Universitäten, in denen Studierende praktisch-klinische Fähigkeiten an Modellen und Simulatoren erlernen können (DILLY et al., 2013; JUSTUS-LIEBIG-UNIVERSITÄT GIEßEN, 2018). Dies kommt der Forderung eines kompetenzorientierten Studiums nach, wie es in der Erneuerung der tierärztlichen Approbationsverordnung gefordert wird (BUNDESMINISTERIUM FÜR GESUNDHEIT, 2016).

In der Humanmedizin sind Clinical Skills Labs seit Jahren etabliert und konnten in mehreren Studien ihre Effektivität beweisen (REMMEN et al., 2001; JUNGER et al., 2005; NIKENDEI et al., 2005). In den Skills Labs haben die Studierenden die Möglichkeit, die praktischen Fähigkeiten stressfrei, unter fachlicher Anleitung zu Erlernen und zu Wiederholen (DILLY et al., 2013). Durch die praktische Tätigkeit bleibt die Motivation trotz hohem Lernpensum erhalten (O'NEILL A. et al., 1998). In einer Studie 2014 wurden Studierende, Lehrende, Expertinnen und Experten befragt, welche Themen in Vet Skills Labs angeboten werden sollten. Unter anderem wurde die Sonographie und die Darstellung von anatomischen Strukturen genannt (ROSCH et al., 2014).

3.4.1. **Tierärztliche Hochschule Hannover**

In Hannover wurde 2013 das erste deutsche Vet Skills Lab eröffnet (STIFTUNG TIERÄRZTLICHE HOCHSCHULE HANNOVER, 2013). Das Vermittlungskonzept teilt sich in drei Stufen: Die erste Stufe richtet sich an Studierende ab dem ersten Semester und beinhaltet Stationen zu allgemeinen klinischen Fähigkeiten wie die Instrumentenkunde, Handling von Heimtieren, Nahttechniken und Injektionsmethoden. Die zweite Stufe ist für erfahrenere Studierende nach dem Ablegen des Physikums konzipiert. Es gibt unter anderem eine Station zum Thema Grundlagen der Ultraschalluntersuchung und ultraschallkontrollierte Zystozentese (STIFTUNG TIERÄRZTLICHE HOCHSCHULE HANNOVER, 2018). Bisher gibt es keine Möglichkeit sich mit der Dopplersonographie vertraut zu machen (WISSING, 2018).

3.4.2. **Justus-Liebig-Universität Gießen**

In Gießen können Studierende seit 2016 im PETS: Das Clinical Skills Lab praktische Kompetenzen im Rahmen von Wahlpflichtveranstaltungen erlernen (JUSTUS-LIEBIG-UNIVERSITÄT GIEßEN, 2018). Die 11 vorhandenen Stationen umfassen bspw. Themen, wie Injektionsmethoden, Intubation, Blutbild, Auskultation und Verbandstechniken. Zusätzlich gibt es eine Station zur Benutzung und Einstellung von Ultraschallgeräten. Andere Bildgebende Verfahren werden im Rahmen von speziellen Wahlpflichtveranstaltungen gelehrt. Die Doppelsonographie ist Teil der Kardiologie-Veranstaltung und des Blockunterrichts im siebten Semester (JUSTUS-LIEBIG-UNIVERSITÄT GIEßEN, 2018).

3.4.3. **Freie Universität Berlin**

Das Veterinary Skills Net in Berlin untergliedert sich in das Scientific Skills Lab, Social Skills Lab und Manual Skills Lab. Das erst genannte ermöglicht Studierenden und Promovenden die Übung von Verfahrenstechniken am Versuchstiermodell. Das Social Skills Lab bietet Projekttage und Kurse zum Thema Kommunikation und Problemlösungsstrategien an (FREIE UNIVERSITÄT BERLIN, 2017). Im Manual Skills Lab sind die Lernstationen in drei Kategorien unterteilt: Kategorie A – Allgemeine klinische Fertigkeiten mit Stationen u. A. zu den Themen Nahttechniken, rektale Untersuchung und Injektionstechniken. Kategorie B – spezielle klinische Fertigkeiten mit Stationen u. A. zu den Themen Vaginalverschluss beim kleinen Wiederkäuer, Kastration beim Wiederkäuer und legen eines Venenkatheters. Kategorie C umfasst zwei Stationen zu fortgeschrittenen klinischen Fertigkeiten wie dem Kaiserschnitt beim Rind und die Kastration einer Hündin (FREIE UNIVERSITÄT BERLIN, 2018). Die praktische Sonographie wird außerhalb des Veterinary Skills Net im Rahmen der Propädeutik und der Rotation an den Uteri von Schlachttieren im Wasserbad und an klinikeigenen Rindern und Schafen geübt. Im Klinikalltag haben einzelne Studierende die Möglichkeit dopplersonographische Untersuchungen im Rahmen einer Trächtigkeitsuntersuchung durchzuführen (SCHÜLLER, 2018).

3.4.4. **Universität Leipzig**

Das praktische Ausbildungs- und Lernzentrum im Leipzig (kurz PAUL) ist gegliedert in einen allgemeinen Teil mit Computerprogrammen u. A. zu den Themen Anatomie, Physiologie und Stationen zu den Themen Knotentechniken und Sonographie (UNIVERSITÄT LEIPZIG VETERINÄRMEDIZINISCHE FAKULTÄT, 2018). An der zuletzt genannten Station haben Studierende die Möglichkeit neben der Sonographie auch die Dopplersonographie am eigenen Leib oder am eigenen Tier auszuprobieren. Im Kleintier-Teil befinden sich u. A. Stationen zu den Themen Einsetzen eines Blasenkatheters, Intubation und Feinnadelaspiration. Im Großtier-Teil gibt es bspw. Stationen, die sich mit den Themen transrektale gynäkologische Untersuchung an Pferden und Rindern beschäftigen. Sie ermöglichen das Anlegen eines Hufverbands und stellen die intravenöse Blutentnahme beim Pferd dar. Der Vögel- und Reptilien-Teil besteht aus einer Station zum Thema Handling und einer Station zu bildgebenden Verfahren (UNIVERSITÄT LEIPZIG VETERINÄRMEDIZINISCHE FAKULTÄT, 2015). Die Dopplersonographie kann im PAUL am Menschen oder an eigenen Hunden nach Absprache geübt werden (DITTES, 2018).

3.4.5. Ludwig-Maximilians-Universität München

In München gibt es mehrere dezentrale Einrichtungen zum Kompetenztraining von Studierenden. Im Prof. Poulsen Nautrup Ultraschall Labor gibt es die Möglichkeit die Ultraschalluntersuchung am eigenen Tier zu erlernen und zu üben. Dies geschieht im Rahmen von Wahlpflichtveranstaltungen oder in fakultativen Lehreinheiten (LMU, 2018). Seit 2015 befindet sich dort der erste veterinärmedizinische Ultraschallsimulator einer Katze. Es ist möglich physiologische und pathologische Szenarien des Herzens (ZANDT, 2015) und des Abdomens(WEBER et al., 2015) darzustellen. Es stehen auch Computerarbeitsplätze mit verschiedenen Lernprogrammen zur Verfügung (WÖLFEL, 2015). Das VETSkillsLab ermöglicht Studierenden zwischen dem vierten und zehnten Semester die Nutzung von Stationen zu propädeutischen Themen, wie die Milchprobenentnahme, Intubation eines Hundes und Legen eines Venenkatheters. Gynäkologische Arbeitstechniken, wie die rektale Untersuchung am Pferd und die künstliche Besamung eines Rindermodells können auch geübt werden(LMU, 2016). An der Klinik für Wiederkäuer gibt es seit 2014 einen Geburtssimulator(LMU, 2014a) und an der Klinik für Pferde ein Modell zur Übung der rektale Palpation eines Kolikpatienten (LMU, 2014b).

3.5. Voraussetzungen für den erfolgreichen Einsatz von Phantomen und Simulationen in der Aus- und Weiterbildung

Vor dem Aufbau des ersten deutschen Vet Skills Lab wurden Studierende, Dozierende, Tierärztinnen, Tierärzte, Expertinnen und Experten befragt, welche Anforderungen, Wünsche und Themen essentiell für die Akzeptanz der Bildungseinrichtung ist. 72 Personen nahmen an der Umfrage teil und die Sonographie wurde als Wunschthema genannt. Als Anforderungen an ein Vet Skills Lab wurden das praxisnahe Training von Fertigkeiten, Üben in einer sicheren Umgebung und die Einweisung durch fachkundiges Personal angegeben (ROSCH et al., 2014). Diese genannten Ansprüche an ein Vet Skills Lab decken sich mit den Voraussetzungen, die Issenberg et al.(2005) in ihrem systematischen Review aus 109 Studien zum effektiven Einsatz von high-fidelity Simulatoren herausgearbeitet hat. Das unmittelbare Feedback, nach oder während des Lernprozesses durch die Lerneinheit oder das Fachpersonal wird von 47 % der untersuchten Studien als wichtige Eigenschaft genannt. Die Wiederholbarkeit der Lerneinheiten bewerteten 39 % als erfolgsgebend.

Hierbei gibt auch Timmermann et al.(2007) an, dass die Reproduzierbar- und Wiederholungsmöglichkeit von Lerneinheiten wichtig für das Training und die Kontrolle des Lernfortschritts sind. Die Anpassung des Schwierigkeitsgrads auf die Lernenden wird von 15 Untersuchungen als essentiell angeben (ISSENBERG et al., 2005). Elf Untersuchungen zeigten, dass die Abwechslung und Variierbarkeit der klinischen Fälle zum Erfolg der Lerneinheit beiträgt (ISSENBERG et al., 2005). Eine sichere Lernumgebung, in der Fehler keine ernsthaften Konsequenzen haben, verringert nicht nur den Stresslevel der Lernenden, sondern verbessert auch die Effektivität der Simulation. Die Teilnehmenden müssen selbst aktiv und nicht nur in die Rolle des Zusehens gedrängt werden (ISSENBERG et al., 2005). Beim Lernen am Simulator oder Phantom lässt sich das Kolb-Lernmodell wiedererkennen (BREUER, 2013). Im Lernkonzept nach Dr. Kolb gliedert sich ein Lernprozess in fünf Teile: Die konkrete Erfahrung, die aktive Teilnahme an einer Situation, Reflexion des Beobachteten, Einordnen des neuen Wissens und aktive Ausprobieren und Anwenden des neuen Wissens (KOLB, 2014). Um eine hohe Akzeptanz und den Erfolg eines Simulators im Vet Skills Lab oder Curriculum zu gewährleisten, ist es unabdingbar den Lernenden die Möglichkeit zu geben, ihre eigenen Erfahrungen und Fehler durch aktive Teilnahme zu machen und diese dann zu reflektieren (ISSENBERG et al., 2005).

4. Aus- und Weiterbildung in der Humanmedizin

Im Gegensatz zur Veterinärmedizin sind in der Humanmedizin mehrere Quellen zu finden, die den Umfang der (doppler-)sonographischen Ausbildung beschreiben. Die American Society of Echocardiography, die kassenärztliche Bundesvereinigung und die deutsche Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin geben an, was die Weiterbildung beinhalten muss.

4.1. Richtlinien der American Society of Echocardiography

Die American Society of Echocardiography (kurz ASE) (2001) erläutert in ihrem Positionspapier den Inhalt und Umfang der Echokardiographieausbildung. Hierbei wird die integrale Rolle des Untersuchenden betont. Im Gegensatz zu anderen Untersuchungsmethoden liegt in der Sonographie die Datenerhebung und Interpretation in einer Hand. Die ASE fordert eine detaillierte, umfassende und strukturierte Ausbildung. Zum Lehrinhalt zählt die ASE die sonographischen Methoden M-Mode, PW-Doppler, CW-Doppler und Farbdoppler.

Neben der eigentlichen Untersuchung muss die Fachkraft auch klinische Vorberichte und physiologische Daten zur Auswertung berücksichtigen. Die Ausbildung soll eine Dauer von 12 Monaten in Vollzeit nicht unterschreiten und sich in einen theoretischen und praktischen Teil gliedern. Der praktische Teil sieht mindestens 40 Untersuchungen im Monat vor und im gesamten Zeitraum sind 480 Fälle eigenständig unter Aufsicht einer qualifizierten Fachkraft vorzunehmen. Zusätzlich ist die Beobachtung und Interpretation weiterer 480 Fälle vorgeschrieben (EHLER et al., 2001). In Zusammenarbeit mit dem American College of Cardiology und der American Heart Association wurden essentielle klinische Kompetenzen in der Echokardiographie niedergeschrieben (QUIÑONES et al., 2003).

Tabelle 1: nötige Lerneinheiten nach Quiñones et al. (2003)

	Kumulative Dauer der Ausbildung	Mindestanzahl der durchgeführten Untersuchungen	Mindestanzahl der interpretierten Untersuchen
Level 1	3 Monate	75	150
Level 2	6 Monate	150 (zusätzlich 75)	300 (zusäztlich 150)
Level 3	12 Monate	300 (zusätzlich 150)	750 (zusätzlich 450)

Das Erlernen der korrekten Schallkopfführung ist für die Qualität der Ultraschallsequenzen und der Ebeneneinstellung auschlaggebend. Besonders in der Dopplersonographie ist die korrekte Messung der Blutflussgeschwindigkeit von der Handhabung des Schallkopfes abhängig. Zu den Basisfähigkeiten zählen das Wissen über physikalische Grundlagen sowie über die Unterschiede zwischen physiologischen und pathologischen Blutströmungen (QUIÑONES et al., 2003). QUIÑONES et al.(2003) postulieren, dass die genaue Anzahl von nötigen Lehreinheiten oder Untersuchungen schwer festzulegen ist, weil die Entwicklung der nötigen kognitiven Fähigkeiten individuell ist. Nichtesdestotrotz werden für das Lernen der transthorakalen Echokardiographie minimale Fallzahlen genannt (Siehe Tabelle 1).

4.2. Ultraschallvereinbarung der kassenärztlichen Bundesvereinigung

Die kassenärztliche Bundesvereinigung veröffentlichte am 31.10.2008 die Vereinbarung von Qualitätssicherungsmaßnahmen nach § 135 Abs. 2 SGB V zur Ultraschalldiagnostik (kurz Ultraschallvereinbarung). Jeder Arzt und jede Ärztin, die eine Leistung der Ultraschalldiagnostik bei den Krankenkassen abrechnen will, benötigt eine Genehmigung der kassenärztlichen Vereinigung. Diese fachliche Befähigung wird erteilt, wenn die Medizinerinnen und Mediziner mindestens 18 Monate in dem Gebiet ganztägig tätig waren und mehrere Ultraschallkurse besucht haben. Zudem sind fachspezifische Weiterbildungen und Ultraschalluntersuchungen unter fachlicher Anleitung nötig. Die Kurse unterteilen sich in Grund-, Aufbau- und Abschlusskurse, die unter der Aufsicht einer qualifizierten Fachkraft durchgeführt werden. Die Hälfte der Kursdauer soll sich aus praktischen Übungen zusammensetzen, wobei nicht mehr als fünf Teilnehmende an einem Gerät arbeiten dürfen. Abhängig vom Anwendungsbereich ist die Anzahl der absolvierten Fälle in der ständigen Tätigkeit vorgeschrieben. Beispielsweise müssen für die Genehmigung im Anwendungsbereich Duplex-Verfahren – abdominelle und retroperitoneale Gefäße sowie Mediastinum 100 Duplex-Sonographien des genannten Bereiches vorgenommen werden. Zum Erhalt der Genehmigung durch Ultraschallkurse im gleichen Anwendungsgebiet ist es nötig einen Grundkurs mit 24 Unterrichtsstunden, einen Aufbaukurs mit 16 Unterrichtsstunden und einen Abschlusskurs mit 12 Unterrichtsstunden zu absolvieren. Hierbei können computergestützte Fortbildungsmöglichkeiten anerkannt werden (KASSENÄRZTLICHE BUNDESVEREINIGUNG, 2018).

4.3. **Deutsche Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin**

Die Deutsche Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin (kurz DEGUM) wurde 1977 gegründet und hat sich mit der Tochtergesellschaft Ultraschall-Akademie der DEGUM GmbH zur Verbesserung der Aus- und Weiterbildung im Bereich der Ultraschalldiagnostik verschrieben (DEGUM, 2018d).

Abbildung 2: DEGUM Zertifikat (DEGUM, 2018a)

Die DEGUM bietet zertifizierte Ultraschallkurse an. Die Kurse gliedern sich, ähnlich wie von der kassenärztlichen Bundesvereinigung gefordert, in unterschiedliche Kompetenzstufen und gehen über die Mindestanforderungen der Ultraschallvereinbarung hinaus (DEGUM, 2018c). Die Stufe I umfasst die Basisdiagnostik, Stufe II die spezialisierte Diagnostik und Stufe III Fachkompetenzen für spezielle Fragestellungen (DEGUM, 2018b). Auch im Bereich der Ausbildung ist die DEGUM aktiv. Unter anderem wie in Lehrkliniken in Mannheim, Heidelberg und Garmisch-Partenkirchen werden zertifizierte Ultraschallkurse für Studierende angeboten (DEGUM, 2018a).

4.4. Verfügbare Doppler-Phantome

Der Bedarf an Phantomen für die (doppler-) sonographische Aus- und Weiterbildung wächst, somit ist es nicht verwunderlich, dass einige Firmen und Forschungseinrichtungen eigene Phantome auf den Markt gebracht oder publiziert haben. Im Folgenden ist ein kurzer Überblick übe die publizierten und kommerziellen Dopplerphantome.

4.5. Kommerzielle Dopplerphantome

Es sind Dopplerphantome für verschiedene Einsatzbereiche und mit unterschiedlichen Spezifikationen kommerziell erhältlich. Gemeinsam haben alle Modelle, dass das Blut durch eine Glycerol-Lösung angereichert mit festen Partikeln, die die Erythrozyten imitieren, dargestellt wird(SHELLEY MEDICAL IMAGING TECHNOLOGIES, 2018b).

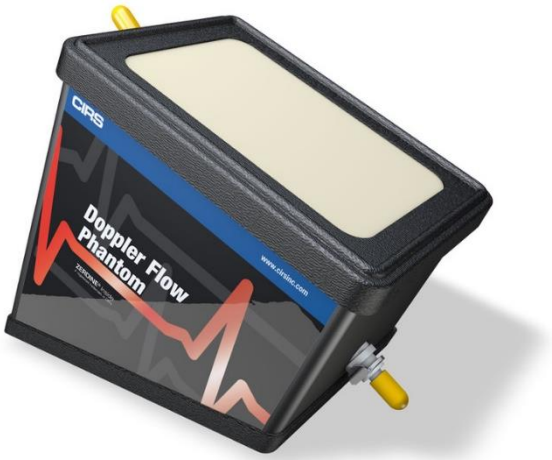


Abbildung 3: Doppler Ultrasound Flow Simulator Model 069A, (COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS, 2018)

Der Blutfluss wird mit Hilfe einer speziellen Pumpe oder per Hand mehr oder weniger realitätsgetreu nachgebildet. Das Gewebeersatzmaterial besteht aus Polyurethrankautschuk, Zerdine® (Computerized Imaging Reference Systems, Inc, Norfolk, USA) oder einem anderen patentierten Material, bei dem die Zusammensetzung nicht öffentlich ist. Nach Angaben der Hersteller weisen diese Materialien eine Schallaustreibungsgeschwindigkeit zwischen 1480 m/s und 1650 m/s auf (COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS INC., 2020) Viele Modelle dienen primär zur Kalibration von Ultraschallgeräten mit Dopplerfunktion (COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS, 2018; COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS INC., 2018).

Andere Modelle dienen der Darstellung physiologischer oder pathologisch-anatomischer Gegebenheiten (SHELLEY MEDICAL IMAGING TECHNOLOGIES, 2018a). In der Aus- und Weiterbildung kommen menschliche Modelle zum Einsatz, die oft das Üben einer ultraschallkontrollierten Venenpunktion zulassen (CAE HEALTHCARE, 2018b, 2018a).

Abbildung 4: Peripheral Doppler Ultrasound Training Model von CAE Healthcare, Mainz (mit freundlicher Genehmigung von Pauline Reinoud von CAE Healthcare, Mainz)

4.6. **Nichtkommerzielle Dopplerphantome**

Im Bereich der Humanmedizin wurden schon einige Doppler-Phantome entwickelt und in Lehrveranstaltungen eingesetzt. Es lassen sich einfache und kostensparende Phantome, auch low-fidelity phantoms genannt, und aufwendige realitätsnahe Phantome, auch high-fidelity phantoms genannt, unterscheiden. Die Komponenten sind immer identisch. Eine Blutersatzflüssigkeit wird mit Hilfe einer Pumpe durch einen Gefäßersatz befördert, der in einer schallbaren Umgebung eingebettet ist. Der simpelste Aufbau besteht aus einer Spritze mit angebrachten Silikonschlauch, der in einen Wassertank positioniert wird. Mit Hilfe der Spritze lassen sich manuell stetige oder pulsatile Flüsse erzeugen (DENNISON & DELANEY, 2010) und mittels Dopplersonographie detektieren. Etwas präzisere Flüsse findet man in einem ähnlichen System, welches mit einem Modulator und einer Spritzenpumpe ausgestatten wurde (ROMINGER et al., 2016). Ganz ohne Pumpe und nur durch die Schwerkraft betriebene Phantome sind in der Literatur ebenfalls beschrieben (GRICE et al., 2016). Realitätsnahe Phantome zeichnen sich durch die exaktere Darstellung der realen Gegebenheiten aus (ZHOU et al., 2017). Es wurden 3D-gedruckte Gefäß verwendet, die nach Vorbild eines Patienten erstellt werden können (MILLER et al., 2013; O'REILLY et al., 2016; SOMMER et al., 2017).

4.7. Dopplerphantome in der Tiermedizin

Eine umfassende Recherche ergab, dass es zurzeit keine Dopplerphantome für den veterinärmedizinischen Einsatz gibt. Wie oben beschrieben, sind humanmedizinische Modell kommerziell erhältlich, die aber für den Einsatz in der tiermedizinischen Aus- und Weiterbildung nicht geeignet sind.

5. Materialien zur Entwicklung von Ultraschallmodellen

Zur Herstellung eines Ultraschallmodells wird ein schallbares Gewebeersatzmaterial benötigt, welches ähnliche sonographische Eigenschaften, wie das zu simulierende Gewebe aufweist. Häufig wird zu diesem Zweck ein Zuschlagsstoff hinzugeben, welcher die Echogenität des Gewebeersatzmaterials verändert. Zur Herstellung eines Flussphantoms für die Dopplersonographie sind zudem Gefäß oder Hohlräume nötig, die mit einer Blutersatzflüssigkeit befüllt und danach in Bewegung versetzt werden (CULJAT et al., 2010).

5.1. Gewebeersatzmaterial

Als Gewebeersatzmaterial (tissue mimicking material = TMM) eignen sich biologische Polymere wie Gelatine und Agarose oder synthetische Polymere wie Silikone, Urethane und Paraffingele. Jedes TMM weist verschiedene Vor- und Nachteile auf, die für den gewünschten Einsatz essentiell sind. Häufig unterscheidet sich die Schallausbreitungsgeschwindigkeit im TMM im Gegensatz zur Schallausbreitungsgeschwindigkeit in Weichteilgewebe, mit durchschnittlich 1540 m/s (ALBES, 2010; CULJAT et al., 2010) signifikant, so dass keine exakten Abstandsmessungen möglich sind.

Handelsübliche Gelatine, basierend auf Kollagen, wird häufig genutzt, da die sonographische Bild und die Schallausbreitung mit 1520-1650 m/s identisch zu weichem Gewebe ist (MADSEN et al., 1978; BUDE & ADLER, 1995; MAGEE, 2003; OLSCHEWSKI, 2016) gleiches gilt für Agar-Agar (BURLEW et al., 1980; ZHOU et al., 2017). Die genannten biologischen Polymere sind kostengünstig aber instabil und leicht verderblich. Als haltbare Alternative sind ballistische Gelatine (AMINI et al., 2015; MORROW & BRODER, 2015), zum Testen von Schusswaffen, Magnesium-Silikatgel (SHEPPARD & DUCK, 1982) oder Paraffingel (KONDO et al., 2005; MILLER et al., 2013; VIEIRA et al., 2013; O'REILLY et al., 2016; MANEAS et al., 2018) zur Kerzenherstellung, beschrieben.

Beide Stoffe sind haltbar und weisen eine ähnliche Schallausbreitungsgeschwindigkeit auf, sind dafür wenig robust gegenüber Manipulation. Eine höhere Stabilität weisen die folgenden zwei Komponenten auf: Silikonkautschuke und Polyurethane (LAMOUCHE et al., 2012; MILLER et al., 2013; CAFARELLI et al., 2016). Hierbei liegt die Schallausbreitungsgeschwindigkeit bei 1460 m/s (Urethan) (BROWNE et al., 2003) und 973,6 m/s (Silikonkautschuk) (CAFARELLI et al., 2016). Zur Charakterisierung der Härte von synthetischen Polymeren wird häufig die dynamische Härteprüfung nach Shore verwendet. Hierbei wird gemessen, in wie weit ein genormter Eindringkörper vom zu prüfendem Material zurückspringt. Zur Untersuchung von Elastomeren und weichen Kunststoffen wird Shore Härte A und 00 (DIN 53505/00) angewandt. Der Unterschied zwischen den einzelnen Methoden bezieht sich auf den Aufbau des Eindringkörpers (WEIßBACH, 2010).
Die Eigenschaften wie Echogenität, Schallausbreitungsgeschwindigkeit, Shore-Härte und Eindringtiefe der TMMs lassen sich durch die Zugabe von Zusatzstoffen verändern. Bei Propanol und Glycerol (SHEPPARD & DUCK, 1982; ZHOU et al., 2017) können die Schallausbreitungsgeschwindigkeit im TMM variieren. Meistens werden Zusatzstoffe verwendet, um eine realitätsnahe Echogenität zu erzeugen, die Weichteilgewebe ähnelt. Eine höhere Echogenität bei den meist anechogenen TMMs wurde mit Talkum (SHEPPARD & DUCK, 1982), Calciumcarbonat (VIEIRA et al., 2013), Aluminiumhydroxid (ZHOU et al., 2017), Graphit oder Mikroglaskugeln (VIEIRA et al., 2013) erzeugt. Neben der veränderten Dichte haben diese Stoffe Auswirkungen auf das Polymerisationverhalten des Silikonkautschuks. Es sind zusätzliche Vernetzungsstellen zwischen dem Füllstoff und dem Silikonkautschuk vorhanden (ACKERMANN & DAMRATH, 1989).

5.2. Gefäßersatzmaterial

Im Gewebersatzmaterial eingebettet befindet sich das Gefäßersatzmaterial (vessel mimicking material – kurz VMM). Es lassen sich drei Gruppen von VMMs grob unterscheiden: Die wandlosen Phantome, bei denen keine Trennung zwischen TMM und Blutersatzflüssigkeit (blood mimicking fluid = BMF) vorhanden ist, die röhrenförmigen VMMs bestehend aus Schläuchen und realitätsnahe VMMs, die nach dem Vorbild des entsprechenden Gefäßes entwickelt wurden (CULJAT et al., 2010). Als Doppler-Phantome werden häufig wandlose Phantome verwendet, weil typische Wandartefakte durch das VMM ausbleiben (RICKEY et al., 1995). Zusätzlich zu den selbsthergestellten Phantomen (RAMNARINE et al., 2001; ZHOU et al., 2017), sind wandlose Phantome kommerziell erhältlich (CAE Healthcare, Mainz). Röhrenförmige TMMs basieren auf unterschiedlichen, elastischen Schläuchen. Insbesondere Latex- und Silikonschläuche (GRICE et al., 2016; ROMINGER et al., 2016) kommen oft zum Einsatz, da sie eine ähnliche Elastizität aufweisen wie Blutgefäße. Als Alternative dazu werden Schläuche aus Polyvinylalkohol (NADKARNI et al., 2003) oder einfachen Schrumpfschläuchen (MCDICKEN, 1986) genutzt. Mit Hilfe von 3D-Druckern und der Stereolithographie ist es möglich patientenspezifische Gefäße zu drucken, die auf computertomographischen Aufnahmen basieren (MILLER et al., 2013). Entweder werden Negative mittels 3D-Druckern hergestellt, die im nächsten Arbeitsschritt mit Silikon beschichtet werden (O'REILLY et al., 2016) oder das gesamte Gefäß wird direkt aus elastischen Material gedruckt (SOMMER et al., 2017).

5.3. Erzeugung des Blutstroms

In der Literatur finden sich unterschiedliche Möglichkeiten, um einen Blutstrom zu erzeugen. Es wurden Dopplerphantome beschrieben, die nur Mittels der Schwerkraft angetrieben werden (GRICE et al., 2016). Hierbei lässt sich nur ein stetiger Flüssigkeitsstrom erzeugen. Um pulsatile Flüsse zu erzeugen wurden Injektionsspritzen (DENNISON & DELANEY, 2010) oder Spritzenpumpen (ROMINGER et al., 2016) verwendet. Peristaltische Pumpen (O'REILLY et al., 2016; SOMMER et al., 2017), Servomotoren (NADKARNI et al., 2003) und Zahnradpumpen (ZHOU et al., 2017) wurden mehrheitlich in high-fidelity Phantomen genutzt zur Simulierung exakter Flussprofile. Nach einem ähnlichen System wie die Spritzenpumpen, arbeiten auch speziell zur Nachstellung von Blutflüssen entwickelte programmierbare Kolbenpumpen (HOLDSWORTH et al., 1991).

5.4. Blutersatzflüssigkeit

Eine Blutersatzflüssigkeit imitiert die akustischen und rheologischen Eigenschaften des Blutes. Erythrozyten oder ähnliche reflektierende Teilchen sind für die Dopplersonographie essentiell, da die Ultraschallwellen an ihnen reflektiert werden, deswegen werden unterschiedliche Mischungen aus einer flüssigen Komponente wie Wasser, Glycerol, Kochsalzlösung und Partikeln zur Nachstellung von Erythrozyten genutzt. In der Literatur werden neben den kommerziellen Produkten (MAGEE, 2003; SHELLEY MEDICAL IMAGING TECHNOLOGIES, 2018b) auch eigene Entwicklungen beschrieben. Dennison et. al. (2010) nutzten Haferflocken als Partikel und Rominger et al.(2016) kommerziell erhältliche Mikrokugeln; O'Reilly et al.(2016) Dextran-Gel. Nylonpuder (RICKEY et al., 1995) oder andere organische Partikel (ZHOU et al., 2017) wurden als eine weitere Möglichkeiten evaluiert.

6. Angiographie in der Tiermedizin

Nachdem die Materialien für die Entwicklung eines schallbaren Blutflusses erläutert wurden, ist es wichtig, welche Hämodynamik dargestellt wird. Je realitätsgetreuer ein Phantom die physiologischen und pathologischen Gegebenheiten simulieren soll, desto bedeutender ist die Auseinandersetzung mit der Hämodynamik in verschiedenen Gefäßarten und Spezies. Im Folgenden werden relevante Arterien und Venen besprochen, die in der Literatur hinlänglich beschrieben sind und praktische Relevanz aufweisen.

6.1. Physiologisch Hämodynamik und Flussgeschwindigkeitsmuster

Der Volumenstrom bezeichnet das Blutvolumen, welches pro Zeiteinheit durch einen festgelegten Querschnitt fließt. Beeinflusst wird er durch den Blutdruck und den Strömungswiderstand, hieraus ergeben sich unterschiedliche Flussgeschwindigkeitsmuster auch Flussprofile oder Flussmuster genannt (POULSEN NAUTRUP, 2007a; ENGELHARDT VON et al., 2015). In den herzfernen Blutgefäßen herrscht eine laminare Strömung. Die randständige Flüssigkeit hat eine sehr geringe Geschwindigkeit. Je zentraler der Flüssigkeitsstrom liegt, desto schneller ist die Flussgeschwindigkeit. Daraus ergibt sich ein parabolisches Geschwindigkeitsprofil. Vergrößert sich der Innendurchmesser des Gefäßes oder steigt die Geschwindigkeit an, entwickelt sich eine turbulente Strömung mit Wirbeln und hohem Energieverlust (ENGELHARDT VON et al., 2015).

Die Pulsatilität beschreibt die Differenz der systolischen Spitzengeschwindigkeit und der minimalen diastolischen Geschwindigkeit. Der Wert lässt sich anhand des Pulsatilitätsindex nach Gosling quantifizieren. Dieser wird aus der maximalen Geschwindigkeitsamplitude, also der Differenz zwischen systolischer Spitzengeschwindigkeit (V_{peak}), der minimalen diastolischen Geschwindigkeit (V_{diast}) und der über die Zeit gemittelten Flussgeschwindigkeit (V_{mean}) berechnet (REUTTER & THALHAMMER, 2015). Der Pulsatilitätsindex ist abhängig von der Elastizität der Gefäßwand, dem Vorhandensein von distalen und proximalen Stenosen, sowie vom peripheren Widerstand (HENDRICKX & ROTH, 1994).

$$\mathrm{PI} = \frac{\mathrm{V_{peak}} - \mathrm{V_{diast}}}{\mathrm{V_{mean}}}$$

Formel 1: Pulsatilitätsindex (REUTTER & THALHAMMER, 2015)

Der Widerstandsindex nach Pourcelot ergibt sich aus dem Quotienten der Differenz der systolischen Spitzengeschwindigkeit (V_{peak}) und der enddiastolischen Geschwindigkeit (V_{diast}) und der systolischen Spitzengeschwindigkeit (V_{peak}) (REUTTER & THALHAMMER, 2015). Beide Indices werden durch Vasokonstriktion und -dilatation beeinflusst (KLÖTZSCH & DIEHL, 2011).

$$\mathrm{WI} = \frac{\mathrm{V_{peak}} - \mathrm{V_{diast}}}{\mathrm{V_{peak}}}$$

Formel 2: Widerstandsindex (REUTTER & THALHAMMER, 2015)

Die Flussprofile verschiedener Arterien unterscheiden sich abhängig von dem peripheren Widerstand im Endstromgebiet (STRAUSS, 2001; HUCK, 2005). Versorgt die Arterie Muskulatur- oder Hautgebiete ist der periphere Widerstand hoch, beispielsweise in der *Aorta abdominalis* oder der *A. femoralis*. Werden stattdessen parenchymatöse Organe oder Organsysteme versorgt, ist der periphere Widerstand gering, beispielsweise in der *A. renalis* oder *A. hepatica*. (STIEGLER & ARNOLDS, 2015). Ein Hochwiderstandsstrom (eng. high resistance flow pattern) zeichnet sich durch sein tri- oder biphasisches Flussmuster aus. Dem steilen systolischen Anstiegt folgt ein frühdiastolischer Rückfluss (auch dip diastolic inverse pulse genannt). Der Rückfluss tritt auf, da in der Diastole der systolische Druck schnell abfällt und durch den hohen peripheren Widerstand das Blut retrograd gedrückt wird.

In einem triphasischen Flussprofil ist danach ein mittel- bis spätdiastolischer Vorwärtsfluss zu erkennen, bei einem biphasischen Profil oszilliert der Blutfluss auf der Nulllinie (RULAND, 2000; STRAUSS, 2001). In diesem Fall steigt der Pulsatilitätsindex und der Widerstandsindex, da die enddiastolische Geschwindigkeit bei null liegt (REUTTER & THALHAMMER, 2015). Arterien mit Niedrigwiderstandsfluss (eng. low resistance flow pattern) weisen ein monophasisches Flussprofil mit einem systolischen Anstieg und einem langsamen systolischen Abfall auf. Im Gegensatz zum tri- oder biphasischen Flussprofil findet man bei einem monophasischem Profil über die gesamte Diastole eine nennenswerte Flussgeschwindigkeit (STRAUSS, 2001). Daraus folgt, dass Pulsatilitäts- sowie Widerstandsindex sinken (REUTTER & THALHAMMER, 2015). Beide Geschwindigkeitsprofile gehen fließend ineinander über. Physiologische (Muskelarbeit) sowie pathologische Zustände (Entzünden, Stenosen) könne die Morphologie der Flussprofils verändern (STIEGLER & ARNOLDS, 2015).

6.1.1. **Flussprofil der caninen *Aorta abdominalis***

Die Blutflussgeschwindigkeit in der *Aorta abdominalis* eines Hundes variiert stark nach dem Zeitpunkt der Messung in Abhängigkeit von den Herzphasen. In der Literatur wird oft die systolische Spitzengeschwindigkeit angegeben. In den verschiedenen Studien werden Werte 169,34 ± 31,31 cm/s (MELLO et al., 2016) und 127,1 ± 33,7 cm/s (KOMA et al., 2005) angeben. Die durchschnittliche Maximalgeschwindigkeit liegt bei 92,45 ± 17,38 cm/s (MINO et al., 2004). Die enddiastolische Geschwindigkeit liegt zwischen 38,20 ± 8,67 cm/s (MELLO et al., 2016) und 37,0 ± 7,0 cm/s (LEE et al., 2004). Die Pulsfrequenz bei den untersuchten Tieren variiert zwischen 80 Schlägen/min und 102 Schlägen/min (KOMA et al., 2005). Die *Aorta abdominalis* weist ein triphasisches Flussprofil auf mit einer ausgeprägten systolischen Spitzengeschwindigkeit gefolgt von einem frühdiastolischen Rückfluss und einem mitteldiastolischem Vorwärtsfluss (SZATMARI et al., 2001; HUCK, 2005). Diese Wellenform ist typisch für einen Hochwiderstandsfluss (SZATMARI et al., 2001; LEE et al., 2004; MINO et al., 2004). Der Pulsatilitätsindex liegt bei 3,22 ± 0,91 (KOMA et al., 2005). Das Strömungsprofil entspricht der Kolbenströmung, in der die Geschwindigkeit unabhängig vom Messbereich überall gleich groß ist. Auch bezeichnet als plug flow velocity profil (SZATMARI et al., 2001; MINO et al., 2004; KOMA et al., 2005).

6.1.2. **Flussprofil der caninen *A. interlobaris***

Die *A. renalis* teilt sich im Bereich des *Hilus renalis* in die mehrere *Aa. interlobares renis* auf (KÖNIG et al., 2014c). Die *A. interlobaris* weist ein monophasisches Geschwindigkeitsprofil auf. Es ist kein diastolischer Rückfluss vorhanden und über die gesamte Herzaktion ist ein Vorwärtsfluss messbar (STIEGLER & ARNOLDS, 2015). Nach Mello et al. (2016) liegt die systolische Spitzengeschwindigkeit bei 132,06 ± 39,46 cm/s. Die enddiastolische Geschwindigkeit liegt bei 36,76 ± 12,60 cm/s. Die mittlere Geschwindigkeit liegt bei 32,50 ± 7,84 cm/s (MELLO et al., 2016). Wie in einem Niedrigwiderstandsgefäß zu erwarten liegt, der Pulsatilitätsindex bei 1,15 ± 0,15 und der Widerstandsindex bei 0,62 ± 0,04 (NOVELLAS et al., 2007).

6.1.3. **Flussprofil der felinen *A. carotis communis***

Die *A. carotis communis* ist das versorgende Gefäß des Kopfes. Sie gibt zwei Äste zur Versorgung der Schilddrüse ab die *A. thyroidea caudalis/cranialis* (KÖNIG et al., 2014a). Sie wurde in der Arbeit von Hudert am sitzendem Tier mit gestrecktem Hals in longitudinaler Ausrichtung untersucht (HUDERT, 2008). Das Flussgeschwindigkeitsmuster weist keinen Rückfluss auf und ist monophasisch. Die *A. carotis communis* ist ein Niedrigwiderstandsgefäß (POULSEN NAUTRUP, 2007a). Die Pulsfrequenz liegt unabhängig vom Gefäß bei den untersuchten Katzen im Median bei 175 Schlägen/min. Die systolische Spitzengeschwindigkeit liegt im Median bei 98,5 cm/s, die enddiastolische Geschwindigkeit bei 21,8 cm/s und die gemittelte Durchschnittsgeschwindigkeit bei 25,6 cm/s. Der Pulsatilitätindex liegt bei 1,94 und der Widerstandsindex bei 0,79 (HUDERT, 2008).

6.1.4. **Flussprofil der caninen *A. femoralis***

Die *A. femoralis* dient in der Allgemeinuntersuchung zur Untersuchung des Pulses und befindet sich oberflächennah medial am Oberschenkel (BAUMGARTNER et al., 2005). Sie verläuft mit der *V. femoralis* und *N. saphenus* durch den Schenkelspalt (KÖNIG et al., 2014a). Es handelt sich um ein Hochwiderstandgefäß (POULSEN NAUTRUP, 2007a) mit einer systolischen Spitzengeschwindigkeit von 120,00 ± 30,93 cm/s und einer enddiastolischen Geschwindigkeit von 27,03 ± 7,92 cm/s (MELLO et al., 2016). Ihr triphasisches Flussmuster weist einen Pulsatilitäsindex von 0,80 ± 0,07 auf (MELLO et al., 2016).

6.1.5. **Flussprofil der caninen *A. hepatica***

Das Flussprofil der *A. hepatica* des Hundes verändert sich mit der Entfernung zur *Aorta abdominalis*. Bei der dopplersonographischen Messung direkt an der Abzweigung aus der *A. coeliaca* im extraparenchymalen Bereich, kann ein monophasisches Flussprofil gemessen werden (GÖTZ, 2001). Die systolische Spitzengeschwindigkeit liegt im Median bei 89,59 ± 21,80 cm/s, danach folgt ein rascher Abfall auf eine enddiastolische Geschwindigkeit von 18,25 ± 4,50 cm/s und kontinuierlicher diastolischer Vorwärtsfluss. Der Pulsatilitätsindex liegt bei 2,33 ± 0,16 (GÖTZ, 2001). Der Pulsatilitätsindex variiert auf Grund der Vasokonstriktion postprandial. Andere Parameter wie die systolische Spitzengeschwindigkeit, die diastolische Endgeschwindigkeit und der Widerstandsindex bleiben konstant (JOYNT et al., 1995).

6.1.6. **Flussprofil der caninen *V. hepatica***

Die doppelsonographische Untersuchung der *V. hepatica* an der Einmündung in die *V. cava caudalis* ergab bei 91 % der Hunde ein triphasisches Flussprofil (SCHEINFELD et al., 2009; BELOTTA et al., 2018). Teilweise wird dieses Flussmuster auch auf Grund der großen systolischen und diastolischen Peaks, als tetraphasisch beschrieben (SCHEINFELD et al., 2009). Die durchschnittliche portale Geschwindigkeit liegt bei 17,23 cm/s ± 3,70 cm/s. Das portale Blutflussvolumen bei 32,69 ± 11,86 ml/min/kg und der hepatische arterielle Widerstandsindex bei 0,63 ± 0,06 (BELOTTA et al., 2018).

6.1.7. **Flussprofil der *Aorta thoracica* des Mäusebussards (*Buteo buteo*)**

Die Untersuchung mittels Dopplersonographie beim Mäusebussard wird caudal des Sternums vorgenommen (PEES & KRAUTWALD-JUNGHANNS, 2005). Die Pulsfrequenz bei unsedierten Tieren liegt zwischen 270 Schlägen/min und 420 Schlägen/min und die Spitzengeschwindigkeit wird mit durchschnittlich 136 cm/s angeben (STRAUB et al., 2003a). Eine genauere Beschreibung der Flussprofile ist bisher in der Literatur nicht auffindbar.

6.1.8. **Flussprofil der *Aorta thoracica* der unechten Karettschildkröte (*Caretta caretta*)**

Valente et. al.(2008) untersuchten zehn unechte Karettschildkröten dopplersonographisch. Die Messungen der linken oder rechten *Aorta thoracica* wurde über das cervicobrachiale Fenster durchgeführt (SCHIFINO VALENTE, 2008). Hierbei wurden die Tiere nicht sediert. Das Flussprofil unterscheidet sich stark von den Flussprofilen in der Aorta von Säugetieren. Es weist einen niedrigen breiten Vorwärtsfluss in der Systole auf und einen etwas schnelleren Fluss mit einer Spitzengeschwindigkeit von 22,0 ± 0,8 cm/s in der Diastole. Dieser fällt kontinuierlich ab (POZNIAK, 2008). Der Pulsatilitätsindex liegt bei 1,37 ± 0,44 und ist höher als bei der *A. epigastrica* und *A. iliaca*. Das Geschwindigkeitsdurchschnitt liegt bei 12,0 ± 0,5 cm/s. Diese außergewöhnliche Hämodynamik lässt sich auf die anatomischen Gegebenheiten zurück führen (VALENTE et al., 2008). Unechte Karettschildkröten besitzen eine linke und eine rechte Aorta, sowie eine unvollständig dreigeteilte Herzkammer (MURRAY, 2006). Diese anatomischen Eigenschaften sorgen für die niedrigen Flussgeschwindigkeiten und Gefäßwiderstände (VALENTE et al., 2008). Das Flussmuster ergibt sich aus der Herzmorphologie. Kontrahiert sich während der Diastole das Myokard, verhindert das Septum den Blutfluss vom Cavum arteriosum in das Cavum pulmonare. In der Diastole bewegt sich das Septum zurück und es kommt zum diastolischen Vorwärtsfluss (MURRAY, 2006; VALENTE et al., 2008).

6.1.9. **Flussprofil der equinen *A. digitalis palmaris lateralis***

Im Rahmen der Allgemeinuntersuchung beim Pferd wird die Pulsation der *A. digitalis palmaris lateralis* (kurz LPDA lateral palmar digital artery) palpiert (KOFLER & EDINGER, 2005). Diese Technik ist verbreitet zur Beurteilung der Durchblutung am Huf und zur Diagnostik einer Hufflederhautentzündung (ADAMS & STASHAK, 2004). Gesunde Tiere zeigen in der Dopplersonographie ein nicht laminares Blutflussprofil mit einer systolischen Spitzengeschwindigkeit von 48,43 ± 15,50 cm/s und zwei diastolischen Peaks mit Geschwindigkeiten zwischen 40,24 cm/s und 26,96 cm/s (AGUIRRE et al., 2013). Die enddiastolische Geschwindigkeit beträgt 16,20 ± 10,55 cm/s. Der Pulsatilitätsindex liegt bei 1,62 ± 0,44 (AGUIRRE et al., 2013).

6.2. Pathologische Veränderungen

6.2.1. Flussprofil in stenosierten Gefäßen

Verengt sich der Radius eines Gefäßes steigt die Strömungsgeschwindigkeit (I) im stenosierten Bereich stark an. Nach dem Hagen-Poiseuille-Gesetz ist der Radius (r) in seiner vierten Potenz wirksam (ENGELHARDT VON et al., 2015). Hierbei steht ΔP für die Druckdifferenz, L für die Länge des Gefäßes und η für die Viskosität.

$$I = \frac{r^4 \pi \Delta P}{8 \eta L}$$

Formel 3: Hagen-Poiseuille-Gesetz (ENGELHARDT VON et al., 2015, S.195)

Der intrastenotische Blutfluss übersteigt die Reynoldszahl von 1000, so dass die laminare Strömung abreißt und eine turbulente Strömung entsteht (RANDALL et al., 2002). Poststenotisch sinkt der Gefäßwiderstand abrupt und die Strömungsgeschwindigkeit sinkt ab, dadurch entstehen Abrissstrudel. Im weiteren Gefäßverlauf kommt es zur Relaminisierung und damit zum Energieverlust im Gefäß (STRAUSS, 2001). Schon 1980 konnten Evans et al.(1980) beweisen, dass arterielle Stenosen eine Auswirkung auf die Pulsatilität haben. Die untersuchten Stenosen erstreckte sich über 0,5 mm, 3,0 mm, 6,0 mm oder 9,0 mm und verursachte eine Reduktion des Arteriendurchmessers zwischen 0 % und 94 %. Der Pulsatilitätsindex sank signifikant in Abhängigkeit mit der Schwere der Stenosen (EVANS et al., 1980).

Die Dopplersonographie findet häufig Anwendung in der Echokardiographie von Subaortenstenosen und deren Einteilung. Die gemessene systolische Spitzengeschwindigkeit des Blutflusses in der Aorta wird mit Hilfe der Bernoulli-Gleichung in einen Druckgradienten umgerechnet. Anhand dieses Druckgradienten wird der Schweregrad und die Therapie der Subaortenstenose festgelegt. Eine milde Stenose ist definiert, als ein Druck von 16 – 40 mmHg, dies entspricht einer systolischen Spitzengeschwindigkeit von > 20 m/s. Von einer moderaten Stenose spricht man bei 40 – 75 mmHg und von einer schweren Stenose bei > 70 mmHg (LINDE & KOCH, 2006).

6.2.2. Flussprofil der caninen *Aorta abdominalis* bei einem anämischen Hund

Die systolische Spitzengeschwindigkeit in der *Aorta abdominalis* wird nicht nur durch den Gefäßdurchmesser bestimmt, sondern auch durch die Höhe des Hämatokrits (KOMA et al., 2005). Koma et al.(2005) induzierte in 11 gesunden Hunden der Rasse Beagle eine schwere, normovolämische Anämie mit einem Hämtokrit von 16,00 ± 0,77 %. Die Pulsfrequenz der unsedierten Tiere stieg von 103,0 ± 19,8 Schlägen/min auf 136,2 ± 18,7 Schlägen/min. Die systolische Spitzengeschwindigkeit in der *Aorta abdominalis* stieg auf 185,3 ± 40,4 cm/s um 45,8 % und die Durchschnittsgeschwindigkeit um 69,4 %. Der Gefäßwiderstand sinkt bei einer normovolämischen Anämie (KOMA et al., 2005). Die unphysiologische Konzentration von Erythrozyten bewirkt ein Absinken der Blutviskosität (FOWLER & HOLMES, 1975). Der niedrige Hämoglobin-Gehalt führt zu einer Vasodilatation (ANAND et al., 1995). Beide Faktoren senken den Gefäßwiderstand, so dass die Geschwindigkeit des systolischen Vorwärtsfluss steigt und die Geschwindigkeit des diastolischen Rückflusses sinkt, so dass statt eines triphasischen Flussprofils, ein biphasisches Flussprofil vorhanden ist. Der Pulsatilitätsindex fiel auf 2,08. Normovolämische Anämien sind oft mit komplizierten Babesiosen assoziiert (KOMA et al., 2005).

6.2.3. Flussprofil der caninen *A. interlobaris* bei chronischer Nierenerkrankung

In der Literatur wird angeben, dass bis zu 16 % der über 8-jährigen Hunde von einer chronischen Nierenerkrankung betroffen sind (FRANCEY & MÜLLER, 2010). In diesem Falle sinkt auf Grund von Fibrosen und dem Verlust von glomerulären Kapillarien die Durchblutung und somit die glomeruläre Filtrationsrate (RADERMACHER, 2002). Der Pulsatilitäts- und Widerstandsindex steigen an (TORROJA, 2007). Ab einem Pulsatilitätsindex von 1,52 und einem Widerstandsindex von 0,72 ist eine chronische Nierenerkrankung wahrscheinlich (NOVELLAS et al., 2007). Bei Hunden, die als Grunderkrankung an einer Leishmaniose litten, wurde ein Widerstandsindex von 1,06 ± 0,28 für die rechte Niere und 1,10 ±0,30 für die linke Niere nachgewiesen (BALTAZAR et al., 2016). Die Hypovaskularisation ist häufig das erste Anzeichen einer beginnenden chronischen Nierenerkrankung (SARAIVA, 2010). Die Hälfte der Tiere, bei denen ein hoher Widerstandsindex messbar ist, zeigt Veränderungen in der Echogenität des Nierengewebes (RIVERS et al., 1997).

6.2.4. **Flussprofil der *A. carotis communis* bei hyperthyreoten Katzen**

Die Hyperthyreose entsteht durch gutartige Hormon-produzierende Veränderungen der Schilddrüse und ist damit die am häufigsten diagnostizierte hormonelle Erkrankung der Katze (HUDERT, 2008). Die Prävalenz liegt in Deutschland bei 12,3 % (KÖHLER, 2016). Die positiv ino- und chonotrope Wirkung der Schilddrüsenhormone bedingt eine Tachykardie, so dass betroffene Tiere eine Pulsfrequenz im Median von 194 Schlägen/min zeigen. Die systolische Spitzengeschwindigkeit, die enddiastolische Geschwindigkeit und die gemittelte Durchschnittsgeschwindigkeit steigen wie in der A. carotis communis gezeigt wurde, an. Trotz geringeren peripheren Widerstands bleibt der Pulsatilitäts- und Widerstandsindex von der Krankheit unbeeinflusst (HUDERT, 2008). Den Grund dafür sieht Hudert (2008) in dem gleichmäßigen Anstieg der Geschwindigkeiten und den falsch niedrigen Indices bei hohen Pulsfrequenzen.

6.2.5. **Flussprofil der caninen *V. hepatica* bei Adipositas**

Aktuelle Untersuchungen zeigen, dass die Prävalenz von Adipositas bei Hunden zwischen fünf und zehn Jahren im deutschsprachigen Raum zwischen 25 % und 40 % liegt (SIEBER-RUCKSTUHL, 2011). Belotta et al. (2018) verglichen die Durchblutungsparameter in der Leber von idealgewichtigen Hunden mit einem Body-Condition-Score (kurz BCS) von 3/5, mit adipösen Hunden mit einem BCS von 5/5. Hierbei zeigte sich, dass der BCS die Blutflussgeschwindigkeit, das Blutvolumen und das Flussprofil in der Leber beeinflusst (BELOTTA et al., 2018). Übergewichtige Hunde haben eine Prädisposition für Fetteinlagerungen in der Leber und Leberverfettung (KABIR et al., 2005). Die hämodynamischen Veränderungen lassen sich auf die Kompression der Gefäße durch fettgefüllte Hepatozyten zurückführen (KARABULUT et al., 2004; MUTHIAH & SANYAL, 2020). Belotta et al. (2018) zeigten, dass die durchschnittliche portale Geschwindigkeit auf 13,66 ± 2,56 cm/s und das portale Blutflussvolumen auf 15,22 ± 8,00 ml/min/kg sank. Die Blutflussmuster in der *V.hepatica* beider Gruppen wurde vergleichen. Statt eines tri- bzw. tetraphasischem Blutflussmuster wurde in 60 % der adipösen Tiere ein biphasisches Muster detektiert. Der Grad der Leberverfettung korreliert mit der Hämodynamik (ERDOGMUS et al., 2008). Bei dem Vorhandensein von hochgradigen Fettlebern kommt es sogar zu monophasischen Flussprofilen (MOHAMMADINIA et al., 2010).

6.2.6. **Flussprofil der equinen *A. digitalis palmaris lateralis* bei Hufl ederhautentzündung**

Aguirre et al.(2013) verglichen die Flussprofile und -indices von gesunden Pferden mit Tieren, die an einer Hufl ederhautentzündung, mit radiologischen Veränderungen wie der Senkung oder Rotation des Hufbeines, erkrankt waren. Hierbei zeigten sich signifikante Veränderungen im Flussprofil der *A. digitalis palmaris lateralis*. An allen Tieren ließ sich ein deutlich pochender digitaler Puls palpieren. Statt eines nicht laminaren Strömungsprofils konnte, mittels Doppelsonographie ein laminares Hochwiderstandsprofil detektiert werden. Es zeichnet sich durch eine systolische Spitzengeschwindigkeit von 58,03 ± 16,44 cm/s gefolgt von einem diastolischen Rückfluss und einem diastolischen Vorwärtsfluss mit 24,64 ± 8,22 cm/s aus (AGUIRRE et al., 2013). Bei der Hufl ederhautentzündung kommt es zur Hypoperfusion und Ischämie der Hufl ederhaut (GALEY et al., 1990). Auch dopplersonographisch konnte gezeigt werden, dass das Geschwindigkeit-Zeit Integral bei dieser Erkrankung sinkt (AGUIRRE et al., 2013)

.

III MATERIAL UND METHODEN

Die Entwicklung und Evaluierung des Dopplerphantoms gliedern sich in zwei Abschnitte. Im Ersten werden die nötigen Materialien und Bestandteile eines Dopplerphantoms, wie das Gewebeersatzmaterial, das Gefäßersatzmaterial und die Programmierung von Flussprofilen untersucht. Hierbei soll festgestellt werden, welche Komponenten für ein Phantom geeignet sind. Nach der Fertigstellung des Phantoms sollen alle Bestandteile von Studierenden, Tierärztinnen und Tierärzten bewertet werden. Im gleichen Schritt soll evaluiert werden, ob ein Lernerfolg durch die Nutzung des Dopplerphantoms bei den teilnehmenden Personen festgestellt werden kann.

1. Gewebeersatzmaterial

Das Gewebeersatzmaterial sollte langlebig und widerstandsfähig sein sowie gleichzeitig ein realitätsnahes Ultraschallbild erzeugen. Im ersten Schritt wurden unterschiedliche Silikonkautschuke, Polyurethankautschuke und -gießharze der Firma Smooth-on, Inc. (Macungie, USA) auf die haptischen und sonographischen Eigenschaften getestet. Hierzu stellte uns die Firma Smooth-on, Inc. (Macungie, USA) Gießproben als Werbemuster zu Verfügung (sieheTabelle 2). Diese Muster waren kreisförmig, ca. 5 cm im Durchmesser und 0,5 cm bis 1 cm dick. Das TMM musste widerstandsfähig sein und der Festigkeit von Weichteilgewebe ähneln. Zudem wurden am Anfang des Untersuchungsprozesses die Materialien anhand der technischen Merkblätter nach ihrer Haut- und Kontaktfreundlichkeit bewertet. Bei der Untersuchung mit einem Ultraschallsystem vom Typ MyLab™SevenVET von ESAOTE Biomedica Deutschland GmbH, Köln und der Linearsonde SL1543 VET wurden die Proben zur Verbesserung der Ankopplung in einem Wasserbad geprüft. Als Untersuchungskriterien dienten:

- die Ankopplung der Ultraschallsonde an das Material
- die erreichbare Eindringtiefe mittels Ultraschalls
- die Schallausbreitungsgeschwindigkeit im Material
- die Schallbarkeit des Materials
- die Qualität des sonographischen Bildes
- die Haut- und Kontaktfreundlichkeit

Zur Ermittlung der Schallausbreitungsgeschwindigkeit im TMM wurde die Probendicke jeder Gießprobe sonographisch vermessen und die ermittelten Werte mit den händischen Messungen mittels Schieblehre verglichen. Entspricht die sonographische Messung des Materials der händischen Messung, entspricht die Schallausbreitungsgeschwindigkeit im TMM der Schallausbreitungsgeschwindigkeit im Weichteilgewebe. Die Ultraschallgeräte nehmen eine Schallausbreitungsgeschwindigkeit im Weichteilgewebe von 1540 m/s zur Ermittlung der Dicke an. Ist die Ausbreitungsgeschwindigkeit im TMM geringer oder höher als 1540 m/s, entsteht ein Messfehler, so dass die Dicke nach oben oder unten abweicht. Abgeleitet von diesen Messungen konnte die Schallausbreitungsgeschwindigkeit für das Material errechnet werden.

Tabelle 2: untersuchte Gießproben- Material und Härte nach den Angaben von Kaupo Plankenhorn e.k

Gießproben	Material	Härte in Shore
DragonSkin FX Pro	Silikonkautschuk	2 Shore A
DragonSkin 10	Silikonkautschuk	10 Shore A
DragonSkin 20	Silikonkautschuk	20 Shore A
DragonSkin 30	Silikonkautschuk	30 Shore A
Ecoflex 00-10	Silikonkautschuk	00-10 Shore 00
Ecoflex 00-20	Silikonkautschuk	00-20 Shore 00
Ecoflex 00-30	Silikonkautschuk	00-30 Shore 00
Ecoflex 00-35	Silikonkautschuk	00-35 Shore 00
Ecoflex 00-50	Silikonkautschuk	00-50 Shore 00
Vytaflex 60	Polyurethankautschuk	60 Shore A
Vytaflex 50	Polyurethankautschuk	50 Shore A
Vytaflex 40	Polyurethankautschuk	40 Shore A
Vytaflex 30	Polyurethankautschuk	30 Shore A
Vytaflex 20	Polyurethankautschuk	20 Shore A
Vytaflex 10	Polyurethankautschuk	10 Shore A
PMC 790	Polyurethankautschuk	90 Shore A
PMC 780 Dry	Polyurethankautschuk	80 Shore A
PMC 770	Polyurethankautschuk	70 Shore A
Clear Flex 30	Polyurethankautschuk	30 Shore A
Clear Flex 50	Polyurethankautschuk	50 Shore A
Clear Flex 95	Polyurethankautschuk	95 Shore A
Simpact 60a	Polyurethangiesharz	60 Shore A
Simpact 85a	Polyurethangiesharz	85 Shore A
Econ 60	Polyurethankautschuk	60 Shore A
Econ 80	Polyurethankautschuk	80 Shore A
Formplastic 60a	Polyurethankautschuk	60 Shore A

1.1. **Zuschlagsstoffe**

Nach der Untersuchung und Beurteilung der TMM, musste das sonographische Bild in Bezug auf die Grundechogenität verbessert werden. Alle untersuchten TMM produzierten ein anechogenes Bild. Das Ziel war, einen Zuschlagstoff zu finden, der im Ultraschall eine Struktur ähnlich von Weichteilgewebe erzeugt, ohne dass durch die Eigenschaften des TMM besonders die Eindringtiefe beeinträchtigt wird. Wie von Culjat et. al.(2010), Vieira et al. (2013). und Cafarelli et al.(2016) beschrieben, wurden Graphit-Pulver, Aluminiumoxid, Calciumcarbonat, Talkum, Isopropanol, Glycerin und Mikroglaskugeln in verschiedenen prozentualen Anteilen und Mischungen, wie in dargestellt, hinzugeben.

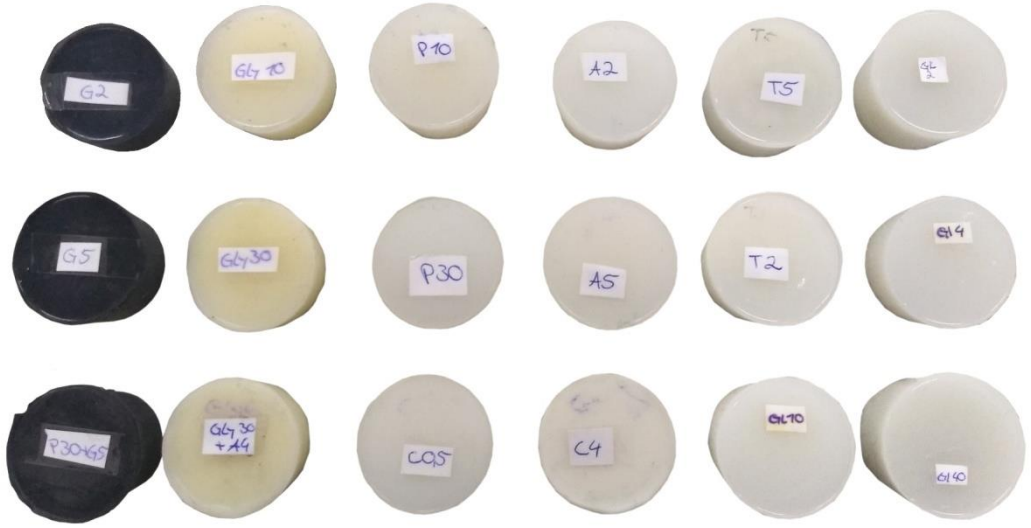


Abbildung 5: Silikon mit Zuschlagsstoffen (erstellt von Alina Nielsen)

Um den Effekt der einzelnen Zuschlagstoffe zu überprüfen wurden Gießproben mit DragonSkin®20 (Smooth-on, Inc., Macungie, USA) mit jeweils einem Zuschlagstoff oder Mischungen von Zuschlagstoffen hergestellt. Der Silikonkautschuk DragonSkin®20 (Smooth-on Inc., Macungie, USA) ist ein additionsvernetzender zwei Komponentensilikon, das 1:1 gemischt wird und dann innerhalb von acht Stunden aushärtet. Alle Zuschlagsstoffe wurden drei Minuten mit 25 g der Komponente A, in einem handelsüblichen Einwegbecher mit 200 ml Fassungsvermögen vermischt, bevor 25 g der Komponente B dazugeben wurden. Wie von Smooth-on, Inc. empfohlen wurde alles drei Minuten lang bis zur Homogenität vermischt. Zur Entfernung von eingeschlossenen Luftbläschen wurde die Mischung für zwei Minuten bei durchschnittlich 20 mmHg in High Vaccum Pump E2M2 von Edwards (Feldkirchen, Germany) vakuumiert. Zu beachten ist, dass die Masse sich beim Vakuumieren stark ausdehnt und das Gefäß eine endsprechende Größe haben sollte.

Das Entfernen der Luftbläschen ist essentiell für die Untersuchung mittels Ultraschall. Nach dem vollständigen Aushärten wurden die Gießproben aus den Einwegbechern entnommen (Abbildung 5). Von glatten Oberflächen lässt sich das Silikon problemlos lösen. Mit Hilfe MyLab™SevenVET von ESAOTE Biomedica Deutschland GmbH, Köln und der Linearsonde SL1543 VET wurden die Proben beurteilt. Hierbei wurden die folgenden Kriterien bewertet:

- die erzeugte Echogenität
- die erreichbare Darstellungstiefe

Zusätzlich wurde die Shore-Härte des TMM nach Zugabe der jeweiligen Zuschlagsstoffe ermittelt. Die Shore-Härte wurde mittels Durometers Modell HD3000 von Hildebrand, Oberboihingen ermittelt. Es wurde mit dem Messtyp 00 gearbeitet mit einer Federkraft von 1,11 N und einem runden Eindringkörper.

Tabelle 3: Zuschlagsstoffe, Mischverhältnisse und Benennung

Zuschlagsstoff	Mischverhältnis	Benennung
Graphit-Pulver	2 %	G 2
Graphit-Pulver	5 %	G 5
Aluminiumoxid	2 %	A 2
Aluminiumoxid	5 %	A 5
Glaskugeln	2 %	Gl 2
Glaskugeln	4 %	Gl 4
Glaskugeln	10 %	Gl 10
Glaskugeln	40 %	Gl 40
Calciumcarbonat	0,5 %	C 0,5
Calciumcarbonat	4 %	C 4
Talkum	2 %	T 2
Talkum	5 %	T 5
Propanol	10 %	P 10
Propanol	30 %	P 30
Glycerol	10 %	Gly 10
Glycerol	30 %	Gly 30
Propanol + Graphit	P 30 % + G 5 %	P 30 + G 5
Glycerol + Aluminiumoxid	Gly 30 % + A 4 %	Gly 30 + A4

2. Gefäßersatzmaterial

Nachdem das ideale TMM mit Zuschlagsstoffen evaluiert wurde, musste untersucht werden, welche Art von Gefäßersatzmaterial sich am besten eignet. Das Ziel bestand darin ein VMM zu finden, welches sich zum sicheren Anschluss an das Pumpsystem eignet und die Artefakt-freie Modellierung von Flussprofilen gewährleistet. Es wurden Silikonschläuche mit 1 bis 3 mm Wanddurchmesser, kommerzielle Schrumpfschläuche, ein selbstgegossenes wandloses-Phantom und ein kommerziell erhältliches wandloses Phantom (Branched 2 Vessel Ultrasound Training Block Model, CAE Healthcare, Mainz) getestet.

Abbildung 6: Prototyp (erstellt von Alina Nielsen)

Zur Herstellung der erst genannten Prototypen wurde jeweils ein VMM oder ein Platzhalter, bei der wandlosen Variation, in das TMM eingegossen. Als Gussform dienten hierbei Pappbecher, die mit Löchern versehen wurden, um die VMM oder Platzhalter zu befestigen. Zum Schutz gegen das Auslaufen wurden die Übergänge mit Heißkleber verschlossen. In dem wandlosen Phantom wurden als Platzhalter Rundholzstäbe mit 3 mm Durchmesser genutzt. Um eine Verbindung zwischen Silikon und Rundholzstab zu verhindern, wurde das Holz mit dem Trennmittel One-Step® (Smooth-on Inc., Macungie, USA) behandelt. Wie oben beschrieben wurde das TMM mit Zuschlagsstoffen hergestellt und die Gussform damit befüllt. Nachdem Aushärten ließen sich die Platzhalter entfernen und die bestehenden Hohlräume, die in wandlosen Phantomen als Gefäße dienen, mit Wasser oder BMF befüllen. Das kommerzielle Phantom (Branched 2 Vessel Ultrasound Training Block Model, CAE Healthcare, Mainz) besteht aus einem sehr weichen TMM und wurde modifiziert, indem das blindendende Gefäß eröffnet und die Schläuche des Pumpsystems befestigt wurden, um einen Anschluss zu ermöglichen. Mittels des MyLab™SevenVET von ESAOTE Biomedica Deutschland GmbH, Köln und der Linearsonde SL1543 VET wurden die Prototypen beurteilt.

Als Beurteilungskriterien wurden angelegt:

- realitätsnahes Aussehen
- die sichtbare Trennung zwischen TMM, VMM und des Gefäßlumens
- die Möglichkeiten des Anschlusses an das Pumpsystem
- das Verhalten während des Erzeugens hoher Strömungsimpulse

Danach wurden die Prototypen mittels Schlauchverbindern an das Pumpsystem angeschlossen. Während des Anschließens an das Pumpsystem ist zu beachten, dass so wenig Luft wie möglich in das System eindringt. Hierzu sollten alle offenen Anschlüsse des Pumpsystems während des Umsteckens mit Arterienklemmen verschlossen werden und das Gefäßlumen des Prototyps mit BMF gefüllt werden. Nachdem Anschließen des Prototyps muss die Pumpe mindestens 10 Minuten entlüftet werden, um Artefakte während des Untersuchens mittels Ultraschall zu minimieren. Im zweiten Schritt wurde evaluiert, wie sicher die Verbindung zwischen Prototyp und Pumpsystem ist und wie sich das VMM verhält, wenn hohe Strömungsimpulse eingeleitet wurden. Nachdem beurteilt wurde, welches VMM geeignet ist, wurde das endgültige Dopplerphantom geplant.

2.1. **Anschlüsse und Gefäßvariationen im Dopplerphantom**

Nachdem die geeignete Gefäßersatzmaterial feststanden, wurden geeignete Anschlüsse gesucht und Gefäßvariationen erstellt. Bei der ersten Gefäßvariation handelt es sich, um ein gerades Gefäß, welches ca. im 40° Winkel eingegossen wird (Abbildung 7-3).

Abbildung 7: Gussform mit VMM (erstellt von Alina Nielsen)

1 kurviges Blutgefäß, 2 stenosiertes Blutgefäß,3 schräges Blutgefäß

Das Bohrloch für den Ausgang der Gefäßnachbildung befindet sich deutlich näher an der oberen Kante der Gussform. Die zweite Gefäßnachbildung ist im gleichen Winkel eingegossen und enthält eine 40 prozentige Stenose (Abbildung 7-2). Die Stenose wurde durch das Einbringen eines schmaleren Silikonschlauchs mit 5 mm Außendurchmesser verwirklicht. Auf Grund der hohen Reibung verrutscht der Schlauch, mit dem geringeren Durchmesser nicht. Das Lumen beträgt auf 5 mm Länge 3 mm statt 5 mm. Die dritte Gefäßnachbildung liegt nicht geradlinig im Dopplerphantom, sondern verläuft in Kurven, um einen realistischen Gefäßverlauf darzustellen (Abbildung 7-1). Um den Silikonschlauch während des Gießvorgangs in Kurven zulegen, wurde ein Metallstabe mit 2 mm Durchmesser eingelegt und in die gewünschte Form gebracht Der Metallstab konnte nach dem Aushärten des TMM entfernt werden. Der Anschluss an das Pumpsystem sollte mit verschließbaren Ventilen oder Hähnen verwirklicht werden. Zur Wahl standen Mehrfachverbinder aus dem Aquaristik- oder Gartenbedarf oder 3-Wege-Ventile aus dem Laborbedarf. Das Ziel war es eine sichere und praktikable Möglichkeit zu finden, um das Phantom mit dem Pumpsystem zu verbinden und den Blutfluss zu steuern. Alle Anschlussmöglichkeiten wurden mit einem Prototyp, in den mehrere Gefäße eingelassen waren, getestet. Hierbei wurde Folgendes überprüft:

- die Sicherheit der Anschlüsse bei hohen Drücken
- der Flüssigkeitsstrom ohne Austritt von BMF oder Eintritt von Luft
- der vollständige Schluss der Ventile

3. Erzeugung des Blutstroms

Nach der Untersuchung der Materialien, musste evaluiert werden, welches Pumpsystem geeignet ist, um Flussprofile mit unterschiedlichen Anforderungen zu modellieren. Es musste folgenden Voraussetzungen erfüllen:

- die Möglichkeit Rückflüsse zu erzeugen
- die Programmierbarkeit
- die Möglichkeit eigene Flussprofile zu erstellen und zu speichern

Nach einer umfangreichen Literaturrecherche und Marktanalyse wurde das Pumpsystem CompuFlow 1000 von Shelley Medical Imaging Technologies (Toronto, Kanada) gewählt. Diese programmierbare Kolbenpumpe wurde speziell zur Simulation von Blutflüssen entwickelt. Sie enthält einen Mikroschrittmotor der einen mit Blutersatzflüssigkeit gefüllten Zylinderkolben steuert. Abhängig von der Programmierung bewegt sich der Kolben vorwärts oder rückwärts.

So ist es möglich, konstante und peristaltische Flüsse sowie Rückflüsse zu modellieren. Wenn der Kolben am Ende des Zylinders angekommen ist, bewegt er sich in die Gegenrichtung zurück. Hierbei ändert sich die Flussrichtung im Phantom nicht, da zwei Klappen die Flussrichtung konstant halten.

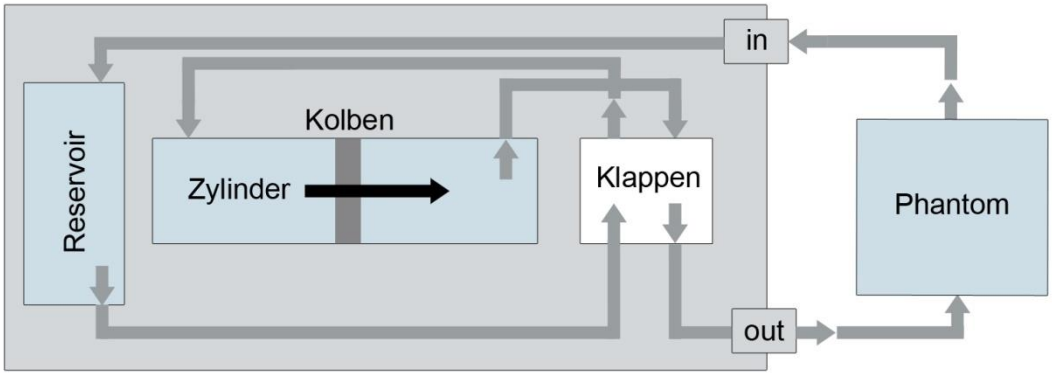


Abbildung 8 Schematischer Aufbau des Pumpsystems (erstellt von Alina Nielsen)

Die Steuerung der Pumpe erfolgt über die Software SimuFlow III 090608-0140 auf einem Windows®7 Betriebssystem. Die Rechnereinheit inklusive Programm und Betriebssystem werden mit dem Pumpsystem ausgeliefert. Es sind Flussprofile der *A. carotis* und *A. femoralis* des Menschen vorprogrammiert(SHELLEY MEDICAL IMAGING TECHNOLOGIES, 2018c). Die Ultraschallaufnahmen wurden mit MyLab™SevenVET von ESAOTE Biomedica Deutschland GmbH, Köln und der Linearsonde SL1543 VET angefertigt.

3.1. **Blutersatzflüssigkeit**

Als Blutersatzflüssigkeit kam das Blood Mimicking Fluid von Shelley Medical Imaging Technologies (Toronto, Canda) zum Einsatz. Dieses BMF wurde speziell für die Nutzung im oben genannten Pumpsystem entwickelt. Es handelt sich, um eine ungiftige Flüssigkeit mit einer 1,82 % Konzentration von 5 µm großen Partikeln, die zelluläre Blutbestandteile imitieren. Die Dichte beträgt 1037 ± 2 kg/m und die Viskosität beträgt 4,1 ± 0,1 mPa/s. Damit simuliert die BMF menschliches Blut (SHELLEY MEDICAL IMAGING TECHNOLOGIES, 2018b).

4. Aufbau des Dopplerphantoms

Bevor mit der Programmierung der Flussprofile begonnen werden konnte, muss das endgültige Phantom hergestellt werden. Die Eigenschaften der Strömungsprofile sind abhängig von den Innendurchmessern und der Schlauchlänge, deswegen konnte mit der Programmierung der Flussprofile erst begonnen werden, nachdem das endgültige Phantom fertig gestellt wurde. Als Gussform wurde einer Kunststoffdose mit 500 ml Fassungsvermögen und quadratischer Grundfläche mit abgerundeten Ecken verwendet, in die Löcher mit 11 mm Durchmesser geschnitten wurden. Während des Bohrens der Löcher sollte beachtet werden, dass die Kunststoffdose leicht Risse bekommen kann. Das Abkleben der Bohrlöcher und eine hohe Rotationsgeschwindigkeit des Bohrers verhindern dies. Um die Übergänge abzudichten und die Schläuche zu fixieren, kam Heißkleber auf der Außenseite der Gussform zum Einsatz. In dem Dopplerphantom befinden sich drei separate Gefäßnachbildungen, die mit Hilfe von 3-Wege-Hähnen (5) (Carl Roth GmbH + Co.KG Karlsruhe) einzeln angesteuert werden können.

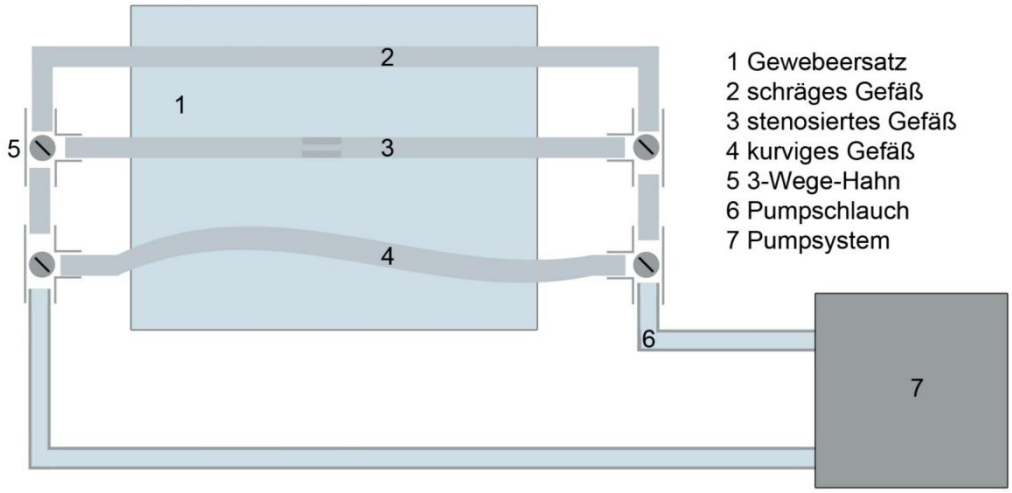


Abbildung 9: Aufbau der Dopplerphantoms (erstellt von Alina Nielsen)

Je nach Einstellung der 3-Wege-Hähne kann entweder nur eine Gefäßnachbildung durchströmt werden oder alle gleichzeitig. Es wurden 400 ml des Silikons benötigt. Zuerst wird 200 ml der Komponente A von Ecoflex®00-20 abgewogen und mit 8 g der Mikroglaskugeln vermischt. Diese Mischung wurde 3 Minuten gründlich verrührt. Danach wird 200 ml der Komponente B von Ecoflex®00-20 hinzugefügt und wiederum für 3 Minuten verrührt. Die endgültige Silikonmasse wird für 2 Minuten bei durchschnittlich 20 mmHg in High Vaccum Pump E2M2 von Edwards (Feldkirchen, Germany) vakuumiert.

Die luftfreie Silikonmasse wird nun in die Gussform gegossen. Durch den Gießvorgang entstehen kleine Lufteinschlüsse am Rand der Schläuche. Leichtes Klopfen der Gussform auf eine harte Oberfläche verbessert die Diffusion der Luftbläschen an die Oberfläche. Die VMMs sollte ca. 1 cm mit TMM bedeckt sein. In Abbildung 9 ist eine Bauskizze zusehen.

4.1. **Programmierung der Flussprofile**

Das Pumpsystem von Shelley Medical Imaging Technologies (Toronto, Kanada) wird mittels SimuFlow III 090608-0140 über ein Windows®7 Betriebssystem gesteuert und programmiert. In den Werkseinstellungen sind fertige Flussprofile der *A. carotis* und *A. femoralis* des Menschen vorhanden. Diese Flussprofile sind nützlich, falls ein Phantom der gleichen Firma genutzt wird. In einem selbstentwickelten Phantom sind diese Flussprofile nicht verwendbar. Das Ziel war es zu evaluieren, ob sich physiologische und pathologische Flussprofile von mehreren Tierarten mit dem Pumpsystem in unserem Dopplerphantom generieren lassen. Es sollten realistische Flussprofile von Arterien, Venen, Hoch- und Niedrigwiderstandsgefäßen dargestellt werden. Die Herausforderung hierbei lag in der Bandbreite der Blutflussgeschwindigkeiten und der Morphologie der Flussprofile. Abhängig vom Gefäßtyp sollten mono-, bi- und triphasische Flussprofile und Rückflüsse realisiert werden. Die Blutflussgeschwindigkeit variiert abhängig von der Tierart und dem Gefäß zwischen 12 cm/s und 160 cm/s. Die angestrebten Pulsfrequenzen liegen zwischen 23 Schlägen/min und 349 Schlägen/min. Wichtige Beurteilungspunkte zur Bewertung waren:

- Die Erstellung von mono-, bi- und triphasichen Flussprofilen
- Die Programmierung von Flussprofilen mit realitätsnahen Indices, Flussgeschwindigkeiten und Pulsfrequenzen
- Die Anwenderfreundlichkeit des Programms

Abbildung 10: Steuerungscode (erstellt von Alina Nielsen)

Auch die Pulsatilitäts- und die Widerstandsindices sollten in den Referenzbereichen liegen. Das Pumpsystem lässt sich entweder auf der graphischen Oberfläche oder im Steuerungscode selbst programmieren. Im Laufe der Arbeit ist augenscheinlich geworden, dass die Anpassungen im Steuerungscode effektiver sind, als in der graphischen Oberfläche. In Abbildung 10 ist ein beispielhafte Steuerungsdatei abgebildet. Jede Zahl nach DataStart gibt einen Ansteuerungspunkt in der Pumpe an. Das Pumpsystem befördert also für eine festgelegte Zeit (UpdateTime in ms) eine festgelegte Menge BMF. Die UpdateTime lässt sich variieren zwischen 2 ms und 999 ms. Die beförderte Menge bezieht sich auf die festgelegte PeakFlowRate in ml/s. Diese Flussrate lässt sich variieren zwischen 1000 ml/s und 350000 ml/s. Je mehr einzelne Ansteuerungs-punkte gesetzt werden, desto feiner lässt sich das Flussprofil einstellen.

5. Evaluation des Dopplerphantoms

5.1. Auswahl der Teilnehmerinnen und Teilnehmer

Nach der Fertigstellung des Dopplerphantoms und der Erzeugung von 14 Flussprofilen sollte evaluiert werden, ob das System praktikabel ist und Lernende einen Lernerfolg damit haben. Hierzu wurden Studierende aus dem siebten und achten Semester; praktizierende Tierärztinnen, Tierärzte und Experten auf dem Gebiet der Dopplersonographie eingeladen. Die Experten hatten eine Qualifikation als Fachtierarzt für Innere Medizin mit der Zusatzbezeichnung Kardiologie (Kleintiere), einen Fachtierarzt für Diagnostische Radiologie und Strahlentherapie sowie Diplomate of European College of Veterinary Diagnostic Imaging (ECVDI). Die Evaluationen fanden sowohl in kleinen Gruppen von bis zu sechs Personen als auch einzeln statt. Je nach Gruppegröße dauerte sie zwischen einer und drei Stunden.

5.2. Feststellung Praktikabilität und Akzeptanz

Jede Probandin und jeder Proband erhielt eine theoretische Einführung in die Dopplersonographie und die Funktion des Dopplerphantoms. Nach einer kurzen Präsentation des Systems, hatten alle Teilnehmenden die Möglichkeit für zehn Minuten die Funktionen zu verwenden und selbstständig die Dopplersonographie mittels MyLab™SevenVET (ESAOTE Biomedica Deutschland GmbH, Köln) durchzuführen. Während dieser Zeit wurden durch das Fachpersonal Fragen beantwortet und Details zu den Flussprofilen erklärt. Alle Teilnehmerinnen und Teilnehmer beantworteten darauffolgend anonym einen 17 Fragen umfassenden Evaluationsbogen. Das Ziel der Evaluation war die Beurteilung des Phantoms aus Sicht der Probandinnen und Probanden. Zusätzlich wurde die Möglichkeit zur Anwendung in der Lehre und Weiterbildung eruiert. Der Fragenbogen enthielt 15 geschlossene Fragen mit einer Ordinalskala und zwei offene Fragenstellungen in Form von Freitextfeldern. Durch die Auswertung des Fragebogens sollte die Realitätsnähe des Phantoms und des Flussprofils der *A. femoralis* analysiert werden. Zudem wurde abgefragt, wie die Probandinnen und Probanden die Praktikabilität und die verfügbaren Flussprofile beurteilen. In den beiden offenen Fragen wurde nach Anregung und Kritik gefragt. Im Anhang ist ein Vordruck des Fragebogens hinterlegt.

5.3. **Feststellung des Lernerfolgs**

Im zweiten Teil der Evaluation sollte überprüft werden, ob die Teilnehmenden einen Lernerfolg nach dem Training am Dopplerphantom hatten. Hierbei wurde verglichen, wie lange eine Personengruppe, die die Möglichkeit hatte ihre Fähigkeiten am Dopplersimulator zu trainieren, benötigt eine Dopplerkurve zu erstellen, im Vergleich zu einer untrainierten Gruppe. Die Teilnehmenden wurden zufällig in zwei Gruppen unterteilt. Die Teilnehmerinnen und Teilnehmer der Gruppe A hatten zuerst die Möglichkeit, jeweils 10 Minuten, am Dopplerphantom zu üben. Die Evaluierenden hatten die Möglichkeit alle Einstellungen am Gerät auszuprobieren, alle Gefäßvariation zu testen, zwischen diesen zu wechseln und verschiedene Flussprofile einzustellen. Hierbei war immer Fachpersonal für die Beantwortung von Fragen und für Erklärungen anwesend. Danach erfolgte die Untersuchung der A. femoralis eines Hundes. Gruppe B hat zuerst die Untersuchung am Hund vorgenommen und nutzte dann das Dopplerphantom.
Ob die Teilnehmenden vor der Untersuchung des Hundes am Dopplerphantom üben konnten, stellt hierbei die unabhängige Variable dar.
Die Tierbesitzerinnen und die Hunde wurden zu einer fakultativen Lehrveranstaltung in das Prof. Cordula Poulsen Nautrup Ultraschalllabor eingeladen. Die Tiere waren zwischen vier Monaten und sechs Jahren alt und wogen zwischen 5kg und 25kg. Die Hunde waren verschiedener Rassen zugehörig, unter anderem Dackel, Labradore, Shelties und belgische Schäferhunde sowie Mischlinge. Die Untersuchung fand in Anwesenheit der Besitzerinnen statt. Hierzu wurden Tiere in Seitenlagen positioniert und der Innenschenkel auf ca. 4 cm x 5 cm rasiert.
Für alle Teilnehmenden fand eine kurze Einführung in die Dopplersonographie statt, weiter wurde das Ultraschallgerät MyLab™SevenVET (ESAOTE Biomedica Deutschland GmbH, Köln) erklärt. Die Untersuchung der *A. femoralis* wurde demonstriert. Hierbei wurde die Einstellung der Eindringtiefe und des Fokuspunktes erklärt. Zur Darstellung der Dopplerkurve wurde erläutert, wie das Dopplergate und die Winkelkorrektur korrekt einstellt werden soll. Nach dem Auffinden der *A. femoralis*, wurde die Zeit gemessen bis eine qualitativ gute Dopplerwelle, mit allen eben genannten Einstellungen, dargestellt werden konnte. Diese Messung stellt die abhängige Variable dar. Die Zeitmessung wurde immer vom gleichen Fachpersonal mit einer einfachen Stoppuhr durchgeführt. Die Ergebnisse wurden mittels Microsoft Excel und SPSS 26.0 ausgewertet. Zum Vergleich der beiden Probandengruppen wurde der Mann-Whitney-U-Test genutzt. Unterschiede werden als signifikant beurteilt, wenn $p \leq 0.05$.

IV ERGEBNISSE

1. Gewebeersatzmaterial

Zur Untersuchung der Polyurethansilikone, Polyurethankautschuke und -gießharze wurde die geplanten Untersuchungskriterien verwendet. Die Hautfreundlichkeit wurde anhand der technischen Datenblätter ermittelt, sofern ein Material nach ISO 10993-10 (Hautirritation) als bedenklich eingestuft wurde, ist es nach diesen Kriterien zufolge nicht hautfreundlich. Alle Produktinformation der verwendeten Materialien sind bei dem deutschen Vertriebspartner Kaupo Plankenhorn e.k.(2016) einsehbar.

Die Ankopplung der Ultraschallsonde an das TMM wurde während der Untersuchung beurteilt. Wenn das Ankoppeln nur unter unverhältnismäßig hohen Druck oder gar nicht erreichbar war, wurde die Ankopplung des Materials als schlecht beurteilt. War die Ankopplung mit erhöhtem Druck erreichbar, wurde es als mittelmäßig und bei leichtem oder keinem Druck als gut beurteilt.

Die Schallbarkeit ist lediglich subjektiv einzuschätzen. Waren Schwierigkeiten vorhanden ein gutes Bild darzustellen, wurde das TMM als schlecht beurteilt. Konnte kein Bild dargestellt werden, lautete die Beurteilung: nicht schallbar. Falls die Ankopplung nicht möglich war oder die Schallbarkeit der getesteten Materialien nicht ausreichte, konnten häufig die Eindringtiefe, die Schallgeschwindigkeit und das sonographische Bild nicht ermittelt werden.

Zur Beurteilung der Eindringtiefe wurde das Vorhandensein eines sonographischen Bildes herangezogen. Fehlte nach wenigen Millimetern ein Signal, wurde die Eindringtiefe als schlecht beurteilt. Wenn ein Signal über einen Centimeter oder über die ganze Dicke der Gießprobe beobachtet wurde, lautete die Beurteilung gut.

Das sonographische Bild war entweder anechogen, wenn nur die Begrenzungen der Gießprobe ein Signal erzeugte oder homogen, wenn eine echogene gleichmäßige Struktur zu erkennen war.

Die Schallausbreitungsgeschwindigkeit wurde wie im Punkt II5.1 beschrieben, errechnet. PMC®, Clear Flex®, Simpact®, Econ® und Formplastic® (Smooth-on, Inc. Macungie, USA) erwiesen sich als schlecht oder nicht schallbar, bei schlechter Ankopplung, zusätzlich wurden sie als nicht hautfreundlich einzustufen. Alle Vytaflex® Produkte (Smooth-on, Inc. Macungie, USA) zeigten eine gute Schallbarkeit und Eindringtiefe bei einer mittelmäßigen Ankopplung.

Die Schallausbreitungsgeschwindigkeit liegt zwischen 2566,67 m/s und 1604,17 m/s. Alle Vytaflex® wurden als nicht hautfreundlich beurteilt. Alle Produkte der Serie DragonSkin® (Smooth-on, Inc. Macungie, USA) zeigten eine gute Schallbarkeit und Eindringtiefe mit einem homogenen sonographischen Bild. Die Ankopplung wurde mit gut, bei DragonSkin®30 als mittelmäßig beurteilt. Alle Produkte dieser Serie sind hautfreundlich. Die ermittelten Schallausbreitungsgeschwindigkeiten liegen zwischen 1222,22 m/s und 1384,27 m/s. Ecoflex®00-10, 00-20 und 00-30 (Smooth-on, Inc. Macungie, USA) wiesen eine sehr gute Ankopplung, bei guter Schallbarkeit und Eindringtiefe auf. Härtere Produkte der Ecoflex® Serie zeigten eine schlechtere Ankopplung. Das sonographische Bild wurde in allen Proben dieser Serie als homogen oder anechogen beurteilt. Eine Schallausbreitungsgeschwindigkeit zwischen 1015,38 m/s und 1462,03 m/s wurde errechnet. Zusammenfassend zeigten sich nach der Beurteilung die beiden additionsvernetzenden Silikonkautschuke DragonSkin® und Ecoflex® (Smooth-on, Inc. Macungie, USA) (Tabelle 4) als geeignet. Wobei die sehr weichen Produktausführungen wie DragonSkinFXPro®, DragonSkin®10 und Ecoflex®00-10 druckempfindlich waren und deswegen eine geringe Widerstandsfähigkeit aufwiesen.

Tabelle 4: Eigenschaften der Gießproben

Gießproben	Hautfreundlichkeit nach ISO 10993-10	Schallbarkeit	Schallgeschwindigkeit in m/s	Eindringtiefe	Sonographischen Bild	Ankopplung
DragonSkin FX Pro	Ja	gut	1222,22	gut	homogen	gut
DragonSkin 10	Ja	gut	1349,48	gut	homogen	gut
DragonSkin 20	Ja	gut	1384,27	gut	homogen	gut
DragonSkin 30	Ja	gut	1330,86	gut	homogen	mittelmäßig
Ecoflex 00-10	Ja	gut	1088,04	gut	anechogen	gut
Ecoflex 00-20	Ja	gut	1176,39	gut	homogen	gut
Ecoflex 00-30	Ja	gut	1015,38	gut	homogen	gut
Ecoflex 00-35	Ja	gut	1184,62	gut	homogen	mittelmäßig
Ecoflex 00-50	Ja	gut	1462,03	gut	homogen	mittelmäßig
Vytaflex 60	Nein	gut	2566,67	gut	homogen	mittelmäßig
Vytaflex 50	Nein	gut	1650,00	gut	homogen	mittelmäßig
Vytaflex 40	Nein	gut	1711,11	gut	homogen	mittelmäßig
Vytaflex 30	Nein	gut	1604,17	gut	homogen	mittelmäßig
Vytaflex 20	Nein	gut	1680,00	gut	homogen	mittelmäßig
Vytaflex 10	Nein	gut	1669,88	gut	homogen	mittelmäßig
PMC 790	Nein	schlecht schallbar	1925,00	schlecht	-	schlecht
PMC 780 Dry	Nein	schlecht schallbar	651,54	schlecht	-	schlecht
PMC 770	Nein	schlecht schallbar	1143,56	schlecht	-	schlecht
Clear Flex 30	Nein	nicht schallbar	-	-	-	schlecht
Clear Flex 50	Nein	nicht schallbar	-	-	-	schlecht
Clear Flex 95	Nein	nicht schallbar	-	-	-	schlecht
Simpact 60a	Nein	nicht schallbar	-	schlecht	-	schlecht
Simpact 85a	Nein	schlecht schallbar	1621,0-5	-	anechogen	schlecht
Econ 60	Nein	nicht schallbar	-	-	-	schlecht
Econ 80	Nein	nicht schallbar	-	-	-	schlecht
Formplastic 60a	Nein	schlecht schallbar	1283,33	schlecht	anechogen	schlecht

1.1. **Zuschlagstoffe**

Zur Beurteilung des Zuschlagsstoffe waren die Echogenitäten, die erhaltene Eindringtiefe und die gemessene Shore-Härte relevant (Tabelle 5). Die Veränderung der Echogenität durch die Additive wurde subjektiv bewertet, die Eindringtiefe wurde im Vergleich mit DragonSkin®20 (Smooth-on, Inc., Macungie, USA) ohne Zuschlagstoffe beurteilt. Die Eindringtiefe wurde als gering beurteilt, wenn das sonographische Signal nach wenigen Millimetern nicht mehr detektierbar war. Die Mehrheit der genutzten Zuschlagsstoffe bewirkten keinen Effekt auf die Echogenität und die Eindringtiefe. Durch die Zugabe von Mikroglaskugeln, konnte eine Erhöhung der Echogenität beobachtet werden. Bei einem größeren Gewichtsanteil der Mikroglaskugeln geht die sonographische Eindringtiefe deutlich zurück. Bei der Zugabe von 2 % Mikroglaskugeln bleibt die Eindringtiefe bis zu 5 cm erhalten. Einige Zuschlagsstoffe veränderten die Haptik und die Optik des Silikonkautschuks. Graphit färbte die Proben dunkel. In allen Zuschlagsstoffen zeigte sich eine Verhärtung des Materials. Die gemessenen Shore AA- Werte stiegen. Die vorher ermittelten sonographischen Eigenschaften des TMMs, sowie die Widerstandsfähigkeit werden nicht beeinflusst.

Abbildung 11: Ecoflex®00-20 mit 2 % Mikroglaskugeln

Während der Verarbeitung des TMMs sollte die Endformzeit von üblicherweise 4 Stunden auf 6 bis 8 Stunden erhöht werden. Das angestrebte Ziel, das realitätsnahe sonographische Bild, wurde mit DragonSkin®20 mit 2 % Mikroglaskugeln mit 50 µm Durchmesser (DENTDEAL Produkte & Service GmbH, Passau) erreicht. Das sonographische Bild ist feinhomogen und weist in dieser Darstellung eine Struktur auf ähnliche wie Milzgewebe, ohne die Eindringtiefe maßgeblich zu beeinflussen.

Da die Shore Härte durch die Zugabe von Mikroglasperlen steigt, wurde das DragonSkin®20 durch das weichere Ecoflex®00-20 ersetzt, um weiterhin eine gute Ankopplung zu gewährleisten. Die sonographischen Eigenschaften blieben identisch. Auch in Ecoflex®00-20 steigt dir Shore-Härte durch Zugabe von Mikroglasperlen von 00-17 auf 00-23 Shore 00(Abbildung 11).

Tabelle 5: Eigenschaften Zuschlagsstoffe

Zuschlagsstoff	Benennung	Eindringtiefe	Bild	Shore 00 Härte
DragonSkin®20	DS	gut	hypoechogen	00-60
Graphit-Pulver 2 %	G 2	gut	hypoechogen	00-70
Graphit-Pulver 5 %	G 5	gut	hypoechogen	00-66
Aluminiumoxid 2 %	A 2	gut	hypoechogen	00-65
Aluminiumoxid 5 %	A 5	gut	hypoechogen	00-69
Glaskugeln 2 %	Gl 2	gut	hyperechogen	00-67
Glaskugeln 4 %	Gl 4	gut	hyperechogen	00-72
Glaskugeln 10 %	Gl 10	gering	hyperechogen	00-74
Calciumcarbonat 0,5 %	C 0,5	gut	hypoechogen	00-65
Calciumcarbonat 4 %	C 4	gut	hypoechogen	00-71
Talkum 2 %	T 2	gut	hypoechogen	00-64
Talkum 5 %	T 5	gut	hypoechogen	00-67
Propanol 10 %	P 10	gut	hypoechogen	00-67
Propanol 30 %	P 30	gut	hypoechogen	00-64
Glycerol 10 %	Gly 10	gut	hypoechogen	00-65
Glycerol 30 %	Gly 30	gut	hypoechogen	00-62
Propanol 30 % + Graphit 5 %	P 30 + G 5	gut	hypoechogen	00-70
Glycerol 30 % + Aluminiumoxid 4 %	Gly 30 + A4	Gut	hypoechogen	00-61
Ecoflex®00-20	Eco20	Gut	hypoechogen	00-17
Ecoflex®00-20 + Glaskugeln 2 %	Eco20 + Gl2	Gut	hyperechogen	00-23

2. Gefäßersatzmaterial

Zur Beurteilung des Gefäßersatzmaterials wurde das realitäsnahe Aussehen und die deutliche Abgrenzung der Schichten als Parameter herangezogen. Diese wurden sonographisch ermittelt. Falls der angeschlossene Prototyp während höherer Drücke durch die Flüssigkeit leckte oder der Anschluss keine Verbindung gewährleistete, wurde es als unsicher eingestuft. Zuerst wurde ein selbsthergestelltes und ein kommerzielles Phantom (Abbildung) ohne Gefäßwände an das Pumpsystem angeschlossen.

Abbildung 122: kommerzielles wandloses Phantom Branched 2 Vessel Ultrasound Training Block Model, CAE Healthcare, Mainz

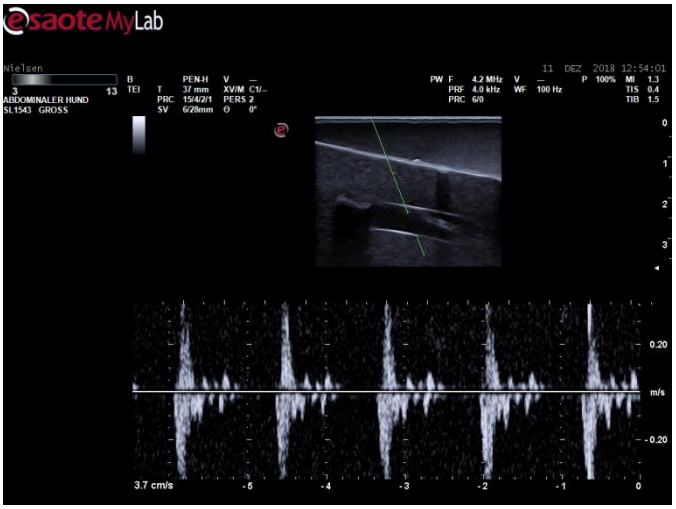


Abbildung 13: Nachschwingen des wandlosen, kommerziellen Phantoms

Beide Phantome zeigten eine deutliche Abgrenzung der unterschiedlichen Schichten im Ultraschallbild. Jedoch erwies sich die Verbindung der beiden wandlosen Phantome an das Pumpsystem als unsicher, bei höheren Strömungsgeschwindigkeiten lösten sich die Anschlüsse.

Das kommerzielle Modell, aus dem weichen TMM, zeigte während hoher Beschleunigungen eine deutliche Windkesselfunktion, vergleichbar mit dem physiologischen Effekt, der in der Aorta (ENGELHARDT VON et al., 2015) beobachtet wurde. Das deutliche Nachschwingen des Phantoms ist die sichtbare Folge davon. In der Abbildung ist dieser Effekt aufgezeichnet. Es handelt sich bei der Programmierung der Flussprofile, um fünf kurzfristige Beschleunigungen. Die Schrumpfschläuche zeigten eine unklare Grenze zwischen VMM und Lumen und boten keine sichere Anschlussmöglichkeit. Die Silikonschläuche wiesen eine präzise Trennung der Schichten im ultrasonographischen Bild auf und ließen sich mittels 3-Wege-Hähne, auch während hoher Geschwindigkeiten, sicher anschließen. Prototypen mit dünnwandige Silikonschläuchen zeigten den gleichen Nachschwing-Effekt, wie die wandlosen Phantome. Mit Hilfe von dickwandigen Silikonschläuchen ließ sich das Nachschwingen auf ein Minimum begrenzen. Hierbei war die Abgrenzung ebenso deutlich und der Anschluss sicher. Somit eignen sich Silikonschläuche mit 3 mm Wanddicke als Gefäßersatzmaterial in einem Dopplerphantom.

2.1. **Gefäßvariation**

Die geplanten Gefäßvariationen konnten einwandfrei umgesetzt werden. Das Lumen der Stenose beträgt auf 5 mm Länge 3 mm statt 5 mm. Sonographisch lässt sich eine deutliche Erhöhung der Strömungsgeschwindigkeit und die Turbulenz der Strömung darstellen (Abbildung 13).

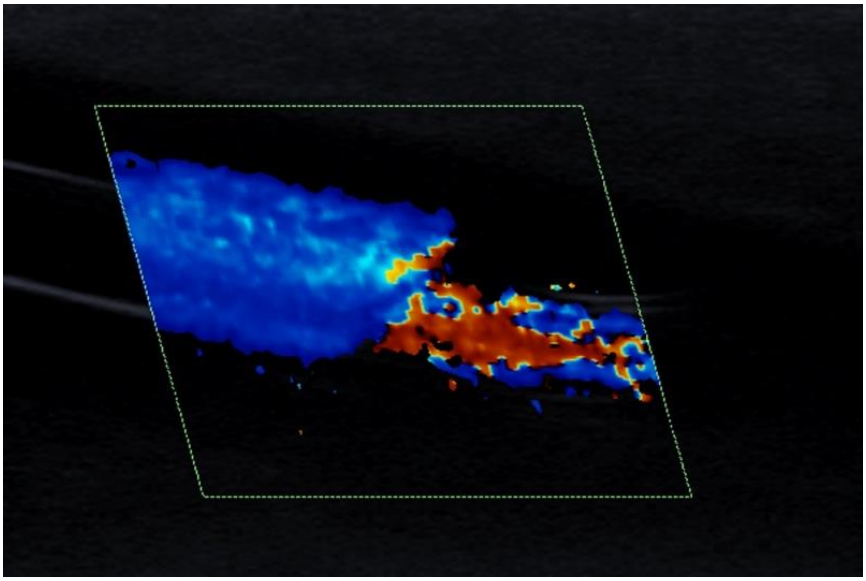


Abbildung 13: Stenosiertes Blutgefäß im Color-Doppler

Beim Überprüfen der Anschlussmöglichkeiten wurde ersichtlich, dass verfügbare Mehrfachverbinder keine komplette Abdichtung aufweisen und dadurch BMF austritt oder Luft in das geschlossene System gelangen kann. Die 3-Wege-Ventile aus dem Laborbedarf erwiesen sich als stabil und sicher. Mittels dieser Hähne kann der Blutstrom in den VMMs vermindert werden, so dass entweder alle oder nur ein Blutgefäß durchströmt wird. Diese Funktion ist für die Programmierung der Flussprofile essentiell.

3. Endgültiges Dopplerphantom

Das endgültige Dopplerphantom ist 12 cm x 12 cm groß und ca. 7 cm hoch. Es befindet sich in der Gussform. Das Dopplerphantom wurde im Prof. Cordula Poulsen Nautrup Ultraschall Labor aufgebaut. Dort befinden sich die benötigten Ultraschallgeräte und die optimale Umgebung für die sonographische Untersuchung. Als Materialen wurden verwendet:

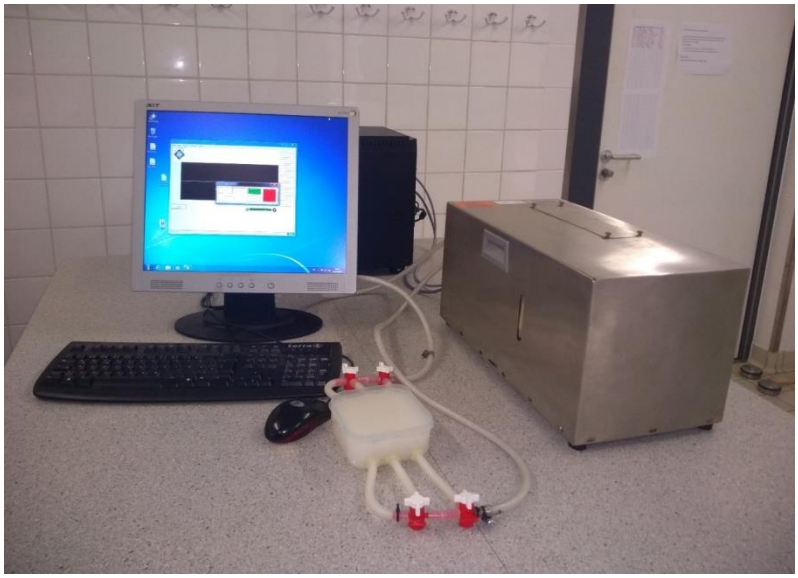


Abbildung 14: endgültiger Aufbau des Dopplerphantoms

- handelsübliche **Kunststoffdose** mit quadratischer Grundfläche mit abgerundeten Ecken
- 400ml **Ecoflex®00-20** von Smooth-on, Inc. (Macungie, USA) https://www.kaupo.de/shop/SILIKONKAUTSCHUK-addition/ECOFLEX-SERIE/Ecoflex-00-20/ECO-FLEX-0020-1-Silikonkautschuk.html
- 8g **Mikroglaskugeln** 50 mµ von DENTDEAL Produkte & Service GmbH, Passau https://www.dentdeal-shop.de/product.trading/mestra-produkte/geraete-maschinen/950/mikrokugeln-glas-50-m-3-kg
- 1m **Silikonschlauch** mit einer Wanddicke von 3 mm und einem Innendurchmesser von 5mm von Hans Kraeft GmbH & Co.KG, Hude https://www.schlauch-profi.de/silikonschlauch-fda-bfr-konform-lebensmittel-naturfarben-158?number=Bitte%20erst%20Variante%20w%C3%A4hlen&c=13
- vier **3-Wege-Ventile** von Carl Roth GmbH + Co.KG, Karlsruhe https://www.carlroth.com/ch/de/schlauchverbinder/schlauchventil-3-wege-hahn/p/1018.1
- **Heißkleber**

3.1. Programmierung der Flussprofile

Das Pumpsystem ließ sich mittels einer firmeneigenen Software programmieren. So war es möglich eigene Flussprofile zu erstellen. Die Programmierung erfolgt über die Justierung der UpdateTime, welche die Intervalle angibt, in der die Pumpe die Fließgeschwindigkeit verändert. So lassen sich mit einer UpdateTime von 200 ms oder mehr geringe Fließgeschwindigkeiten und langsam ansteigende Flüsse modellieren. Werden die Zeitintervalle zu gering gewählt, hat dies zur Folge, dass die Strömungsgeschwindigkeitsänderungen zwar steiler verlaufen, aber durch das geringe Auswurfvolumen keinen Blutfluss im Dopplerphantom detektiert werden kann. Hieraus resultiert, dass es mit der Pumpe nicht möglich war langsame Flussgeschwindigkeiten mit steilen Anstiegen zu modellieren. Wird mit Hilfe der 3-Wege-Ventile das Gefäßlumen vergrößert oder verringert, indem entweder nur ein Gefäß oder alle Gefäße durchströmt werden, kann die Flussgeschwindigkeit über die Parameter des Pumpsystems hinaus variiert werden. Mit diesen vier Parametern - Länge der Ansteuerungspunkte, Anzahl der Ansteuerungspunkte, Pumpvolumen und Ventileinstellung- konnte eine Vielzahl von Flussprofilen erstellt werden. Bis zur Fertigstellung eines Flussprofils vergingen 1 bis 4 Stunden. Auch die dickwandigen Silikonschläuche schwingen während hoher Beschleunigungen nach, so dass es nötig ist bei hohen systolischen Spitzengeschwindigkeiten den entstehenden Rückfluss auszugleichen. Es war möglich arterielle Hoch- und Niedrigwidstandsgefäße mit Rückflüssen zu simulieren und venöse Flüsse.

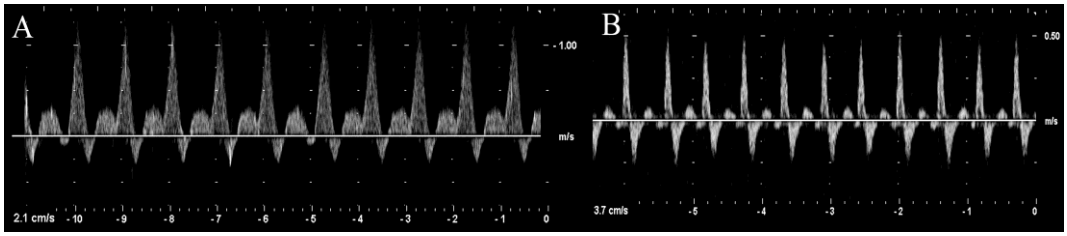


Abbildung 15 A) programmiertes Flussprofil der caninen *A. femoralis* B) am Hund erstelltest Flussprofil der *A. femoralis*

Die generierten Flussgeschwindigkeiten variieren zwischen 2 cm/s und 160 cm/s. Die Bandbreite der simulierten Pulsfrequenzen liegt zwischen 17 Schlägen/min und 221 Schlägen/min. Es wurden 14 Flussprofile von Hunden, Katzen, Pferden, Bussarden und Schildkröten programmiert (Tabelle 6). Im Anhang sind alle Programmcodes und Bilder jedes Flussprofils hinterlegt.

Tabelle 6: Auswahl, Quellen und Ventileinstellung der programmierten Flussprofile

Flussprofil des Gefäßes	Tierart	Pathologie	Quelle	Ventileinstellung
Aorta abdominalis	Hund	keine	(MELLO et al., 2016)	ein Ventil offen
Aorta abdominalis	Hund	Schwere normo-volämische Anämie	(KOMA et al., 2005)	ein Ventil offen
A. interlobaris	Hund	Keine	(MELLO et al., 2016)	alle Ventile offen
A. interlobaris	Hund	Chronische Nieren-insuffizienz	(BRAGATO et al., 2017)	ein Ventil offen
A. carotis communis	Katze	Keine	(HUDERT, 2008)	alle Ventile offen
A. carotis communis	Katze	Hyperthyreose	(HUDERT, 2008)	alle Ventile offen
A. femoralis	Hund	Keine	(MELLO et al., 2016)	alle Ventile offen
A. hepatica	Hund	Keine	(GÖTZ, 2001)	alle Ventile offen
V. hepatica	Hund	keine	(BELOTTA et al., 2018)	alle Ventile offen
V. hepatica	Hund	Adipositas	(BELOTTA et al., 2018)	alle Ventile offen
LPDA	Pferd	Keine	(AGUIRRE et al., 2013)	alle Ventile offen
LPDA	Pferd	Laminitis	(AGUIRRE et al., 2013)	alle Ventile offen
Aorta thoracica	Mäuse-bussard (*Buteo buteo*)	Keine	(STRAUB et al., 2003a)	ein Ventil offen
Aorta thoracica	Unechte Karettschildkröte (*Caretta caretta*)	Keine	(VALENTE et al., 2008)	alle Ventile offen

3.2. **Programmierte Flussprofile im Detail**

Im Folgenden werden alle programmierten Flussprofile mit den Kennzahlen für die Geschwindigkeiten und Indices beschrieben. Eine Kennzahl wird, als nicht realistisch eingestuft, wenn eine Abweichung mehr als zehn Prozent von der einfachen Standardabweichung besteht.

Das Geschwindigkeitsprofil der caninen *Aorta abdominalis* mit ihrem triphasischen Flussprofil konnte modellierte werden. Die Pulsfrequenz, die systolische Spitzengeschwindigkeit und die Pulsatilitätsindex stimmen mit den gemessenen Werten am Tier überein. Die enddiastolische Geschwindigkeit ist mit 0,9 cm/s langsamer, als in der Realität (MELLO et al., 2016). Bei Hunden mit einer normovolämischen Anämie verändert sich das Flussprofil und wird biphasisch. Diese Veränderung sowie die veränderte systolische Spitzengeschwindigkeit und der Pulsatilitäsindex konnten modelliert werden. Die modellierte Pulsfrequenz ist mit 97 Schlägen/min geringer als von Koma et al.(2005) angeben.

Das Flussprofil der caninen *A. interlobaris* konnte für gesunde sowie erkrankte Tiere programmiert werden. Das Flussmuster, sowie die systolische Spitzengeschwindigkeit, die enddiastolische Geschwindigkeit, die Pulsatilitäts- und Widerstandsindices sind realistisch (NOVELLAS et al., 2007; MELLO et al., 2016; BRAGATO et al., 2017).

Für die feline *A. carotis communis* von gesunden und von hyperthyreoten Katze wurden ein realitätsnahes monophasiche Flussprofil erstellt. Die in der Literatur angeben Kennzahlen (HUDERT, 2008) stimmen mit den Modellierten überein. Lediglich die angeben Pulsfrequenzen von median 175 Schlägen/min (euthyreot) und 194 Schlägen/min (hyperthyreot) konnten nicht erreicht werden. Die modellierte Pulsfrequenz liegt bei 95 Schlägen/min.

Das monophasische Flussprofil der caninen *A. hepatica* konnte simuliert werden. Die systolische Spitzengeschwindigkeit stimmt mit den Angaben in der Literatur überein (GÖTZ, 2001). Die enddiastolische Geschwindigkeit und der Pulsatilitätsindex variieren im Vergleich zur Literatur (GÖTZ, 2001).

Das Flussprofile der caninen *V. hepatica* mit dem tri- bis tetraphasischem Flussprofil wurde erfolgreich simuliert, auch das biphasische Flussprofil für adipösen Tieren konnte dargestellt werden. Hierbei unterscheidet sich nur der hepatische arterielle Widerstandsindex mit 0,98 von der Literaturangabe mit 0,63 ± 0,06 (BELOTTA et al., 2018).

Das physiologische equine Flussprofil der LPDA mit den multiplen systolischen Peaks kann naturgetreu dargestellt werden.

Die Kennzahlen, wie die systolische Spitzengeschwindigkeit, die enddiastolische Geschwindigkeit, Pulstilitäts- sowie Widerstandsindices stimmen mit den Literaturangaben (AGUIRRE et al., 2013) überein. Für Tieren mit Hufflederhautentzündung konnte das laminare Flussprofil modelliert werden. Der erzeugte Widerstandsindex mit 1,21 unterscheidet sich von der Angabe in der Literatur mit 0,71 ± 0,14 (AGUIRRE et al., 2013).

Die Programmierung des aortalen Flussprofils des Mäusebussards ist naturgetreu. Nur die hohe Pulsfrequenz mit 270 Schlägen/min bis 420 Schlägen/min konnte nicht erreicht werden (STRAUB et al., 2003a). Die Modellierung weist eine Pulsfrequenz von 221 Schlägen/min auf.

Das modellierte Flussprofil entspricht dem Vorbild der *Aorta thoracica* einer unechten Karettschildkröte. Das untypische Flussprofil und der Pulsatilitätsindex können naturgetreu nachgestellt werden. Die Kennzahlen waren nur annährungsweise zu erreichen. Die Literatur gibt 22,0 ± 0,8 cm/s als Spitzengeschwindigkeit an (VALENTE et al., 2008). Die erzeugte Spitzengeschwindigkeit liegt bei 39,0 cm/s. Die minimale Geschwindigkeit liegt in der Natur bei 12,0 ± 0,5 cm/s, in der Modellierung bei 2,0 cm/s. Die Pulsfrequenz variiert bei Karettschildkröten je nach Alter des Tieres zwischen 23 Schlägen/min und 47 Schlägen/min. In der Modellierung sind 17 Schlägen/min dargestellt. Der Widerstandsindex liegt mit 0,95 höher, als in der Literatur mit 0,71 ± 0,10 (VALENTE et al., 2008).

4. Evaluation des Dopplerphantoms

4.1. Evaluation der Praktikabilität und Akzeptanz

An der Evaluation nahmen 21 Tierärztinnen und Tierärzte darunter zwei Experten für Sonographie und 21 Studentinnen teil. Die Tierärztinnen und Tierärzte gaben zu 90,5 % (19/21) an, über Erfahrung in der Sonographie zu verfügen. 71,4 % (15/42) der Studierenden trafen die gleiche Aussage.

Sie beurteilten das Gewebeersatzmaterial zu 23,8 % (10/42) als sehr real und zu 59,5 % (25/42) als real. Sieben von zweiundvierzig Probandinnen und Probanden schätzen das Gewebeersatzmaterial als befriedigend ein.

Mehr als die Hälfte der teilnehmenden Tierärztinnen und Tierärzten (12/21) beurteilten das Gefäßersatzmaterial als sehr realistisch. Die Mehrheit der Studierenden (12/21) schätze es als realistisch ein. Lediglich 19 % (8/42) der Teilnehmenden bewerten das VMM als befriedigend.

Die Schallbarkeit des gesamten Phantoms wurde von 34 von 42 Personen als sehr gut beschrieben, 6 von 42 bezeichneten sie als gut und 2 von 42 als befriedigend.

Die Realitätsnähe des Phantoms schätzen über Hälfte der Teilnehmenden (25/42) als realistisch ein, jeweils 8 Personen als sehr realistisch oder befriedigend und eine Person als mittelmäßig ein.

In der Evaluation empfanden die Teilnehmerinnen und Teilnehmer den Wechsel zwischen den Gefäßvariationen als sehr gut (30/42) oder als gut (12/42).

Das Wechseln zwischen den Flussprofilen am Rechner wurde von zwei Dritteln (28/42) als sehr gut, von 11 Personen als gut, von einer Person als befriedigend und von zwei Personen als ausreichend, beurteilt.

Die teilnehmenden Studierenden und Tiermedizinerinnen und Tiermediziner beurteilten das Flussprofil der caninen *A. femoralis* zu 81 % (34/42) als sehr realistisch, zu 16,7 % (7/42) als realistisch und eine Person als befriedigend. Die Beurteilung erfolgte nachdem sie die Untersuchung am Dopplerphantom und an einem lebenden Tier vornehmen konnten. Damit auch unerfahrene Teilnehmerinnen und Teilnehmer eine Vergleichsmöglichkeit hatten. Das Angebot der Flussprofile und das Vorhandensein verschiedener Spezies bewertete die Mehrheit der Probandinnen und Probanden als sehr gut (41/42) und eine Person als gut. Die Verfügbarkeit der Pathologien empfanden alle Teilnehmenden als sehr gut.

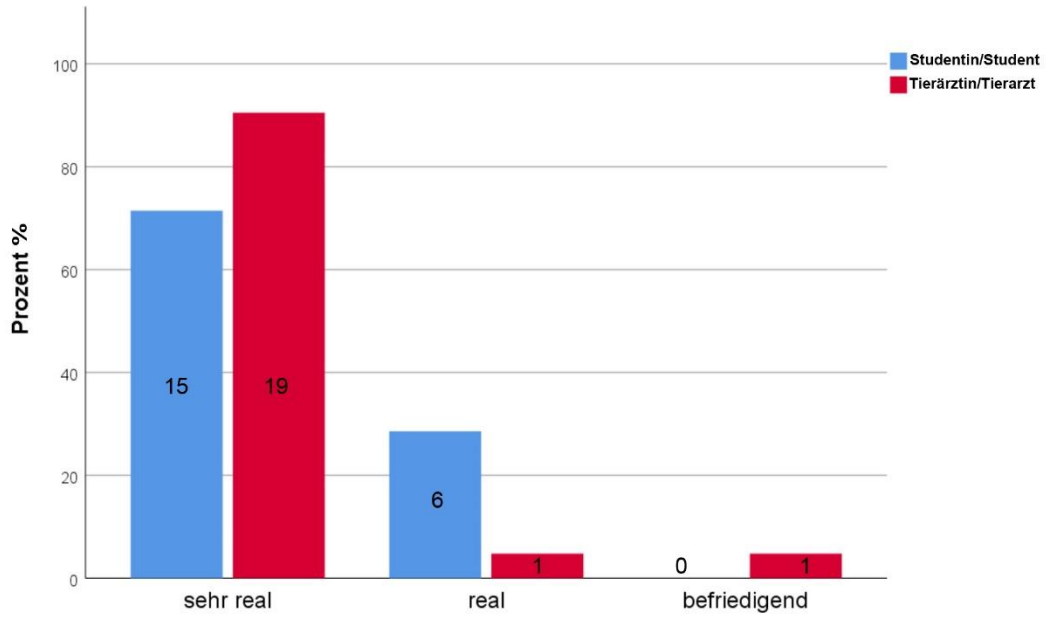


Abbildung 16: Auswertung Fragebogen „Wie beurteilen Sie die Realitätsnähe des *A. femoralis* Flussprofils vom Hund?“

45,2 % (19/42) der Probandinnen und Probanden bewerten das Dopplerphantom als Alternative zum Tier als sehr gut, 42,9 % (18/42) als gut und eine als befriedigend. Jeweils 2 Personen beurteilten diese Alternative als ausreichend oder ungenügend. Das Dopplerphantom als Ergänzung zum lebenden Tier wurde von der Mehrheit (40/42) der Teilnehmerinnen und Teilnehmer als sehr gut beurteilt, zwei Teilnehmende befanden diese Aussage als gut. Auf die Frage, wie die Evaluierenden den Nutzwert des Phantoms für die tierärztliche Tätigkeit einschätzen, lautete die Antwort von 25 Teilnehmerinnen und Teilnehmer sehr gut, von 15 gut und bei zwei Personen befriedigend. Der persönliche Lerneffekts wurde von einer Person als sehr gut und 32 Personen als gut eingeschätzt. 21,4 % (9/42) bewerteten ihn als ausreichend.

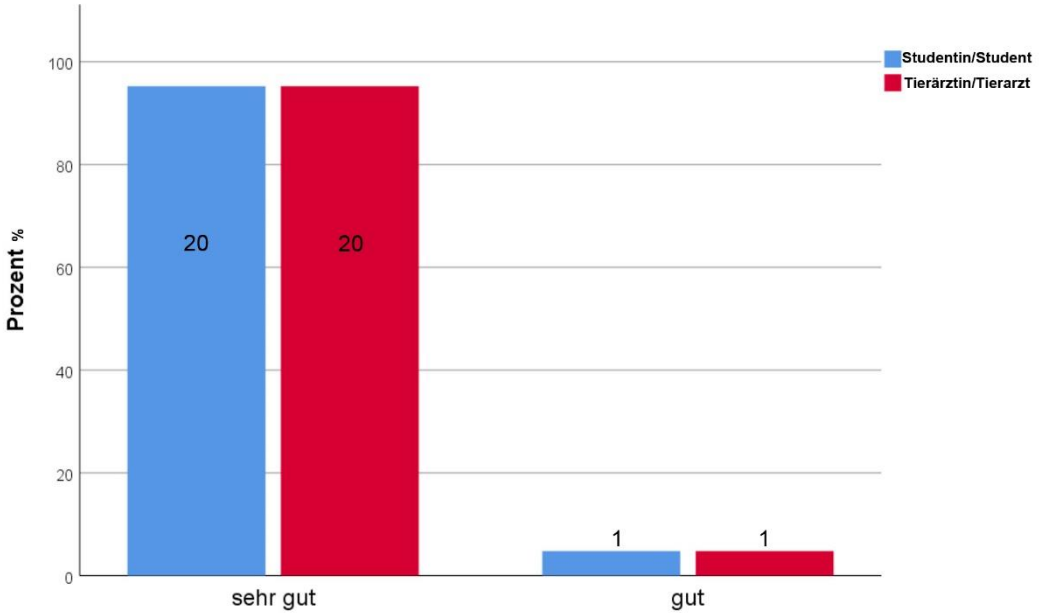


Abbildung 17: Auswertung Fragebogen „Wie bewerten Sie das Phantom als Ergänzung zum Training am lebenden Tier?“

Nicht alle Teilnehmenden haben die Möglichkeit genutzt, die Freitextfragen zu beantworten. Es wurde am häufigsten angeben, dass das Phantom vor der Übung am lebenden Tier und als Ergänzung geeignet ist (5/42). Mehrere Probandinnen und Probanden empfanden das Phantom hilfreich, um die Führung der Ultraschallsonde zu üben (3/42). Zur Erweiterung des Phantoms wurde das Bereitstellen von weiteren Tierarten (2/42), eine 3D Modellierung (1/42), die Möglichkeit von Bewegung bzw. Atmung zu simulieren (1/42) und kongenitalen kardiologischen Missbildungen (1/42) erwähnt. Mehrere Teilnehmende wünschten sich eine Möglichkeit den Messort der Ultraschallsonde am Tier zu lokalisieren (2/42) und die Möglichkeit den Arm besser abzulegen (1/42). Das Wegrutschen des Phantoms auf dem Tisch (1/42) wurde kritisiert. Als Verbesserung wurde vorgeschlagen, dass der Gefäßverlauf nicht sichtbar ist, so dass das Auffinden der Gefäße ausschließlich sonographisch erfolgt (1/42). Als Kritikpunkt wurde die dicke Gefäßwand (1/42) und die Einbettungstiefe der Gefäße (1/42) und damit der höhere Druck, der während der Untersuchung aufgebracht werden muss (2/42), erwähnt. Einzelne Personen hätten sich in der Evaluation eine längere Übungszeit (2/42), ein Handout zu den nötigen Einstellungen (1/42) und eine geringere Gruppengröße (1/42) gewünscht.

4.2. Evaluation des Lernerfolgs

Zur Ermittlung des Lernerfolges wurden die Probandinnen und Probanden zufällig in zwei Gruppen unterteilt. Die erste Gruppe hatte die Möglichkeit am Dopplerphantom zu üben, bevor sie die dopplersonographische Untersuchung am Hund vornahmen. Die zweite Gruppe nahm zuerst die dopplersonographische Untersuchung am Hund vor und übte danach am Dopplerphantom. Bei beiden Gruppen wurde die Zeit ermittelt, die benötigt wurde, um nach dem Auffinden der *A. femoralis* am Tier eine Dopplerkurve dazustellen. An dieser Evaluation nahmen 20 Studierende und 19 Tierärztinnen und Tierärzte teil. Die beiden obengenannten Experten durften hierbei nicht teilnehmen, weil kein Lernerfolg bei Ihnen zu erwarten war. Die Personengruppe, die vorher am Dopplerphantom üben konnte, benötigte im Median 45,0 Sekunden, um eine Dopplerkurve darzustellen. Die untrainierten Teilnehmenden benötigten 71,5 Sekunden im Median.

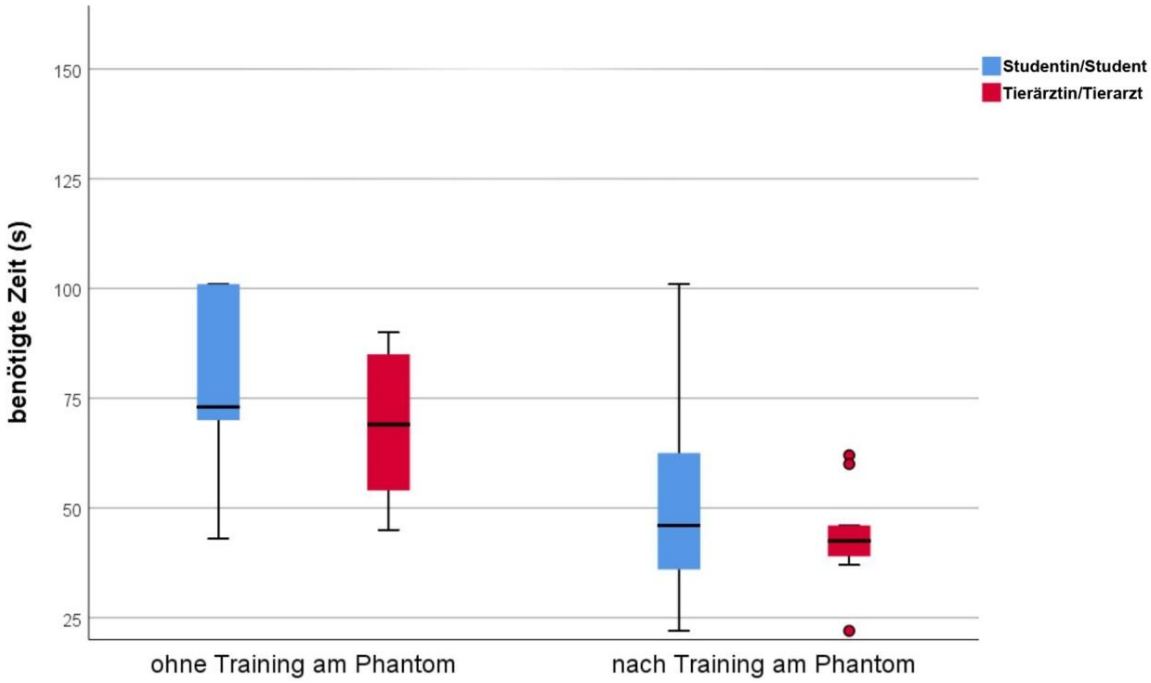


Abbildung 18: Darstellung des Lernerfolgs

4.3. Anpassung des Dopplerphantoms nach der Evaluation

Einige Teilnehmerinnen oder Teilnehmer hatten in der Evaluation angemerkt, dass es von Vorteil, wäre den Untersuchungsort am Tier zu visualisieren. Im Anschluss an die Evaluation wurden Grafiken erstellt, die den Messort bei jedem modellierten Gefäß, in Form einer schematischen Darstellung des zu untersuchenden Tieres illustrieren. Die schematischen Darstellungen sind modifiziert nach den in der Beschriftung genannten Vorbildern.

Diese Grafiken wurden auf einem niedrigen Tisch mit den Maßen 30 cm x 42cm mit einer Aussparung für den Silikonblock als Cover angebracht.

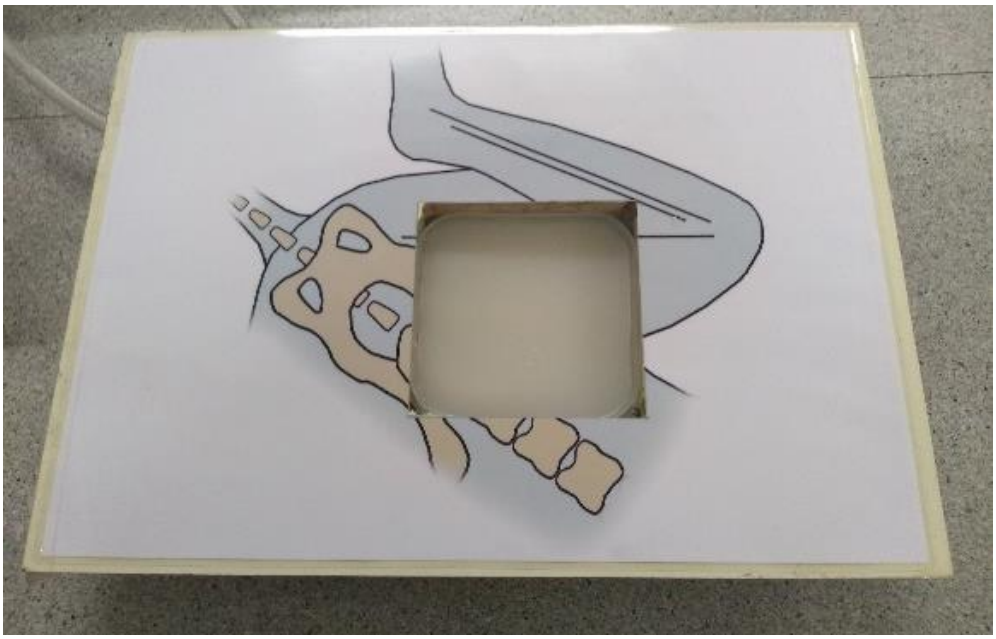


Abbildung 19: Cover mit der schematischen Darstellung des Messortes der caninen *A.femoralis*, auf der Basis von Engelke & Gassner (2007)

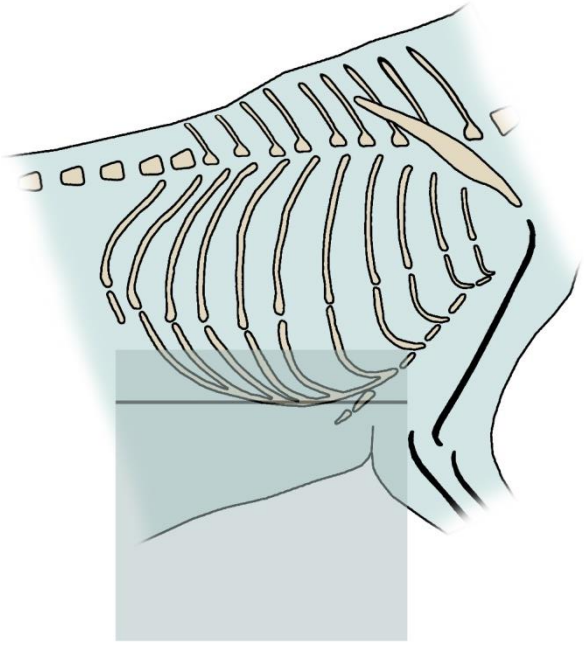


Abbildung 20: schematische Darstellung des Messortes der caninen *Vena* und *Arteria hepatica*, auf der Basis von Lüerssen & Janthur (2007)

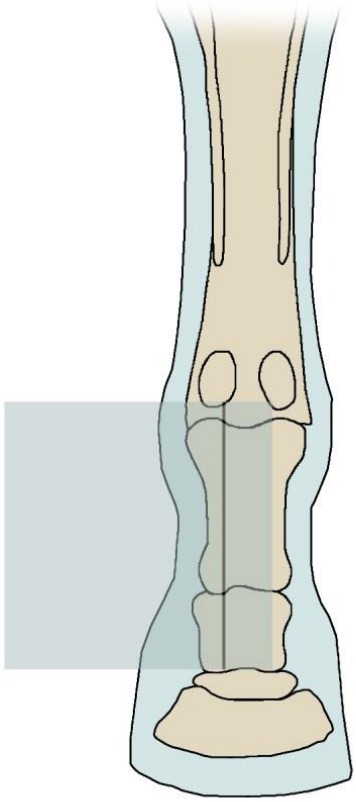


Abbildung 21 schematische Darstellung des Messortes der equinen LPDA, auf der Basis von König & Liebich et al.(2014b)

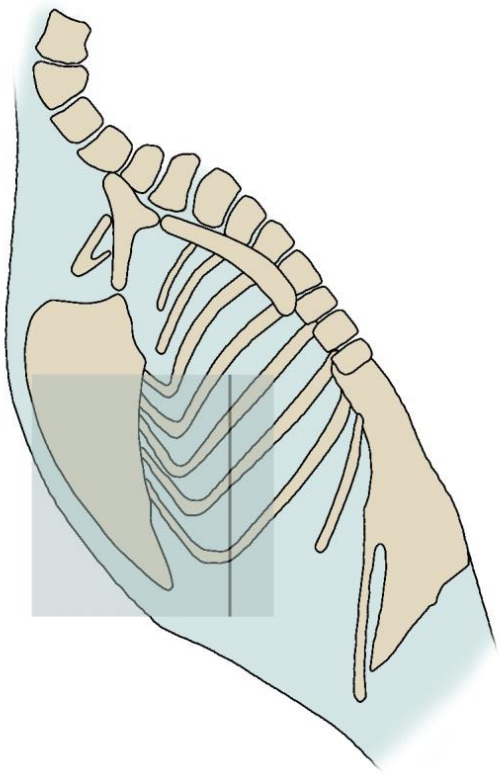


Abbildung 22 schematische Darstellung des Messortes der *Aorta* eines Mäusebussards, auf der Basis von Straub et al. (2003a)

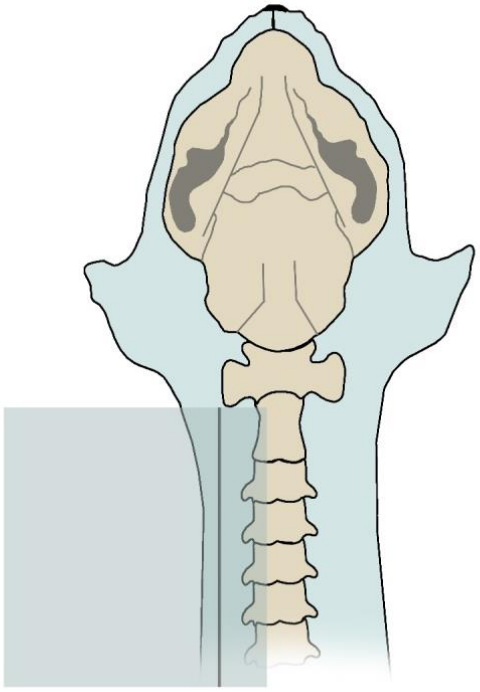


Abbildung 23 schematische Darstellung des Messortes der felinen *A. carotis communis*, auf der Basis von Poulsen Nautrup (2007)

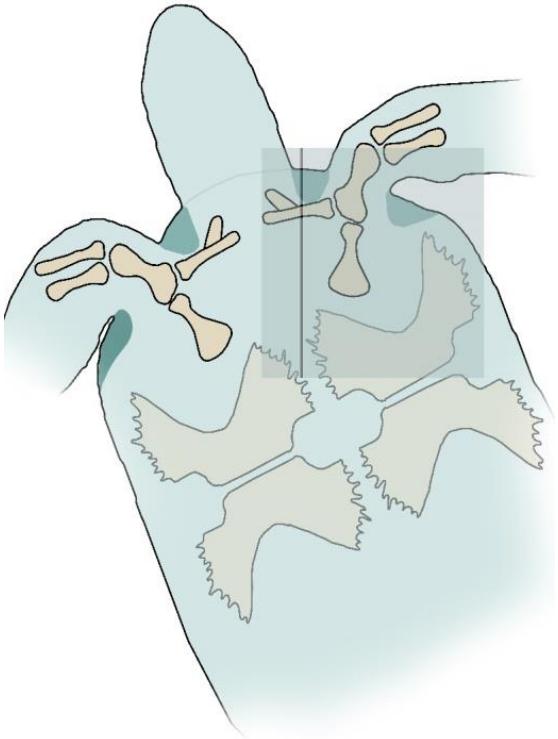


Abbildung 24 schematische Darstellung des Messortes der *Aorta* einer unechten Karettschildkröte, auf der Basis von Valente et al. (2008)

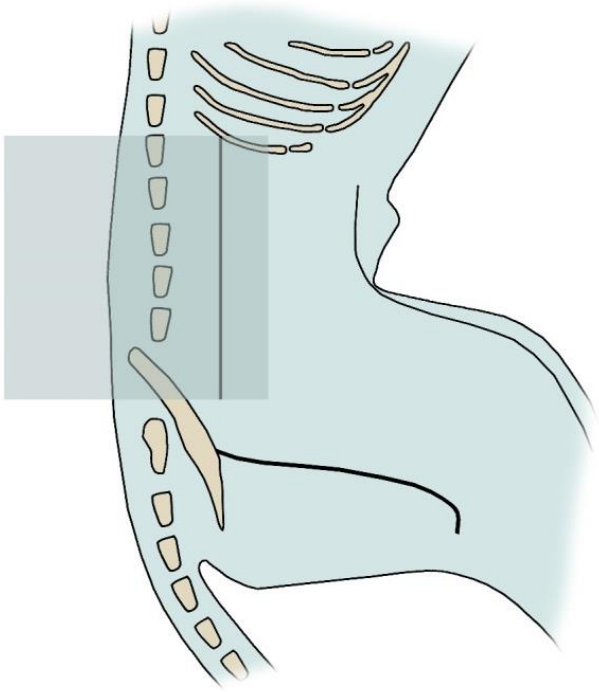


Abbildung 25 schematische Darstellung des Messortes der caninen *Aorta* abdominalis, auf der Basis von Poulsen Nautrup (2007a)

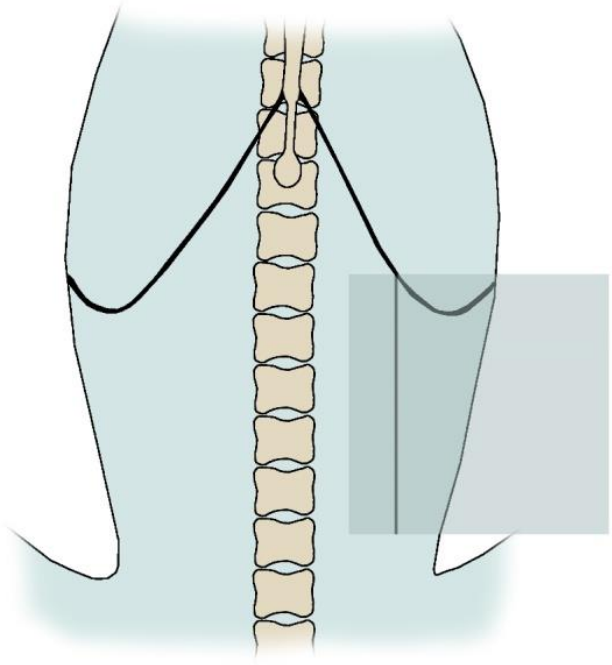


Abbildung 26: schematische Darstellung des Messortes der caninen *A. interlobaris*, auf der Basis von Janthur & Lüerssen (2007)

V DISKUSSION

1. Materialien und Entwicklung des Dopplerphantoms

1.1. Gewebeersatzmaterial

Die meisten tiermedizinischen Fort- und Weiterbildungen sind über die Dauer von einen bis mehreren Tagen ausgelegt. Insbesondere für ultraschallgestützte Punktionsübungen ist es übliche Praxis, schnell und kostengünstig herstellbare Phantome aus weichen biologischen Polymeren wie Gelatine oder Agarose (OLSCHEWSKI, 2016) zu gießen. Der Hauptvorteil der Phantome aus biologischen Polymeren sind ihre guten sonographischen Eigenschaften. Ein wesentlicher Nachteil dieser Materialien sind ihre geringe mechanische Widerstandfähigkeit. In der Regel sind diese Phantome am Ende einer Fortbildung so beschädigt, dass eine weitere Verwendung nicht möglich ist. Zudem verderben diese Stoffe auch bei Lagerung im Kühlschrank innerhalb weniger Wochen. Dieses Problem gibt es bei synthetischen Polymeren wie ballistische Gelatine oder Paraffingel nicht (AMINI et al., 2015), dennoch weisen sie eine ebenfalls nur geringe mechanische Widerstandsfähigkeit auf. Für einen längerfristigen Einsatz oder gar Dauereinsatz sind diese Materialien daher ebenfalls nicht geeignet (MORROW & BRODER, 2015). Nach der Nutzung in Fortbildungen sind diese Materialien verschlissen und müssen entsorgt werden. Seit ca. 10 Jahren gibt es kommerziell vertriebene Ultraschallphantome auf Basis von Urethankautschuk oder dem in der chemischen Zusammensetzung nicht deklarierten Zerdine® (Computerized Imaging Reference Systems, Inc, Norfolk, USA), die sehr weich und empfindlich sowie in der Anschaffung sehr kostspielig sind (COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS INC., 2020). In einem Vet Skill Lab haben Studierende die Möglichkeit jederzeit mit den Phantomen und Simulatoren zu arbeiten. Im Gegensatz zu kurzzeitigen Fort- und Weiterbildungen muss ein Ultraschallphantom, welches in einem Vet Skill Lab eingesetzt wird, langlebig sein und einer dauerhaften Belastung standhalten. Es ist nicht zielführend, Phantome nach wenigen Tagen der Nutzung neu herzustellen zu müssen wie dies z. B. bei Gelatine notwendig wäre oder nach 100 bis 200 Lehreinheiten neu kaufen zu müssen, wie dies nach eigener Erfahrung bei Phantomen auf Urethankautschukbasis der Fall ist. Deshalb war es Ziel für ein regelmäßig in der Lehre einsetzbares Dopplerphantom ein Material zu finden, welches ausreichend

langlebig und widerstandfähig ist und gleichzeitig gute sonographische Eigenschaften besitzt.

Diese Eigenschaften werden insbesondere von elastischen Polymeren (synthetischer Kautschuk) erfüllt. Synthetischer Kautschuk wird durch Polymerisation unterschiedlichster Grundstoffe wie Styrol, Butadien aber auch Silikonen hergestellt. Entsprechend der Grundstoffe wird dann von Styrol-Butadien-Kautschuk, Polybutadien-Kautschuk, Acrylnitril-Butadien-Kautschuk, Chlorbutadien-Kautschuk, Ethylen-Propylen-Dien-Kautschuk, Styrol-Butadien-Latex, Silikonkautschuk und Polyurethankautschuk gesprochen (RINNBAUER, 2006).

Zur Herstellung von Ultraschallphantomen für die Lehre ist es unabdingbar, dass die Materialen in den universitären Laboren und Werkstätten verarbeitet werden können und dabei kein Gesundheitsrisiko entsteht. Zudem müssen die Materialien relativ kostengünstig und in kleiner Menge erhältlich sein. Die Grundstoffe für Styrol-Butadien-Kautschuk, Polybutadien-Kautschuk, Acrylnitril-Butadien-Kautschuk werde nach der Verordnung (EG) Nr.1272/2008 (DES EUROPÄISCHEN PARLAMENTS UND DES RATES, 2008) als gesundheitsgefährdend eingestuft. Die hohe Giftigkeit der Ausgangstoffe bei der Verarbeitung führte zum Ausschluss der elastischen Polymeren, die auf Styrolen und /oder Butadien basieren. Ethylen-Propylen-Dien-Kautschuk lässt sich nur in hoch spezialisierten Anlagen herstellen. Bei der Verarbeitung als gesundheitlich relativ unbedenklich gelten dagegen Silikon- und Polyurethankautschuke, sowie Polyurethangießharze, die gleichzeitig leicht zu verarbeiten und kostengünstig auch in Kleinmengen zu erwerben sind und daher als potentielles Basismaterial für die Erstellung eines Dopplerphantoms getestet wurden. Diese Stoffe sind als Material zum Herstellen von Gussformen, als Künstlerbedarf und für die Maskenbildnerei in verschiedenen Härtegraden im Handel verfügbar. In der Vergangenheit wurden sie bereits zu Herstellung von Ultraschallphantomen in Vet Skills Labs eingesetzt (ENGELSKIRCHEN et al., 2015).

Für die Eignung eines Materials als TMM sind mechanische und sonographische Eigenschaften von Bedeutung (CULJAT et al., 2010), die daher im ersten Schritt für die in Frage kommenden Materialen untersucht wurden. Um eine sonographische Untersuchung gut durchführen zu können muss die luftfreie Ankopplung zwischen Material und Ultraschallsonde leicht möglich sein. Die Härte des Materials ist ausschlaggebend für die gute Ankopplung und das realistische Untersuchungsgefühl. Eine leicht erreichbare, gute Ankopplung ist eine

Voraussetzung für die Akzeptanz eines Ultraschallphantoms. Wenn das Material zu hart ist, muss ein ungewohnter Druck mit dem Schallkopf ausgeübt werden, um einen guten Kontakt zu erreichen.

Zusätzlich ist es bei harten Materialien nicht möglich, die Ultraschallsonde zu kippen ohne die Ankopplung zu verlieren. Wie bei den eigenen Untersuchungen ersichtlich wurde, verschlechtert sich die Ankopplung zwischen TMM und Ultraschallsonde mit steigender Shore-Härte, so dass sich bei Materialien mit über 30 Shore A die Schallbarkeit deutlich verschlechtert. Gleichzeitig sind sehr weiche Stoffe mit Shore A oder Shore 00 Werten von unter 10 wenig widerstandsfähig und weisen die gleichen Nachteile wie die biologischen Polymere auf. Aus diesem Grund wurden sehr weiche Silikonkautschuke mit einem Shore A Wert unter 10 oder einem Shore 00 Wert unter 00-10 nicht in die engere Wahl genommen.

Ultraschallgeräte errechnen anhand der Zeit, die eine reflektierte Welle von einem zu untersuchenden Objekt zur Ultraschallsonde zurück benötigt, den Abstand. Der Berechnung wird eine durchschnittliche Schallgeschwindigkeit in Weichgewebe von 1540 m/s zu Grunde gelegt. Die Schallausbreitungsgeschwindigkeit im zu untersuchenden Material ist somit essentiell für die korrekte Messung von Abständen und Entfernungen. Ist die Schallausbreitunggeschwindigkeit im Material langsamer als 1540 m/s, errechnet das Ultraschallgerät eine scheinbar längere Strecke. Zur Bewertung der TMMs wurde daher die Schallausbreitungsgeschwindigkeit ermittelt. Biologische Polymere wie Gelatine und Agarose (ZHOU et al., 2017) haben den Vorteil, dass die Schallausbreitungsgeschwindigkeit identisch mit der Schallausbreitungs-geschwindigkeit im Weichteilgewebe ist (BURLEW et al., 1980; BUSH & HILL, 1983). Auch kommerzielle Ultraschallphantome aus Urethan oder Zerdine® weisen in vielen Fällen eine geeignete Schallausbreitungsgeschwindigkeit auf (COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS INC., 2020). Der Nachteil der überprüften TMMs aus Silikon oder Polyurethan liegt in der variierenden Schallausbreitungs-geschwindigkeit. Die in unserer Untersuchung errechneten Schallausbreitungs-geschwindigkeiten in Silikonkautschuken decken sich mit der in der Literatur bereits beschrieben Werten (CAFARELLI et al., 2016).

Die Polyurethankautschuke werden in der Literatur mit einer Schallausbreitungsgeschwindigkeit von 1397,90 m/s klassifiziert (CAFARELLI et al., 2016). Die von uns untersuchten Polyurethane wiesen Schallausbreitungs-geschwindigkeiten zwischen 1143,56 m/s und 2556,67 m/s auf. Einige Polyurethane zeigten mit einer Schallausbreitungsgeschwindigkeit von

1604,17 m/s ähnliche Eigenschaften wie Weichteilgewebe. Hierbei ist die genaue Zusammensetzung der von Cafarelli et al.(2016) untersuchten Polyurethane jedoch unklar.

Die Schallausbreitungsgeschwindigkeit von 1397,90 m/s scheint keine spezifische Eigenschaft von Polyurethan sein, sondern in Abhängigkeit mit der genauen Zusammensetzung des Polyurethans zu sein. Die untersuchten Polyurethane wiesen eine hohe Härte auf, so dass die Ankopplung der Ultraschallsonde nur mit sehr hohem Druck möglich war.

Für das Erkennen und Zuordnen von sonographischen Strukturen zur physiologischen Anatomie ist das sonographische Bild und die sichtbaren Strukturen essentiell. Die Nutzerinnen und Nutzer des Dopplerphantoms sollen auf den ersten Blick erkennen, welche Strukturen sie untersuchen. Deswegen ist es unerlässlich ein realitätsnahes TMM zu nutzen. Nur durch das Annähern an die Realität kann eine hohe Akzeptanz erreicht werden (ISSENBERG et al., 2005). Alle untersuchten Gießproben zeigten ein an- bis hypoechogenes Bild. In der Literatur wird angeben, dass bestimmte Additive die sonographischen Eigenschaften verbessern (CULJAT et al., 2010).

Da zum Training der Dopplersonographie der dauerhafte Kontakt der Hand mit dem Phantom nötig ist, wurde auch zusätzlich die Hautfreundlichkeit als Voraussetzung für das Gewebeersatzmaterial festgelegt. Laut des Herstellers Smooth-on, Inc. (Macungie, USA) enthalten die Polyurethankautschuke oder-gießharze Vytaflex®, PMC®, Clear Flex®, Simpact®, Econ® und Formplastic® aliphatische Diisocyanate. Die EG-Sicherheitsdatenblätter sind beim deutschen Händler Kaupo Plankenhorn e.k. einsehbar. Es wird vor schweren Reizungen der Haut gewarnt. Außerdem sollten die flüssigen Komponenten nur bei ausreichender Belüftung genutzt werden. Es ist unklar, ob die Reizung der Haut nur durch die flüssigen Komponenten auftritt oder auch in ausgehärteter Form. Da während des Trainings am Dopplerphantom für die ideale Führung der Ultraschallsonde der dauerhafte Hautkontakt nötig ist, wurden nachträglich alle Polyurethane- und -gießharze die aliphatische Diisocyanate enthalten ausgeschlossen. Auch wenn diese Materialien gute sonographische und mechanische Eigenschaften aufgewiesen haben. Die Silikonkautschuke DragonSkin® und Ecoflex® sind für den Einsatz als Masken und Hauteffekte im Theater und Filmstudios vorgesehen und wurden nach ISO 10993-10 auf Irritation und Hautsensibilisierung geprüft und als unbedenklich für den Hautkontakt eingestuft. Bei den kommerziellen Phantomen aus Urethankautschuk oder Zerdine® (Computerized Imaging

Reference Systems, Inc, Norfolk, USA) ist die genaue Zusammensetzung des Gewebeersatzmaterials Betriebsgeheimnis, so dass nicht beurteilt werden kann, ob hautreizende Materialien oder Weichmacher verwendet werden.

Zusammenfassend kann man sagen, dass Silikonkautschuke für die Verwendung in einem Vet Skills Lab am besten geeignet sind. Bei einer Shore Härte zwischen 00-10 und 20 weisen sie eine sehr gute Ankopplung und eine hohe Widerstandsfähigkeit auf. Weichere Materialien sind schlechter für die Dauerbelastung geeignet. Härtere Stoffe mit höherer Widerstandsfähigkeit weisen eine schlechte Ankopplung auf. Die Limitation dieser Stoffe liegt in der deutlich niedrigen Schallausbreitungsgeschwindigkeit. In der axialen Abstandsmessung kommt es somit zu Fehlmessungen. Silikonkautschuke aus dem Fachhandel lassen sich einfach im universitären Umfeld verarbeiten. Es geht von ihnen weder in der Verarbeitung noch in der Nutzung als Ultraschallphantom eine Gesundheitsgefährdung aus. Das sonographische Bild stellt sich als anechogen da und kann durch geeignete Zuschlagsstoff realistischer gestaltet werden.

1.2. **Zuschlagstoffe**

In der Literatur werden unterschiedliche Zuschlagsstoffe beschrieben, welche die Echogenität des Basismaterials beeinflussen können (CULJAT et al., 2010). Um ein realitätsnahes Phantom herzustellen, sollte die Echogenität des TMM der Echogenität von Weichteilgewebe gleichen. Hierbei durfte die Eindringtiefe sowie die Härte des Gewebeersatzmaterials nicht leiden. Es wurden Zuschlagsstoffe gewählt, die gesundheitlich unbedenklich, kostengünstig und leicht zu verarbeiten sind.

Die meisten der untersuchten Zuschlagsstoffe erzielten nicht den erwarteten Effekt im Silikonkautschuk DragonSkin®20. Da bisher viele Autoren mit anderen TMMs, wie Agar (CULJAT et al., 2010; ZHOU et al., 2017), Paraffingel (VIEIRA et al., 2013) oder Magensium-Silikatgel (SHEPPARD & DUCK, 1982) gearbeitet haben, beziehen sich die Effekte der Zuschlagstoffe auf diese Ausgangsmaterialien und es lassen sich keine Effekte in einem Silikonkautschuk ableiten. In der Literatur werden noch andere mögliche Additive in Silikonen genannt wie beispielsweise Graphen (CAFARELLI et al., 2016), Titanoxid (BOCKLIN et al., 2015) oder Mikroplastikkugeln (BUSH & HILL, 1983), die in dieser Untersuchung, auf Grund ihres Preises oder der schwierigen Verarbeitung keine Verwendung fanden. In Kombination mit dem Silikonkautschuk DragonSkin®20 erwiesen sich Mikroglasperlen mit einer durchschnittlichen Größe von 50 µm als geeignet. Der hypoechogene Silikonkautschuk erhält durch die Zugabe der Mikroglasperlen eine

homogene Struktur. DragonSkin®20 weist eine Dichte von 1,07 g/cm³ auf. Die Mikroglasperlen besitzen eine deutlich höhere Dichte von 2,5 g/cm³, so dass an ihnen mehr Schallwellen reflektiert werden.
Eine stark verringerte Eindringtiefe würde die Mischung zur Nutzung als Dopplerphantom ausschließen. Durch die Reflektion der Ultraschallwellen an den Mikroglasperlen sinkt die Eindringtiefe. Bei einer Zugabe von 2 % Mikroglasperlen, ist eine Eindringtiefe von 5 cm erreichbar. Wird die Menge an Mikroglasperlen über 2 % gesteigert, sinkt auch die Eindringtiefe auf weniger als 2 cm. Die Materialdicke des Ultraschallphantoms ist deswegen auf 5 cm limitiert.

Die Shore-Härte steigt an, wenn dem Silikonkautschuk Mikroglasperlen hinzugeben werden. Dieser Effekt wird auf die Veränderungen des Vernetzungsverhalten im Silikonkautschuk zurückgeführt. Es bilden sich zusätzliche Vernetzungsstellen und Adhäsionskräfte zwischen dem Additiv und dem elastischem Polymer (ACKERMANN & DAMRATH, 1989). Die höhere Shore-Härte verschlechtert die Ankopplung. Aus diesem Grund wurde für das endgültige Phantom das weichere Ecoflex®00-20 mit 2 % Mikroglasperlen genutzt, anstatt des festen DragonSkin®20.

Für das Dopplerphantom eignet sich die Mischung aus 2 % Mikroglasperlen und dem Silikonkautschuk Ecoflex00-20® sehr gut. Wenn komplexere Strukturen oder Organe simuliert werden, sollten andere Zuschlagstoffe, wie Graphen (CAFARELLI et al., 2016), Mikroplastikkugeln (BUSH & HILL, 1983; CULJAT et al., 2010) oder Titanoxid-Pulver (BOCKLIN et al., 2015) untersucht und objektiv beurteilt werden.

2. Gefäßersatzmaterial

Vor der Festlegung auf ein Gefäßersatzmaterial stellte sich die Frage, welche Art von Gefäßimitation genutzt werden sollen. Die Gefäßersatzmaterialien in bisherigen Dopplerphantomen lassen sich in drei Kategorien unterteilen: die wandlosen Phantome, deren Gefäße nur durch Hohlräume dargestellt werden, die röhrenförmigen Phantome, deren Gefäße mittels einfacher Schläuche realisiert werden und die realitätsnahen Phantome, deren Gefäße spezifisch nach computertomographischen Aufnahmen modelliert werden (MILLER et al., 2013). Das Entwickeln von spezifischen VMMs, die oft mittels 3D Druckern (O'REILLY et al., 2016) hergestellt werden, war für das entstandene Dopplerphantom keine Option. Das Flussphantom soll als Plattform dienen, um die Flussmuster von

verschiedenen Gefäßtypen und Tierarten darzustellen. Damit ist es widersinnig spezifische Gefäße einzubetten.

Die wandlosen Phantome konnten nicht sicher an das Pumpsystem angeschlossen werden. Der Grund hierfür ist bei der Kombination aus einer hohen Druckveränderung während der Beschleunigung des BMFs und der schlechten Befestigung der Zuführungsschläuche im weichem TMM zu sehen. Zudem zeigte sich während starker Beschleunigungen ein deutliches Nachschwingen. Ein Gewebeersatzmaterial mit einer höheren Shore-Härte, würde diese beiden Probleme beseitigen, aber wie vorher erklärt, ist eine geringe Shore-Härte zwischen 20 und 00-20 für gute Ankoppelungseigenschaften essentiell.

Unter diesen Aspekten fiel die Entscheidung auf die Nutzung von röhrenförmigen Phantomen. Wie beschrieben erzeugten die Schrumpfschläuche nur eine unregelmäßige Trennung zwischen den einzelnen Schichten. Dies lässt sich auf die raue und unregelmäßige Oberfläche der Schrumpfschläuche zurückführen. Da dünnwandige Silikonschläuche auch zum Nachschwingen (Abbildung) neigen und damit die exakte Programmierung von Flussprofilen verhindern, wurde ein Kompromiss geschlossen und auf dickwandige Silikonschläuche zurückgegriffen. Diese eröffnen die Möglichkeit der exakten Modellierung und des sicheren Anschlusses. Diese sind aber weniger realistisch im sonographischen Bild. Die 3 mm dicke sichtbare Gefäßwand wurde auch von Teilnehmern an der Evaluation kritisiert. Die von Rickey et al. (1995) erwähnten Artefakte durch Gefäßwände konnten nicht festgestellt werden. Ob diese Artefakte auf das genutzte Material zurückzuführen sind, ist unklar. Es ist durchaus vorstellbar, in Zukunft die VMMs aus flexiblem Material mittels 3D-Druckern herzustellen.

2.1. **Gefäßvariation**

In der Dopplersonographie ist der Winkel zwischen der Ultraschallsonde und dem zu untersuchenden Gefäß sehr wichtig. Liegt das Blutgefäß in einem 90° Winkel zum Schallkopf, bewegen sich keine Erythrozyten auf den Schallkopf zu bzw. von ihm weg. Es können keine reflektierten Schallwellen detektiert werden. Aus diesem Grunde liegen alle Gefäße in einem 45° Winkel im Silikonblock. Dieser Winkel wurde gewählt, weil er den Lernenden die korrekte Anschallung der Gefäße erleichtert. Um eine exakte Flussgeschwindigkeit zu messen, darf der Anschallwinkel in der Dopplersonographie 60° nicht übersteigen, ansonsten ist der Messfehler zu groß, um eine Flussgeschwindigkeit zu ermitteln (POULSEN NAUTRUP, 2007b).

Insgesamt sind drei Gefäßvariationen eingebettet (Abbildung 7) In dem schrägen Gefäß ist der korrekte Winkel einfacher einzuhalten, so dass dieses Gefäß ideal für Anfängerinnen und Anfänger ist.

Im pumpsystemfernen Bereich, ist das Gefäß aus diesem Grund mit viel TMM bedeckt und die Schallbarkeit ist durch die Limitation der Eindringtiefe eingeschränkt. Das stenosierte Gefäß weist in der Untersuchung ähnliche physikalische Eigenschaften auf wie eine reale Stenose. Allerdings erzeugt der Silikonring, eine konzentrische Einengung, die im sonographischen Bild sichtbar ist. Das in Kurven gelegte Gefäß weist unterschiedliche Anschallwinkel auf und ist für fortgeschrittene Benutzerinnen und Benutzer gedacht. Nach Issenberg et al. (2005)ist es für die Effektivität einer Simulation wichtig, dass angepasste Schwierigkeitsgrade für die Lernenden vorhanden sind. Die Gefäßvariationen werden über 3-Wege-Ventile mit dem Pumpsystem verbunden (siehe Abbildung 14). Der sichere Anschluss auch bei hohen Drücken und vollständige Verschluss der Ventile, war eine Voraussetzung. Da bei der sonographischen Untersuchung Lufteinschlüsse, durch den hohen Impedanzunterschied zwischen Luft und Gewebe zu Schallaulöschungen führen, mussten trotz der Ventile der Eintritt von Luft in das Pumpsystem verhindert werden. Die genutzten Ventile erfüllen alle genannten Voraussetzungen. Diese Konstruktion bringt entscheidende Vorteile bei der Modellierung der Flussprofile. Wird das Gefäßlumen verändert, verändert sich die Flussgeschwindigkeit nach dem Hagen-Poiseuille-Gesetz in der vierfachen Potenz (ENGELHARDT VON et al., 2015). Wenn alle drei Ventile geöffnet sind, verdreifacht sich das Gefäßlumen und die Geschwindigkeit in jedem einzelnen Blutgefäß sinkt. So können auch bei geringer Durchflussrate Beschleunigungen erzeugt werden, die das Pumpsystem alleine nicht bewerkstelligt konnte. Als nachteilig zeigte sich, dass mit steigender Entfernung vom Pumpsystem die Flussprofile abflachen, so dass die korrekten Flussprofile nur im pumpennahen Drittel messbar sind.

3. Endgültiges Dopplerphantom

Ein Phantom, welches innerhalb eines Vet Skills Lab genutzt wird, muss für die Studierenden einfach zu bedienen und praktisch sein. Ein langwieriger Um- oder Aufbau der Lernstation ist ungünstig und fehleranfällig

Im Gegensatz zu anderen Simulatoren wurde darauf verzichtet, zur Nachstellung des Tieres eine Stoffpuppe oder Ähnliches zu verwenden (WEBER et al., 2015; ZANDT, 2015). Das gesamte Dopplerphantom wurde bewusst neutral gehalten.

Bisher wurden Blutflüsse von fünf verschiedenen Tierarten modelliert. Um eine passende Umgebung mittels Stoffpuppen zu schaffen, müsste bei jedem Flussprofil die Stoffpuppe gewechselt werden. Diese Option ist nicht praktikabel, da das gesamte Schlauchsystem demontiert werden müsste.

Nach der Evaluierung wurden zur Illustration Cover hergestellt, die das untersuchte Tier schematisch darstellen. Sie befinden sich auf einem niedrigen Tisch. Diese Cover lassen sich einfach wechseln, ohne dass das gesamte Dopplerphantom demontiert werden muss. Der niedrige Tisch dient zudem als Auflagefläche für die Hand und verhindert das Wegrutschen des Silikonblocks. Hiermit wurden auf zwei weitere Kritikpunkte der Evaluierenden reagiert. Außerdem geben die Abbildungen den Studierenden die Möglichkeit den Untersuchungsort genauer zu erkennen und liefern somit eine weitere Informationsquelle. Der endgültige Aufbau zeigte während der Evaluation und der Nutzung im Wahlpflichtfach ab 2019 keine Abnutzungserscheinungen.

4. Pumpsystem und Programmierung der Flussprofile

Voraussetzungen für ein geeignetes Pumpsystem waren die Programmierbarkeit von eigenen Flussprofilen, die Erzeugung von pulsatilen Flüssen mit Rückflüssen, um mehrphasige Flussprofile zu modellieren, die exakte Reproduzierbarkeit der Flussprofile sowie die Anwenderfreundlichkeit. Im Laufe der Entwicklung zeigte sich, dass das Pumpsystem CompuFlow 1000 von Shelley Medical Imaging Technologies (Toronto, Kanada) gut geeignet ist, um unterschiedliche physiologische und pathologische Flussprofile von verschiedenen Spezies zu erstellen. Im Gegensatz zum einfachen Systemen von Grice et al. (2016), welches nur konstante Flüsse modellieren kann, ist es möglich mit dem CompuFlow 1000 von Shelley Medical Imaging Technologies (Toronto, Kanada) pulsatile und konstante Flüsse zu generieren. Die Flussprofile sind vergleichbar und reproduzierbar und werden nicht, wie bei Dennison & Delaney(2010), per Hand mit Hilfe einer Spritze simuliert. Die händische Modellierung durch den Druck auf den Spritzenkolben erlaubt keine vergleichbaren oder reproduzierbaren Flussprofile. Nach Issenberg et al.(2005) und Timmermann et al. (2007) ist die Wiederholbarkeit und Reproduzierbarkeit von Lerneinheiten ein essentielles Kriterium, damit eine Simulation oder ein Phantom, den gewünschten Lerneffekt erzielt. Das genutzte Pumpsystem besteht aus einer Kolbenpumpe, die auch Rückflüsse erzeugen kann. Für die Darstellung triphasischer Flussprofile ist der Rückfluss essentiell.

Dies ist ein wesentlicher Vorteil der eingesetzten Kolbenpumpe gegenüber Zahnradpumpen (ZHOU et al., 2017), mit denen die Erzeugung von Rückflüssen, wie sie in vielen triphasischen Flussprofilen auftreten, nicht möglich sind. Im Vergleich mit anderen peristaltischen Pumpen (O'REILLY et al., 2016) ist es möglich, exakte Blutflüsse zu erstellen und zu speichern.

Bisher wurden 14 Flussprofile modelliert. Es ist geplant, in der Zukunft noch weitere Gefäßarten und Spezies hinzuzufügen. Die Variierbarkeit der Lerninhalte verbessert nach Issenberg et al.(2005) die Effektivität der Lernstation. Zusätzlich können die Studierenden das Phantom häufiger nutzen, ohne dass sich die Lerninhalte wiederholen. Zur Modellierung eigener Flussprofile sind keine speziellen Programmiersprachen oder selbstentwickelte Modulatoren nötig wie bei Nadkarni et al.(2003) und Rominger et al.(2016). Somit ist das Pumpsystem von Shelley Medical Imaging Technologies (Toronto, Kanada) anwenderfreundlicher. Das mitgelieferte Programm SimuFlow III 090608-0140 ist nach kurzer Einführung für jede Person verwendbar. Allerding ist das genutzte Kolbenpumpsystem deutlich kostspieliger, als die peristaltischen Pumpen, Spritzen- oder Zahnradpumpen. Es geeignet sich aber besser zur Simulierung von Flussprofile, da eigene Flussprofile programmiert werden können. Es ist möglich mehrphasige Profile mit Rückflüssen zu simulieren und diese zu reproduzieren.

Im Laufe der Entwicklung wurden auch die Limitationen des Pumpsystems deutlich. Es ist nicht möglich hohe Pulsfrequenzen und gleichzeitig mehrphasige Flussprofile zu modellieren. Als Beispiel hierfür ist die *A. carotis communis* der hyperthyreoten Katze zu nennen. Die realen Pulsfrequenzen liegen im Median bei 194 Schlägen/min (HUDERT, 2008). In der Modellierung wird nur eine Pulsfrequenz von 95 Schlägen/min erreicht, weil in mehrphasigen Flussprofilen pro Herzaktion mehrere Ansteuerungspunkte benötigt werden und jede Herzaktion für sich zu viel Zeit benötigt, um eine schnelle Pulsfrequenz zu erzeugen. Bei monophasigen Flussprofilen ist es dagegen möglich, höhere Pulsfrequenzen zu erzeugen, da hier weniger Ansteuerungspunkte nötig sind. Diese entsprechen aber häufig auch nicht der Realität. In dem monophasischen Flussprofil des Mäusebussards wurden Pulsfrequenzen von 220 Schlägen/min erreicht. In der Realität liegt die Pulsfrequenz zwischen 270 und 420 Schlägen/min. Nach unserem Kenntnisstand gibt es zurzeit auf dem Markt kein Pumpsystem, welches alle genannten Voraussetzungen erfüllt und gleichzeitig sehr hohe Pulsfrequenzen darstellen kann.

Die erste Priorität bei der Programmierung hatten die morphologischen Eigenschaften der Flussprofile, weil diese im Gegensatz zu den

Flussgeschwindigkeiten und den Indices, auch für Anfängerinnen und Anfänger direkt ersichtlich sind. In einigen Flussprofilen wie in der *A. hepatica* des Hundes und der *Aorta thoracica* der unechten Karettschildkröte variieren die Geschwindigkeiten, um den subjektiven Eindruck des Flussprofils zu erhalten.

Die Pulsatilitäts- und Widerstandsindices lassen sich nur annährungsweise nachstellen, da beide Indices durch proximale und distale Stenosen, den peripheren Gefäßwiderstand, des versorgten Gebiets und vorhandene Vasokonstriktion bzw. –dilatation beeinflusst werden (HENDRICKX & ROTH, 1994; KLÖTZSCH & DIEHL, 2011). Diese spezifische Anatomie und die physiologischen Anpassungsmechanismen können im Dopplerphantom nicht simuliert werden.

4.1. **Verfügbare Flussprofile**

Um ein abwechslungsreiches, effektives und praxisnahes Phantom zu erstellen, war es nötig Flussprofile von verschiedenen Gefäßarten und Spezies zu programmieren. Die Auswahl der zur Verfügung stehenden Flussprofile sollte die hohe Bandbreite in der Tiermedizin widerspiegeln. Die Programmierung beinhaltet verschiedene Spezies sowie Arterien und Venen. Die charakteristischen Eigenschaften von unterschiedlichen Flussgeschwindigkeitsmustern werden gezeigt. Die gewählten Erkrankungen sollten in der Praxis regelmäßig anzutreffen sein und damit eine hohe Prävalenz aufweisen. Besonders bei den exotischen Spezies war die Verfügbarkeit von Flussprofilen in der Literatur ein ausschlaggebender Faktor bei der Wahl der Tierarten.

Es wurden triphasische, biphasische sowie monophasische Flüsse; Niedrig- und Hochwiderstandsgefäße sowie venöse Flüsse ausgewählt. Auch der aortale Fluss von der unechten Karettschildkröte und dem Mäusebussard verdeutlichen die große physiologische Vielfalt. Aus didaktischen Gründen sind zu allen programmierten pathologischen Flussprofilen die physiologischen Gegenstücke vorhanden. Alle Pathologien weisen eine hohe Prävalenz auf und sind im Praxisalltag präsent (FRANCEY & MÜLLER, 2010; SIEBER-RUCKSTUHL, 2011; KÖHLER, 2016). Die Anzahl der Flussprofile, die das Pumpsystem speichern kann, ist nicht limitiert. Es wurde zur ersten Evaluation des Dopplerphantoms eine Auswahl nach den oben genannten Voraussetzungen getroffen. Um die Effektivität eines Simulators zu gewährleisten, ist es wichtig abwechslungsreiche Lehrinhalte anzubieten (ISSENBERG et al., 2005). Dies wurde mit dem Bereitstellen von 14

unterschiedlichen Flüssen realisiert. In Zukunft ist es geplant weitere Gefäße, Tierarten und Pathologien einzufügen. Dieser Plan entspricht den Anregungen einiger Teilnehmenden an der Evaluation, die sich andere Tierarten (Wiederkäuer und kleine Heimtiere) sowie weitere Pathologien (kongenitale kardiologische Missbildungen) wünschten.

5. Einsatz des Dopplerphantoms im Ultraschalllabor

5.1. Praktikabilität und Akzeptanz des Dopplerphantoms

Es ist unerheblich wie gut ein Phantom geplant und konstruiert ist. Die Akzeptanz der Lernenden ist ausschlaggebend für den Erfolg und die Effektivität. Die Voraussetzungen für die Akzeptanz eines Phantoms sind nach Issenberg et al. (2005) unter anderem die aktive Teilnahme in der Lerneinheit und die sichere Lernumgebung. Die Studierenden können mit Hilfe des Dopplerphantoms ein komplexes diagnostisches bildgebendes Verfahren selbstständig Nutzen. Die Evaluierung und auch die geplanten Wahlpflichtveranstaltungen kommen mit einer kurzen Einführung aus. Der Schwerpunkt liegt auf der praktischen Erfahrung und Übung für jede Teilnehmerin oder jeden Teilnehmer. Somit wird nach der Lerntheorie nach Miller (1990) die höchste Lernebene gefördert. Während der Lerneinheit besteht für die Teilnehmenden kein Zeitdruck durch tierische Probanden, die nach einer Weile die Manipulation nicht mehr zulassen. Die Lernsituation ist deswegen entspannter. Zudem können die Übenden das Führen der Ultraschallsonde ausprobieren, ohne befürchten zu müssen, auf Grund ihrer Ungeschicklichkeit, den tierischen Probanden Unannehmlichkeiten oder Schmerzen zu zufügen. Somit werden beide von Issenberg et al.(2005) genannten Kriterien durch das Dopplerphantom erfüllt. Im Gegensatz zu virtuellen Simulationen (BAIER et al., 2001; JUDMAIER, 2003) kann das von uns entwickelte Dopplerphantom mit jedem dopplerfähigen Ultraschallgerät genutzt werden. Jedes Gerät hat eigene Einstellungsmöglichkeiten, so dass es für Studierende von Vorteil ist, mit unterschiedlichen Systemen zu üben. Praktizierende Tierärztinnen und Tierärzte haben die Möglichkeit, ihr eigenes Ultraschallgerät zu nutzen

Jedes Phantom hat Limitationen und ist nur eine Nachbildung der Realität. Die unterschiedlichen Echogenitäten und Kompressibilitäten (HOLTMANN et al., 2010) von verschiedenen Geweben und Untersuchungsorten können im Dopplerphantom nicht nachgebildet werden. Besonders groß ist der haptische Unterschied beispielsweise bei der caninen *A. interlobaris* im Vergleich zur equinen *A. digitalis palmaris lateralis*, auf Grund der Lokalisation im Abdomen bzw. an der Gliedmaße. Die Blutgefäßnachbildung ist statisch (LEWISS et al., 2014), so dass keine Variationen wie unterschiedliche Durchmesser, Wanddicken oder abzweigende Gefäße dargestellt werden können. Die 3 mm starke Gefäßwand wurde von 19 % der Teilnehmenden als befriedigend bewertet. Diese Bewertung liegt im Vergleich zu den restlichen Ergebnissen im unteren Drittel.

Auch die physiologischen Orientierungspunkte, wie tastbare Knochenvorsprünge fehlen (MERZ, 2006). Die Bewegungslosigkeit des Dopplerphantoms ist ein Vorteil für Anfängerinnen und Anfänger, da es die Anschallung und Untersuchung der Blutgefäße vereinfacht. Für fortgeschrittene Benutzende stellt das Fehlen von Atembewegungen und Abwehrbewegungen eine Limitation dar (ZANDT, 2015), die auch von den Teilnehmenden der Evaluierung genannt wurde. Auf Grund dieser Einschränkungen wurde die Frage zum Einsatz des Dopplerphantoms als alleinige Alternative zur Übung am Tier schlechter bewertet als die restlichen Fragen. Im Gegensatz dazu, sind die Studierenden, Tierärztinnen und Tierärzte der Meinung, dass das Dopplerphantom als Ergänzung zum lebenden Tier gut bis sehr gut geeignet ist.

Der persönliche Lernerfolg wurde von 9 Personen nur als ausreichend bewertet. Der Grund für diese Bewertung wird in der geringen Übungszeit und den fehlenden Wiederholungen gesehen. Außerhalb einer Evaluation sollten Studierende deutlich mehr Zeit zum Trainieren am Dopplerphantom erhalten.

Die Praktikabilität wurde von 96,45 % der Probanden im Durchschnitt Prozent als sehr gut oder gut bezeichnet. Das Auswählen und Umschalten der Flussprofile beurteilten zwei Probandinnen und Probanden als ausreichend. Dieses Ergebnis lässt sich auf das altmodische und wenig intuitive Design der Software SimuFlow III 090608-0140 zurückführen. Die Benutzeroberfläche des Programms kann nicht verändert werden.

5.2. Lernerfolg und Einsatz des Dopplerphantoms in Sinne des Tierschutzes

Der Lernerfolg des Dopplerphantoms ist abhängig von dem geeigneten Aufbau der Lerneinheit (MILLER, 1990; KOLB, 2014), der Rückmeldung auf die Handlungen der Lernenden (ISSENBERG et al., 2005) sowie der Möglichkeit die Lerneinheiten zu wiederholen (TROCCAZ et al., 2000) Die Probandinnen und Probanden konnten nach der theoretischen Einführung, dem Erklären der Vorgehensweise und dem Vorführen, eigenständig tätig werden. Somit werden alle Stufen des Lernkonzepts nach Miller et al. (1990) und Kolb (2014) abgedeckt. Wie Zierler et al. (2016), Baier et al. (2001). und Holtmann et al. (2010) beschrieben haben, ist das Training der Hand-Augen-Koordination für unerfahrene Untersuchende essentiell. Die Teilnehmerinnen und Teilnehmer hatten die Möglichkeit, die Führung der Ultraschallsonde zu trainieren und direkte Rückmeldung auf ihre Bewegungen zu erhalten, was ausschlaggebend für die Effektivität eines high-fidelity Simulators ist (ISSENBERG et al., 2005).

Die Einstellungen des Ultraschallgeräts, um eine Dopplerkurve darzustellen, konnte in einer stressfreien Situation von den Teilnehmenden selbst vorgenommen und variiert werden. Im Gegensatz zum tierischen Probanden ist das Dopplerphantom mit den physiologischen und pathologischen Flussprofilen immer für eine große Anzahl von Studierenden verfügbar (ROSCH et al., 2014) auch ohne die Anwesenheit von gesunden oder erkrankten Tieren. Die Flussprofile sind reproduzierbar und können beliebig oft wiederholt werden. Die Wiederholbarkeit und Reproduzierbarkeit bewerten Trozzac et al. (2000), Timmermann et al.(2007) und Issenberg et al.(2005), als bedeutenden Faktor, damit ein Phantom oder eine Simulation erfolgreich ist.

Die Messung des Lernerfolgs wurde mit Hilfe der Zeitmessung objektivierbar. In der Evaluation konnte gezeigt werden, dass Probandinnen und Probanden, welche die Möglichkeit hatten mit dem Dopplerphantom zu trainieren, signifikant schneller eine Dopplerkurve der *A. femoralis* darstellen konnten, als die Personengruppe, die keine Übungseinheit erhalten hat.

Die Schwächen des Versuchsaufbaues liegen in der Verwendung unterschiedlicher Hunde und der verfügbaren Trainingszeit. Die Größe, das Alter und das Verhalten der Hunde variierte, was die Darstellung einer Dopplerkurve erschwerte oder erleichterte. Die Untersuchung von sehr ruhigen, großen Tieren ist einfacher als bei kleinen, unruhigen Tieren. Als Anfängerin oder Anfänger unruhige Tiere zu untersuchen, gestaltet sich als schwierig. Diese Tatsache spricht wiederum für den Einsatz von Phantomen und Simulatoren, da dort für alle Beginnenden die gleichen vereinfachten Bedingungen herrschen. Die Zeit zum Training am Dopplerphantom war in der Evaluation auf zehn Minuten pro Teilnehmerin oder Teilnehmer begrenzt. In einer Lehrveranstaltung hätten die Studierenden deutlich mehr Zeit zur Verfügung, um am Dopplerphantom ihre Fähigkeiten zu erweitern. Es ist möglich, dass die Zeitdifferenz zwischen der trainierten und der untrainierten Gruppe dann noch größer ausgefallen wäre.

Der Lernerfolg der Evaluierenden zeigt deutlich, dass Anfängerinnen und Anfänger in der Dopplersonographie nicht zwingend am lebenden Tier üben müssen. Das Dopplerphantom eignet sich sehr gut als Ergänzung zum lebenden Tier, kann aber den Einsatz von Tieren im weiteren Verlauf der Ausbildung nicht komplett ersetzten. Die Studierenden können die Grundlagen, die Hand-Auge-Koordination und die nötigen Geräteeinstellungen am Phantom üben und verinnerlichen, bevor sie mit dem bestehenden Wissen am lebenden Tier agieren. Die Zeit, die für Einstellungen genutzt wird, verringert sich.

Die Führung der Ultraschallsonde ist den Studierenden nach der Nutzung des Dopplerphantoms vertraut und es passieren weniger Fehler durch ihre Unerfahrenheit.

Somit wird die Forderung von Herrmann (2012) zuerst alle Möglichkeiten der Lehre ohne den Einsatz von Tieren zu ermöglichen, nachgekommen. Die Lerneinheit am Tier kann mit Hilfe des Dopplerphantoms verkürzt werden. Zudem ist es nicht nötig, exotische und nicht domestizierte Tiere, wie die unechte Karettschildkröte oder dem Mäusebussard zu Lehrzwecken Stress (STRAUB et al., 2003b; VALENTE et al., 2008) auszusetzen. Auch die Anwesenheit von erkrankten Tieren kann reduziert werden, da die Studierenden die Flussprofile der erkrankten Tiere auch im Dopplerphantom darstellen können. Selbst bei gesunden Hunden und Katzen konnte ein erhöhter Stresspegel bei der Dopplersonographie durch die Fixation und die Manipulation nachgewiesen werden (CARLSTEAD et al., 1993; PRADELLI et al., 2014). Bei erkrankten Tieren, die ein reduziertes Wohlbefinden und möglicherweise Schmerzen haben, steigt der Stresspegel. Insgesamt können also mit Hilfe des Dopplerphantoms die Grundkenntnisse in der Dopplersonographie ohne tierische Probanden geübt werden und die Untersuchungsdauer besonders bei stressanfälligen tierischen Individuen reduziert werden.

5.3. Zusammenfassung der Vorteile des Dopplerphantoms

- Verwendung von widerstandsfähigem Gewebeersatzmaterial, welches ein realistisches sonographisches Aussehen besitzt
- Gefäßvariationen mit unterschiedlichen Schwierigkeitsgraden sind vorhanden.
- Grundlagen der Dopplersonographie können ohne den Einsatz von Tieren erlernt werden. Es konnte ein Lernerfolg nach der Nutzung des Dopplerphantoms nachgewiesen werden.
- Die benötigte Anzahl von gesunden und erkrankten Tieren für die Aus- und Weiterbildung wird verringert.
- Die Verringerung des entstehenden Stresses für die Tiere durch Unerfahrenheit der Lernenden.
- Es sind unterschiedliche Spezies, physiologische sowie pathologische Flussprofile jederzeit verfügbar.
- Die Lerninhalte sind wiederhol- und reproduzierbar.
- Das Dopplerphantom ist ohne zeitliche Begrenzung verfügbar auch ohne die Anwesenheit von gesunden oder erkrankten Tieren.
- Das Dopplerphantom kann beliebig, um weitere Spezies und Flussprofile erweitert werden.
- Besonders Anfängerinnen und Anfänger haben die Möglichkeit die Grundlagen der Dopplersonographie, sowie die Hand-Auge-Koordination zu trainieren.

5.4. Zusammenfassung der Nachteile des Dopplerphantoms

- Trotz der Bemühung, ein realitätsnahes Phantom zu erzeugen, ist die hohe Wandstärke der Silikonschläuche, die als Gefäßersatzmaterial dienen, nicht realistisch.
- Die erzeugten Flussprofile weisen in einigen Fällen eine geringere Pulsfrequenz auf als in der jeweiligen Spezies vorhanden ist. Auch die Widerstands- und Pulsatilitätsindices konnten nicht immer realitätsgetreu nachgestellt werden.
- Kein Ersatz zur Übung am lebenden Tier durch fortgeschrittene Studierende, da Bewegungs- und Atmungsartefakte nicht erzeugt werden.
- Die Anschaffungskosten des Pumpsystems sind relativ hoch.

5.5. **Ausblick**

Im Jahr 2019 konnte das Dopplerphantom bereits erfolgreich in Wahlpflichtfächern eingesetzt werden. In Zukunft ist das Modellieren von weiteren Flussprofilen geplant, um neue Tierarten und Pathologien anzubieten. Es ist auch denkbar, spezielle Lerninhalte für Doktorandinnen und Doktoranden anzubieten, um das Methodentraining zu verbessern. Abhängig vom Forschungsgebiet können spezifische Lehrinhalte programmiert werden.

Das erworbene Wissen über Gewebeersatzstoffe und Materialien eröffnet die Möglichkeit komplexe Fluss- und Ultraschallphantome zu entwickeln. Im Jahr 2019 sind bereits ein Zystozentese Modell (Abbildung 27) nach dem Vorbild der TiHO Hannover (STIFTUNG TIERÄRZTLICHE HOCHSCHULE HANNOVER, 2013) und ein Biopsie-Modell entstanden. Hierbei wurden die, im Rahmen der Dissertation entwickelte TMM Mischung, und die Ergebnisse zu den nutzbaren Zuschlagstoffen, verwendet. Beide Modelle halten der regelmäßigen Punktion stand, ohne sonographische Veränderungen oder Verschleiß zu zeigen.

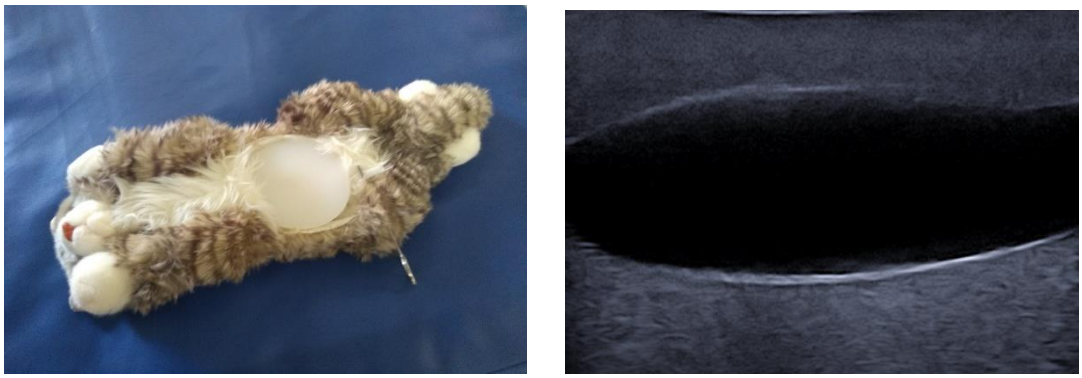


Abbildung 27: Zystozentese-Modell aus Ecoflex®00-20 und Mikroglasperlen (erstellt von Alina Nielsen)

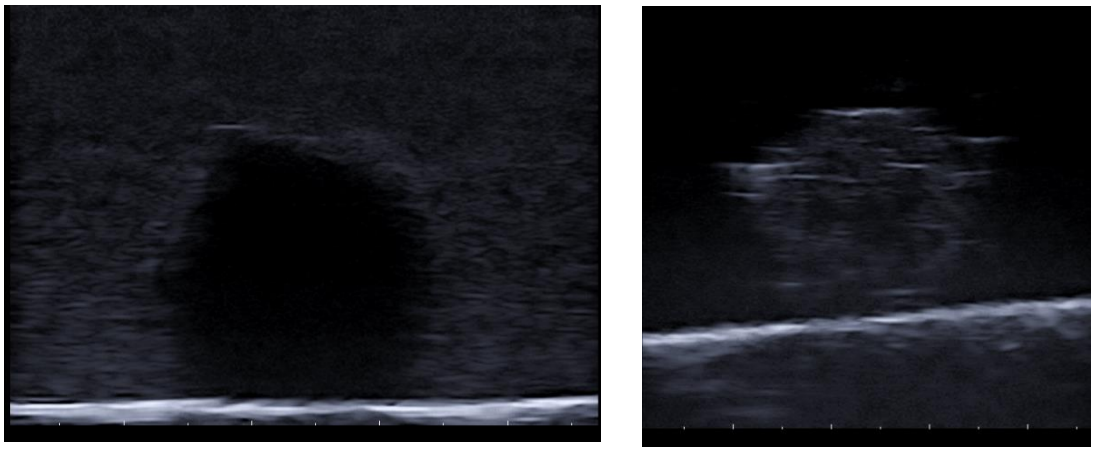


Abbildung 28: sonographisches Bild der Biopsie-Modelle aus unterschiedlich echogenen Material

VI ZUSAMMENFASSUNG

Zum Erlernen der Dopplersonographie ist die praktische Übung und das wiederholte Trainieren der Hand-Auge-Koordination unabdingbar. Hierbei ist die Verfügbarkeit von lebenden Tieren zu Übungszwecken limitiert. Bisher war es Studierenden der Tiermedizin nicht möglich, auf alternative Lernmethoden wie ein Phantom oder einem Simulator auszuweichen.
Im Rahmen dieser Dissertation wurde ein Dopplerphantom für die tiermedizinische Aus- und Fortbildung entwickelt. Im ersten Schritt wurde das geeignete Material gesucht, um ein schallbares Phantom zu entwickeln, dessen sonographisches Bild Weichteilgewebe nachbildet. Nach der Untersuchung von mehreren Silikon- und Polyurethankautschuken wurde ersichtlich, dass Ecoflex®00-20 (Smooth-on, Inc., Macungie, USA) gemischt mit 2 % Mikroglaskugeln die passenden mechanischen und sonographischen Eigenschaften aufweist. Die Gefäße wurden mit Silikonschläuchen, die eine Wandstärke von 3 mm aufweisen, nachgebildet. In den Silikonblock wurden drei Gefäßvariationen eingegossen. Ein schräges Gefäß mit einem Winkel von 45°, ein Gefäß mit einer 40 prozentigen Stenose und ein in Kurven gelegtes Gefäß. Diese drei Gefäßvariationen wurden mittels 3-Wege-Ventilen an das programmierbare Pumpsystem CompuFlow 1000 (Shelley Medical Imaging Technologies,Toronto, Kanada) angeschlossen, welches den Blutfluss simuliert.

Im zweiten Schritt wurden 14 Flussprofile von unterschiedlichen Blutgefäßen und Spezies speziell für dieses Phantom programmiert. Hierbei wurden neben physiologischen Flussprofilen auch Pathologien mit hoher Prävalenz modelliert. Zu den programmierten physiologischen Flussprofilen gehören die canine *Aorta abdominalis*, die canine *A. interlobaris*, die canine *A. femoralis*, die canine *A. heptica*. die canine *V. hepatica*, die feline *A. carotis communis*, die equine *A. digitalis palmaris lateralis*, die *Aorta thoracica* einer unechten Karettschildkröte und die *Aorta thoracica* eines Mäusebussards. Als pathologische Flussprofile vorhanden sind: die canine *Aorta abdominalis* bei schwerer normovolämischer Anämie, die canine *A. interlobaris* eines Patienten mit chronischer Nierenerkrankung, die *V. hepatica* eines adipösen Hundes, die *A. carotis communis* einer hyperthyreoten Katze und die *A. digitalis palmaris lateralis* eines an Hufrehe erkrankten Pferdes.

Im dritten Schritt folgte die Evaluierung des Dopplerphantoms. 42 Studierende, Tierärztinnen und Tierärzte wurden eingeladen, das Phantom auszuprobieren und

mit Hilfe eines Fragebogens zu beurteilen. Hierbei wurde das Dopplerphantom von 91,5 % als sehr gut und sehr realistisch bezeichnet. Durch eine Zeitmessung wurde deutlich, dass die Teilnehmerinnen und Teilnehmer, die zuerst am Dopplerphantom geübt haben, das Flussmuster der *A. femoralis* im Median 36,9 % schneller darstellen können, als Vergleichspersonen, die nicht die Möglichkeit hatten am Dopplerphantom zu üben.

Es ist festzuhalten, dass das Dopplerphantom eine geeignete Übungsplattform ist, um die Grundlagen der Dopplersonographie zu erlernen und die Unterschiede von verschiedenen physiologischen und pathologischen Flussprofilen zu erkenne. Trotzdem kann die Übung am lebenden Tier nicht vollkommen ersetzt werden.

VII SUMMARY

In order to learn Doppler sonography, practical exercise and repeated training of hand-eye coordination is indispensable. The availability of living animals for training purposes is limited. So far students of veterinary medicine have not been able to switch to alternative learning methods such as phantoms or simulators.

In the context of this dissertation a Doppler flow phantom was developed for veterinary education and advanced training. In the first step a suitable material was searched for developing an ultrasonic phantom, whose sonographic image simulates soft tissue. After examining several silicone and polyurethane rubbers, it was worked out that Ecoflex®00-20 (Smooth-on, Inc., Macungie, USA) mixed with 2 % micro glass beads had the appropriate physical and sonographic properties. The vessels were simulated with silicone tubes with a wall thickness of 3 mm. Three vessel variations were cast into the silicone block. An oblique vessel with an angle of 45°, a vessel with a 40 % stenosis and a vessel placed in curves. These three vessel variations were connected to the programmable pump system CompuFlow 1000 (Shelley Medical Imaging Technologies,Toronto, Canada) via 3-way valves, which simulates the blood flow.

In a second step, 14 flow profiles of different blood vessels and species were programmed specifically for this phantom. In addition to physiological flow profiles pathologies with high prevalence were modelled. The programmed physiological flow profiles include the canine aorta abdominalis, the canine *A. interlobaris*, the canine *A. femoralis*, canine *A. heptica*, canine *V. hepatica*, the feline *A. carotis communis*, equine *A. digitalis palmaris lateralis*, the *Aorta thoracica* of a loggerhead turtle and the *Aorta thoracica* of a common buzzard. Pathological flow profiles include the canine *Aorta abdominalis* in severe normovolemic anaemia, the canine *A. interlobaris* of a patient with chronic renal disease, the *V. hepatica* from an obese dog, the *A. carotis communis* of a hyperthyreotic cat and the *A. digitalis palmaris lateralis* of a horse suffering from laminitis. The third step was the evaluation of the Doppler phantom. 42 students and veterinarians were invited to test the phantom and to evaluate it by means of a questionnaire. The Doppler phantom was rated by 91.5 % as very good, good, very realistic or realistic. A time measurement shows that the participants who first practiced on the Doppler phantom were able to show the flow profile of the femoral artery in the median 36.9 % faster compared a person who did not have the opportunity to practice on the phantom.

It is to be noted that the Doppler phantom is a useful training platform for learning the basics of Doppler sonography and the differences between various physiological and pathological flow profiles. Nevertheless the exercise with living animals cannot be completely replaced.

VIII ANHANG

Umfrage zum Dopplerphantom Datum:

Angaben zur Person:

männlich/weiblich/divers Geburtsjahr: Fachsemester:

1. Haben Sie vorher Erfahrungen im Bereich der Sonographie gehabt?
a. Ja
b. Nein

2. Wie beurteilen Sie die Realitätsnähe der Gewebenachbildung?
a. Sehr real
b. Real
c. Befriedigend
d. Mittelmäßig
e. Unrealistisch

3. Wie beurteilen Sie die Realitätsnähe die Gefäßnachbildung?
a. Sehr real
b. Real
c. Befriedigend
d. Mittelmäßig
e. Unrealistisch

4. Wie beurteilen Sie die Schallbarkeit des Phantoms?
a. Sehr gut
b. Gut
c. Befriedigend
d. Ausreichend
e. Ungenügend

5. Wie beurteilen Sie die Realitätsnähe des A. femoralis Flussprofils vom Hund?

a. Sehr real
b. Real
c. Befriedigend
d. Mittelmäßig
e. Unrealistisch

6. Wie bewerten Sie das Angebot der Flussprofile?

a. Sehr gut
b. Gut
c. Befriedigend
d. Ausreichend
e. Ungenügend

7. Wie bewerten sie, dass verschiedene Tierarten zu Verfügung stehen?

a. Sehr gut
b. Gut
c. Befriedigend
d. Ausreichend
e. Ungenügend

8. Wie bewerten sie, dass verschiedene Pathologien zu Verfügung stehen?

a. Sehr gut
b. Gut
c. Befriedigend
d. Ausreichend
e. Ungenügend

9. Wie beurteilen sie die Realitätsnähe des gesamten Phantoms?

a. Sehr real
b. Real
c. Befriedigend
d. Mittelmäßig
e. Unrealistisch

10. Wie bewerten Sie die Praktikabilität beim Umschalten zwischen verschiedenen Flussprofilen?

a. Sehr gut
b. Gut
c. Befriedigend
d. Ausreichend
e. Ungenügend

11. Wie bewerten Sie die Praktikabilität beim Umschalten zwischen verschiedenen Gefäßtypen?

a. Sehr gut
b. Gut
c. Befriedigend
d. Ausreichend
e. Ungenügend

12. Wie bewerten Sie das Phantom als alleinige Alternative zum Training am lebenden Tier?

a. Sehr gut
b. Gut
c. Befriedigend
d. Ausreichend
e. Ungenügend

13. Wie bewerten Sie das Phantom als Ergänzung zum Training am lebenden Tier?

a. Sehr gut
b. Gut
c. Befriedigend
d. Ausreichend
e. Ungenügend

14. Wie bewerten Sie den Nutzwert des Phantoms für die Tätigkeit als Tierarzt?

a. Sehr gut
b. Gut
c. Befriedigend
d. Ausreichend
e. Ungenügend

15. Wie bewerten Sie ihren persönlichen Lerneffekt nach dem Training am Phantom?

a. Sehr gut
b. Gut
c. Befriedigend
d. Ausreichend
e. Ungenügend

Haben Sie noch weitere Anregungen?

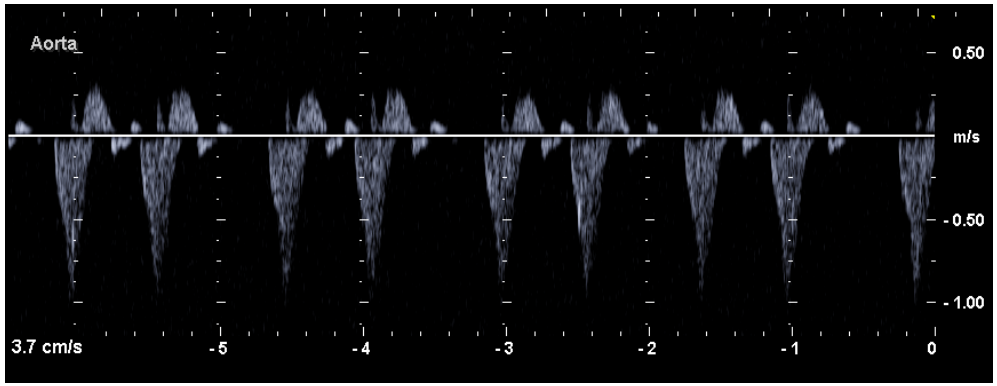
_____
_____
_____
_____
_____

Haben Sie Kritikpunkte?

_____
_____
_____
_____

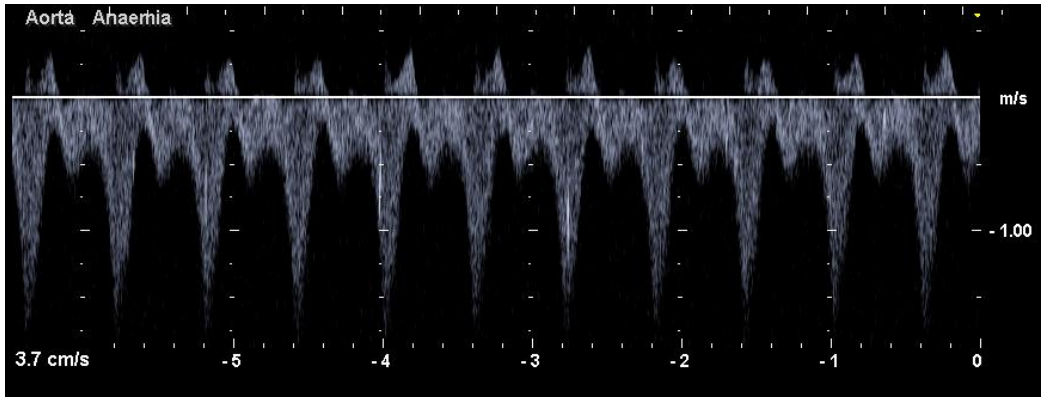
Vielen Dank fürs Mitmachen!

Canine
Aorta abdominalis



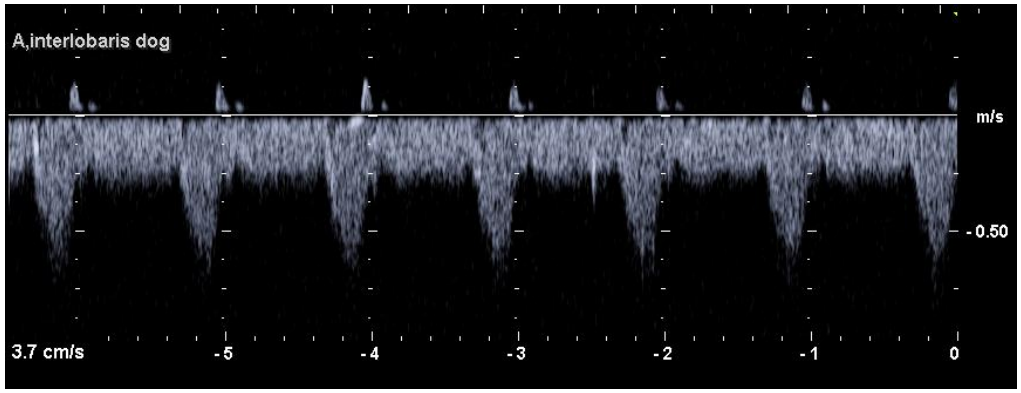

```
CompuFlow WF 1.0
SimuFlow III (090608-0140)
Name = Aorta_Hd;
UpdateTime = 0.100;
NumberPoints = 43;
Scale =15.000;
VolumeFlowRate = 6,977;
PeakFlowRate = 15.000;

DataStart;


0.000;
0.000;
1.000;
1.000;
0.450;
0.450;
0.450;
0.000;
1.000;
1.000;
0.450;
0.450;
0.450;
0.000;
0.000;
0.000;
0.000;
1.000;
1.000;
0.450;
0.450;
0.450;
0.000;
1.000;
1.000;
0.450;
0.450;
0.450;
0.000;
0.000;
0.000;
0.000;
1.000;
1.000;
0.450;
0.450;
0.450;
0.000;
1.000;
1.000;
0.450;
0.450;
0.450;
0.000;



EOWF;
END;
```

Canine
Aorta abdominalis
bei Anämie



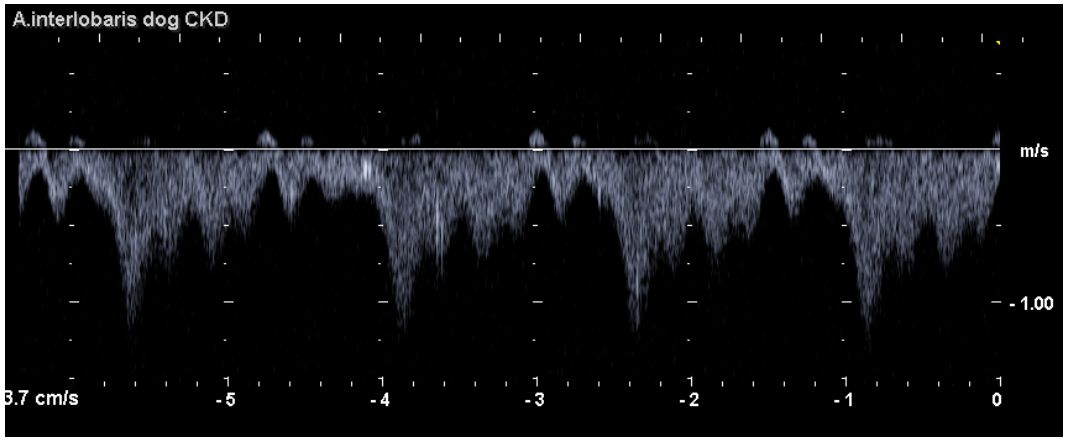

```
CompuFlow WF 1.0
SimuFlow III (090608-0140)
Name = Aorta_Hd_Anämie;
UpdateTime = 0.150;
NumberPoints = 43;
Scale =15.000;
VolumeFlowRate = 6,977;
PeakFlowRate = 15.000;

DataStart;
0.500;
2.000;
0.400;
0.500;
0.500;
2.000;
0.400;
0.500;
0.500;
2.000;
0.400;
0.500;
0.500;
2.000;
0.400;
0.500;
0.500;
2.000;
0.400;
0.500;
0.500;
2.000;
0.400;
0.500;
0.500;
2.000;
0.400;
0.500;



EOWF;
END;
```

Canine
A. interlobaris



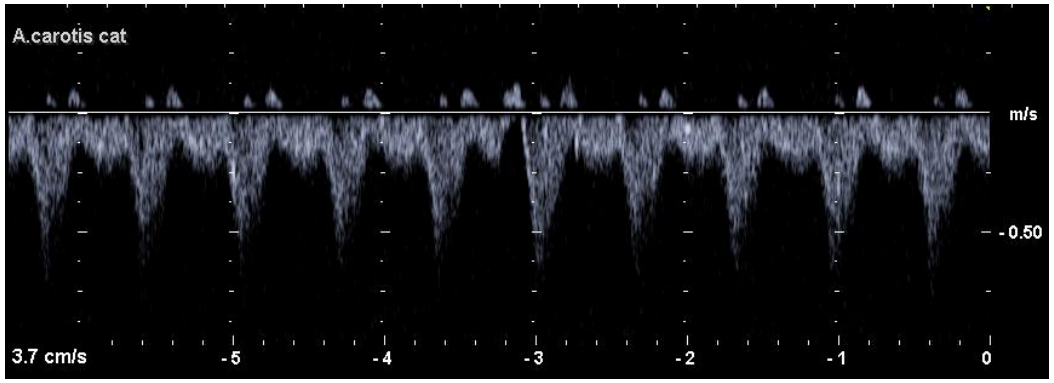

```
CompuFlow WF 1.0
Name = square wave;
UpdateTime = 0.100;
ECGposition = 22;
NumberPoints = 42;
Scale = 20.000;
VolumeFlowRate = 5.000;
PeakFlowRate = 20.000;

DataStart;


0.500;
0.500;
0.500;
1.000;
1.000;
1.000;
0.800;
0.500;
0.500;
0.500;
0.500;
0.500;
0.500;
1.000;
1.000;
1.000;
0.800;
0.500;
0.500;
0.500;
0.500;
0.500;
0.500;
1.000;
1.000;
1.000;
0.800;
0.500;
0.500;
0.500;
EOWF;
END;
```

Canine *A. interlobaris* bei chronischer Niereninsuffzinez



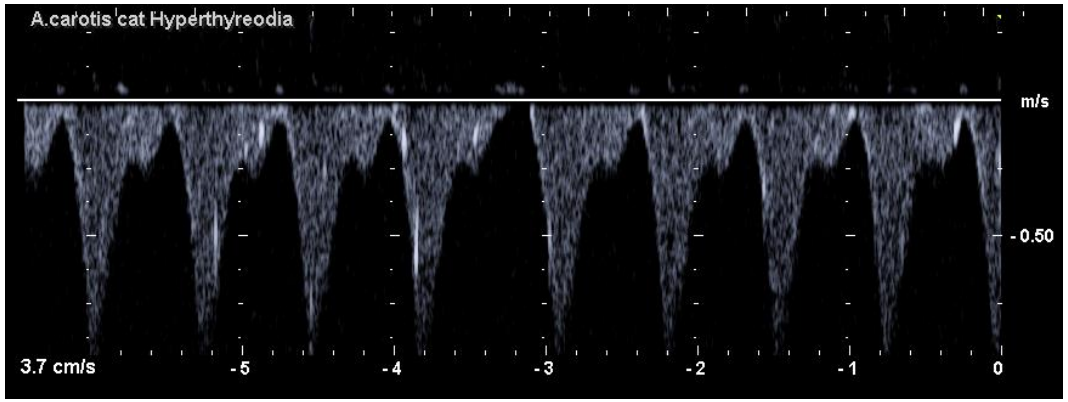

```
CompuFlow WF 1.0
Name = square wave;
UpdateTime = 0.250;
ECGposition = 22;
NumberPoints = 42;
Scale = 17.000;
VolumeFlowRate = 5.000;
PeakFlowRate = 17.000;

DataStart;


0.280;
1.000;
0.700;
0.600;
0.500;
0.400;
0.280;
1.000;
0.700;
0.600;
0.500;
0.400;
0.280;
1.000;
0.700;
0.600;
0.500;
0.400;
0.280;


EOWF;
END;
```

Feline
A. carotis communis



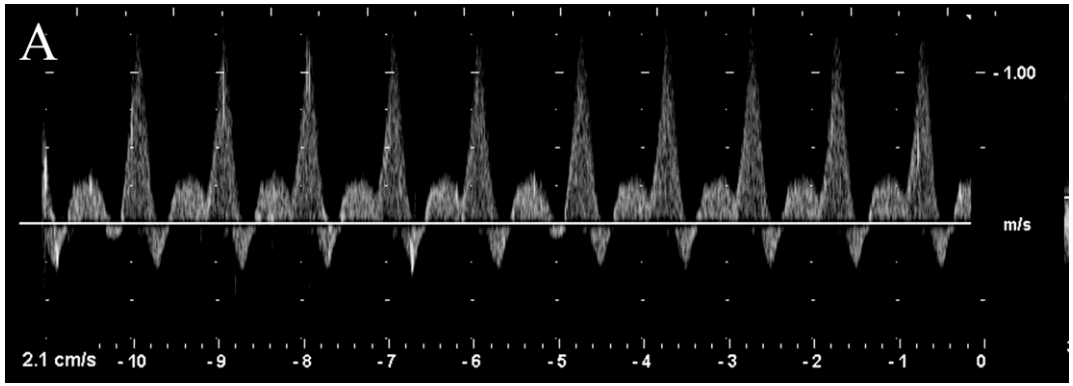

```
CompuFlow WF 1.0
SimuFlow III (090608-0140)
Name = Carotis_Ktz_2;
UpdateTime = 0.130;
NumberPoints = 43;
Scale =26.000;
VolumeFlowRate = 6,977;
PeakFlowRate = 26.000;

DataStart;

0.250;
1.200;
0.500;
0.300;
0.300;
0.300;
1.200;
0.500;
0.300;
0.300;
0.300;
1.200;
0.500;
0.300;
0.300;
0.300;
1.200;
0.500;
0.300;
0.300;
0.300;
1.200;
0.500;
0.300;
0.300;


EOWF;
END;
```

Feline
A. carotis communis
bei Hyperthyreose



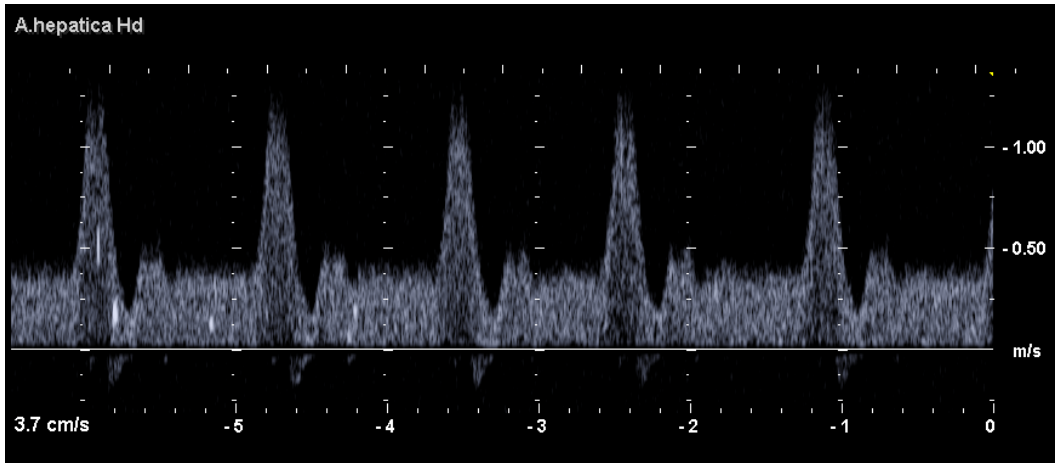

```
CompuFlow WF 1.0
SimuFlow III (090608-0140)
Name = Carotis_Ktz_Hyper;
UpdateTime = 0.180;
NumberPoints = 43;
Scale =20.000;
VolumeFlowRate = 6,977;
PeakFlowRate = 20.000;

DataStart;

0.200;
1.700;
0.600;
0.600;
0.200;
1.700;
0.600;
0.600;
0.200;
1.700;
0.600;
0.600;
0.200;
1.700;
0.600;
0.600;
0.200;
1.700;
0.600;
0.600;
0.200;
1.700;
0.600;
0.600;
0.200;

EOWF;
END;
```

Canine *A. femoralis*



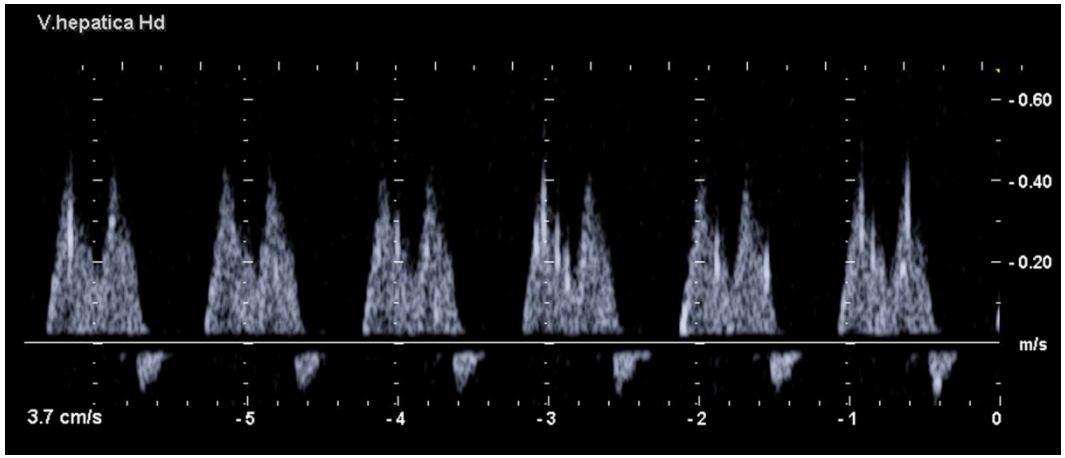

```
CompuFlow WF 1.0
SimuFlow III (090608-0140)
Name = A.femoralis_Hd;
UpdateTime = 0.200;
NumberPoints = 43;
Scale =30.000;
VolumeFlowRate = 6,977;
PeakFlowRate = 30.000;

DataStart;

0.100;
1.000;
-0.200;
0.200;
0.252;
0.100;
1.000;
-0.200;
0.200;
0.252;
0.100;
1.000;
-0.200;
0.200;
0.252;
0.100;
1.000;
-0.200;
0.200;
0.252;
0.100;
1.000;
-0.200;
0.200;
0.252;
0.100;



EOWF;
END;
```

Canine *A. hepatica*



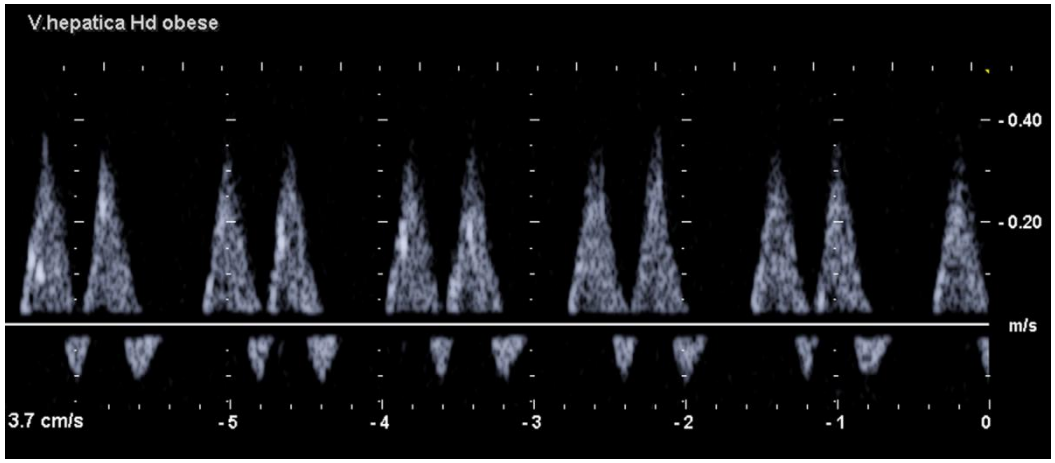

```
CompuFlow WF 1.0
SimuFlow III (090608-0140)
Name = A.hepatica_hd;
UpdateTime = 0.120;
NumberPoints = 43;
Scale =20.000;
VolumeFlowRate = 6,977;
PeakFlowRate = 20.000;

DataStart;

0.430;
0.430;
1.700;
1.000;
0.350;
0.600;
0.600;
0.450;
0.500;
0.430;
0.430;
0.430;
0.430;
1.700;
1.000;
0.350;
0.600;
0.600;
0.500;
0.430;
0.430;
0.430;
0.430;
1.700;
1.000;
0.350;
0.600;
0.600;
0.500;
0.430;
0.430;
0.430;
0.430;
1.700;
1.000;
0.350;
0.600;
0.600;
0.500;
0.430;
0.430;
0.430;
0.430;
1.700;
1.000;
0.350;
0.600;
0.600;
0.430;
0.430;



EOWF;
END;
```

Canine *V.hepatica*



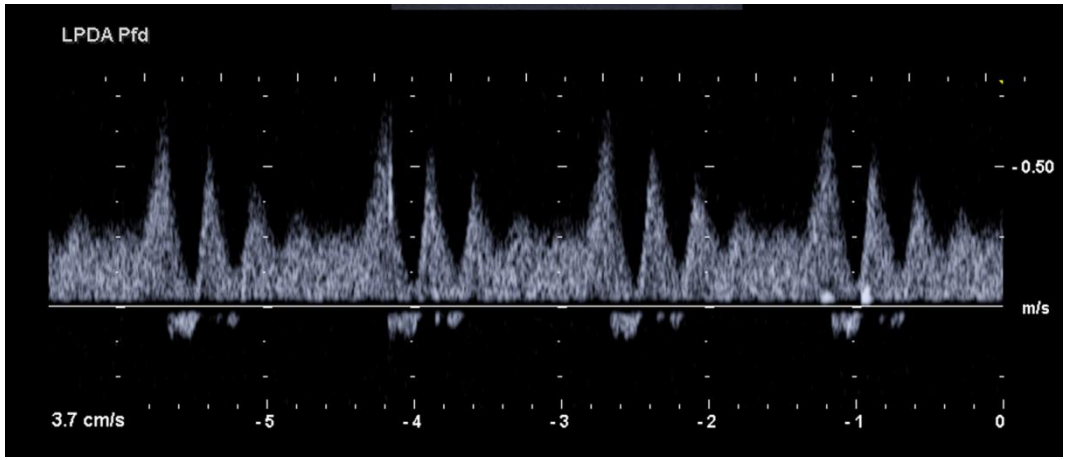

```
CompuFlow WF 1.0
SimuFlow III (090608-0140)
Name = V.hepatica_hd;
UpdateTime = 0.150;
NumberPoints = 43;
Scale =23.000;
VolumeFlowRate = 6,977;
PeakFlowRate = 23.000;

DataStart;
0.100;
0.100;
0.500;
0.400;
0.650;
0.300;
0.200;
0.100;
0.100;
0.500;
0.400;
0.650;
0.300;
0.200;
0.100;
0.100;
0.500;
0.400;
0.650;
0.300;
0.200;
0.100;
0.100;
0.500;
0.400;
0.650;
0.300;
0.200;
0.100;
0.100;
0.500;
0.400;
0.650;
0.300;
0.200;


EOWF;
END;
```

Canine *V.hepatica* bei Adipositas



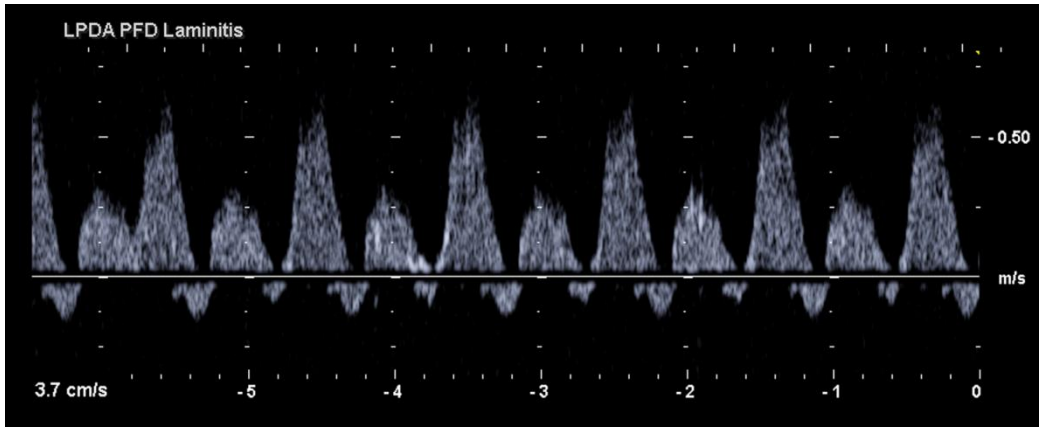

```
CompuFlow WF 1.0
SimuFlow III (090608-0140)
Name = V.hepatica_hd;
UpdateTime = 0.200;
NumberPoints = 43;
Scale =15.000;
VolumeFlowRate = 6,977;
PeakFlowRate = 15.000;

DataStart;
0.000;
0.700;
0.000;
0.700;
0.000;
0.000;
0.000;
0.700;
0.000;
0.700;
0.000;
0.000;
0.000;
0.700;
0.000;
0.700;
0.000;
0.000;
0.000;
0.700;
0.000;
0.700;
0.000;
0.000;


EOWF;
END;
```

Equine LPDA



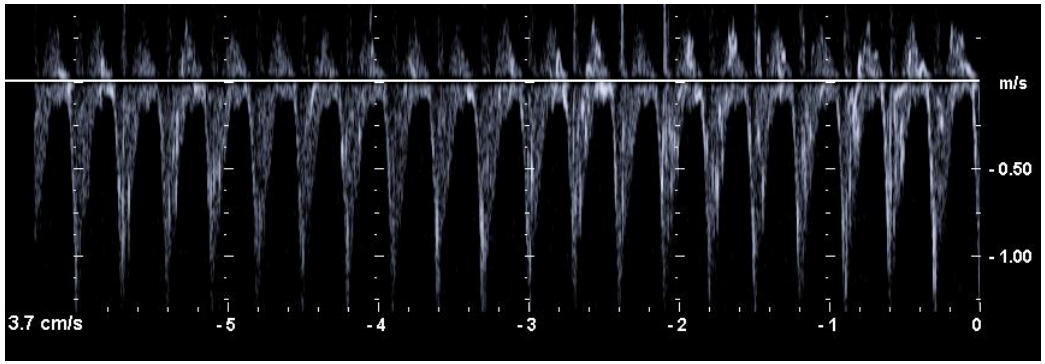

```
CompuFlow WF 1.0
Name = LPDA;
UpdateTime = 0.150;
ECGposition = 22;
NumberPoints = 42;
Scale = 19.000;
VolumeFlowRate = 5.000;
PeakFlowRate = 19.000;

DataStart;
0.380;
0.380;
1.100;
0.300;
0.800;
0.300;
0.600;
0.380;
0.380;
0.380;
0.380;
0.380;
1.100;
0.300;
0.800;
0.300;
0.600;
0.380;
0.380;
0.380;
0.380;
0.380;
1.100;
0.300;
0.800;
0.300;
0.600;
0.380;
0.380;
0.380;
0.380;
0.380;
1.100;
0.300;
0.800;
0.300;
0.600;
0.380;
0.380;
0.380;



EOWF;
END;
```

Equine LPDA bei Laminitis



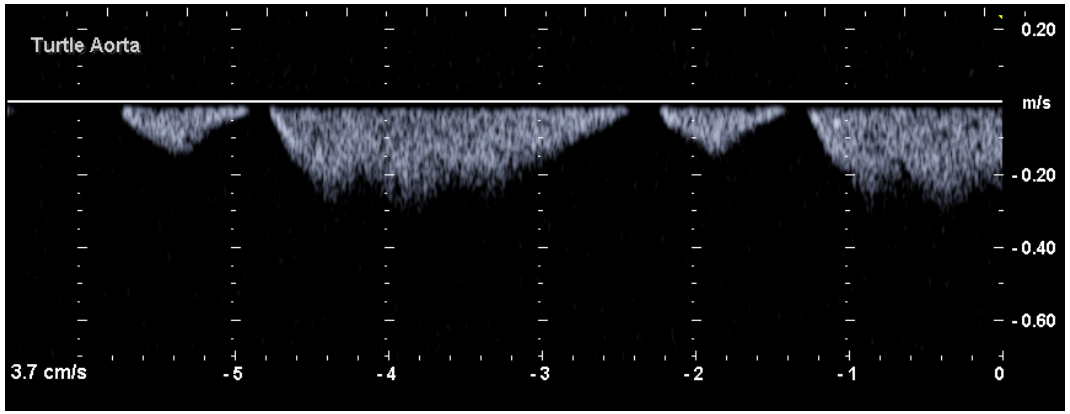

```
CompuFlow WF 1.0
Name = LPDA;
UpdateTime = 0.150;
ECGposition = 22;
NumberPoints = 42;
Scale = 18.000;
VolumeFlowRate = 5.000;
PeakFlowRate = 18.000;

DataStart;
0.350;
1.000;
1.000;
0.000;
0.500;
0.400;
0.350;
1.000;
1.000;
0.000;
0.500;
0.400;
0.350;
0.350;
1.000;
1.000;
0.000;
0.500;
0.400;
0.350;
0.350;
1.000;
1.000;
0.000;
0.500;
0.400;
0.350;
0.350;
1.000;
1.000;
0.000;
0.500;
0.400;
0.350;
0.350;
1.000;
1.000;
0.000;
0.500;
0.400;
0.350;
0.350;


EOWF;
END;
```

Aorta thoracica des Mäusebussards




```
CompuFlow WF 1.0
SimuFlow III (090608-0140)
Name = Bussard;
UpdateTime = 0.100;
NumberPoints = 43;
Scale =30.000;
VolumeFlowRate = 6,977;
PeakFlowRate = 30.000;

DataStart;

0.320;
0.320;
1.000;
0.320;
0.320;
1.000;
0.320;
0.320;
1.000;
0.320;
0.320;
1.000;
0.320;
0.320;
1.000;
0.320;
0.320;
1.000;
0.320;
0.320;
1.000;


EOWF;
END;
```

Aorta thoracica der unechten Karettschildkröte




```
CompuFlow WF 1.0
Name = Aorta_Schildkroete;
UpdateTime = 0.500;
ECGposition = 22;
NumberPoints = 42;
Scale = 20.000;
VolumeFlowRate = 5.000;
PeakFlowRate = 20.000;

DataStart;

0.000;
0.200;
0.000;
0.480;
0.500;
0.400;
0.200;
0.000;
0.200;
0.000;
0.480;
0.500;
0.400;
0.200;
0.000;
0.200;
0.000;
0.480;
0.500;
0.400;
0.200;
0.000;
0.200;
0.000;
0.480;
0.500;
0.400;
0.200;
0.000;
0.200;
0.000;
0.480;
0.500;
0.400;
0.200;
0.000;

EOWF;
END;
```

IX **ABBILDUNGSVERZEICHNIS**

*Abbildung 1**:** schematische Darstellung des Dopplerprinzips (erstellt von Alina Nielsen) 3*
Abbildung 2: DEGUM Zertifikat (DEGUM, 2018a) 17
Abbildung 3: Doppler Ultrasound Flow Simulator Model 069A, (COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS, 2018) 18
Abbildung 4: Peripheral Doppler Ultrasound Training Model von CAE Healthcare, Mainz (mit freundlicher Genehmigung von Pauline Reinoud von CAE Healthcare, Mainz) 19
Abbildung 5: Silikon mit Zuschlagsstoffen (erstellt von Alina Nielsen) 36
Abbildung 6: Prototyp (erstellt von Alina Nielsen) 38
Abbildung 7: Gussform mit VMM (erstellt von Alina Nielsen) 39
Abbildung 8 Schematischer Aufbau des Pumpsystems (erstellt von Alina Nielsen) 41
Abbildung 9: Aufbau der Dopplerphantoms (erstellt von Alina Nielsen) 42
Abbildung 10: Steuerungscode (erstellt von Alina Nielsen) 44
Abbildung 11: Ecoflex®00-20 mit 2 % Mikroglaskugeln 50
Abbildung 12: kommerzielles wandloses Phantom Branched 2 Vessel Ultrasound Training Block Model, CAE Healthcare, Mainz 52
Abbildung 14: Stenosiertes Blutgefäß im Color-Doppler 53
Abbildung 15: endgültiger Aufbau des Dopplerphantoms 55
Abbildung 16 A) programmiertes Flussprofil der caninen A. femoralis B) am Hund erstelltest Flussprofil der A. femoralis 56
Abbildung 17: Auswertung Fragebogen „Wie beurteilen Sie die Realitätsnähe des A. femoralis Flussprofils vom Hund?“ 61
Abbildung 18: Auswertung Fragebogen „Wie bewerten Sie das Phantom als Ergänzung zum Training am lebenden Tier?“ 62
Abbildung 19: Darstellung des Lernerfolgs 63
Abbildung 20: Cover mit der schematischen Darstellung des Messortes der caninen A.femoralis, auf der Basis von Engelke & Gassner (2007) 64
Abbildung 21: schematische Darstellung des Messortes der caninen Vena und Arteria hepatica, auf der Basis von Lüerssen & Janthur (2007) 64
Abbildung 22 schematische Darstellung des Messortes der equinen LPDA, auf der Basis von König & Liebich et al.(2014b) 65
Abbildung 23 schematische Darstellung des Messortes der Aorta eines Mäusebussards, auf der Basis von Straub et al. (2003a) 65

Abbildung 24 schematische Darstellung des Messortes der felinen A. carotis communis, auf der Basis von Poulsen Nautrup (2007) *66*
Abbildung 25 schematische Darstellung des Messortes der Aorta einer unechten Karettschildkröte, auf der Basis von Valente et al. (2008) *66*
Abbildung 26 schematische Darstellung des Messortes der caninen Aorta abdominalis, auf der Basis von Poulsen Nautrup (2007a) *67*
Abbildung 27: schematische Darstellung des Messortes der caninen A. interlobaris, auf der Basis von Janthur & Lüerssen (2007) *67*
Abbildung 28: Zystozentese-Modell aus Ecoflex®00-20 und Mikroglasperlen (erstellt von Alina Nielsen) *86*
Abbildung 29: sonographisches Bild der Biopsie-Modelle aus unterschiedlich echogenen Material *86*

X TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: nötige Lerneinheiten nach Quiñones et al. (2003) 15
Tabelle 2: untersuchte Gießproben- Material und Härte nach den Angaben von Kaupo Plankenhorn e.k..... 35
Tabelle 3: Zuschlagsstoffe, Mischverhältnisse und Benennung 37
Tabelle 4: Eigenschaften der Gießproben..... 49
Tabelle 5: Eigenschaften Zuschlagsstoffe..... 51
Tabelle 6: Auswahl, Quellen und Ventileinstellung der programmierten Flussprofile 57

XI LITERATURVERZEICHNIS

Ackermann J, Damrath V. Chemie und Technologie der Silicone II. Herstellung und Verwendung von Siliconpolymeren. Chemie in unserer Zeit 1989; 23: 86-99.

Adams OR, Stashak TS (2004) Adams: claudicación en el caballo. Inter-Médica

Aguirre CN, Talavera J, del Palacio MJF. Usefulness of Doppler ultrasonography to assess digital vascular dynamics in horses with systemic inflammatory response syndrome or laminitis. Javma-Journal of the American Veterinary Medical Association 2013; 243: 1756-61.

Albes G. Ultraschall. In: Facharztprüfung Radiologie: 1250 kommentierte Prüfungsfragen; 7 Tabellen: Georg Thieme Verlag 2010: S.105-15.

Amini R, Kartchner JZ, Stolz LA, Biffar D, Hamilton AJ, Adhikari S. A novel and inexpensive ballistic gel phantom for ultrasound training. World Journal of Emergency Medicine 2015; 6: 225-8.

Anand IS, Chandrashekhar Y, Wander GS, Chawla LS. Endothelium-derived relaxing factor is important in mediating the high output state in chronic severe anemia. Journal of the American College of Cardiology 1995; 25: 1402-7.

Arbeitskreis Berliner Tierschutzbeauftragter. Orientierungshilfe des Arbeitskreises Berliner Tierschutzbeauftragter* zur Einstufung in Belastungsgrade (Tab. 1.6. 7) für genehmigungspflichtige Tierversuche. Berlin: AKBT 2010; 21

Baier P, Scharf A, Sohn C. Der Echtzeit-Ultraschallsimulator: Eine neue Methode zum Training in der Ultraschalldiagnostik. Z Geburtshilfe Neonatol 2001; 205: 213-7.

Baltazar PI, Moura LD, Pessoa GT, Rodrigues RPD, Sanches MP, Diniz AD, Sousa FDA, Guerra PC, Neves WC, Giglio RF, Alves J, Souza FDL, Braga JFV, Alves FR. Comparative B-mode and Doppler Renal Ultrasonography with

Histopathological Findings in Dogs Positive for Canine Visceral Leishmaniasis. Microscopy Research and Technique 2016; 79: 637-45.

Baumgartner W, Hildebrandt N, Moritz A. Allgemeiner klinischer Untersuchungsgang. In: Klinische Propädeutik der inneren Krankheiten und Hautkrankheiten der Haus-und Heimtiere: Georg Thieme Verlag 2005: 43-196.

Bayerische Landestierärztekammer (2014) Berufsordnung für Tierärzte

Bayerischen Landestierärztekammer. Richtlinien zum Bereich / zur Zusatzbezeichnung Kardiologie beim Klein-und Heimtier. WEITERBILDUNGSORDNUNG FÜR DIE TIERÄRZTE IN BAYERN 2019;

Belotta AF, Teixeira CR, Padovani CR, Rahal SC, Mayer MN, Mamprim MJ. Sonographic Evaluation of Liver Hemodynamic Indices in Overweight and Obese Dogs. Journal of Veterinary Internal Medicine 2018; 32: 181-7.

berliner fortbildungen. Ultraschall Abdomen 2. 2018: https://www.berliner-fortbildungen.de/seminardetail/ultraschall-herz-aufbaukurs-bf-s20-19.html. 10.03.2020.

Bernstine R. Safety studies with ultrasonic Doppler technic: A clinical follow-up of patients and tissue culture study. Obstetrics & Gynecology 1969; 34: 707-9.

Bocklin C, Baumann D, Stuker F, Frohlich J. Mixing formula for tissue-mimicking silicone phantoms in the near infrared. Journal of Physics D-Applied Physics 2015; 48

Bond WF, Deitrick LM, Arnold DC, Kostenbader M, Barr GC, Kimmel SR, Worrilow CC. Using simulation to instruct emergency medicine residents in cognitive forcing strategies. Academic Medicine 2004; 79: 438-46.

Bragato N, Borges NC, Fioravanti MCS. B-mode and Doppler ultrasound of chronic kidney disease in dogs and cats. Veterinary Research Communications 2017; 41: 307-15.

Breuer G. Simluators don't teach- Lernprozesse und Simulation. In: Simulation in der Medizin. Pierre MS, Breuer G, eds.: Springer 2013:

Browne J, Ramnarine K, Watson A, Hoskins P. Assessment of the acoustic properties of common tissue-mimicking test phantoms. Ultrasound in medicine & biology 2003; 29: 1053-60.

Buck P (2004) Vergleichende Betrachtung der tierärztlichen Ausbildung in Deutschland und in Frankreich am Beispiel der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München und der Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse. LMU

Bude RO, Adler RS. AN EASILY MADE, LOW-COST, TISSUE-LIKE ULTRASOUND PHANTOM MATERIAL. Journal of Clinical Ultrasound 1995; 23: 271-3.

Bundesministerium für Gesundheit (2016) Verordnung zur Approbation von Tierärztinnen und Tierärzten

Burlew MM, Madsen EL, Zagzebski JA, Banjavic RA, Sum SW. A new ultrasound tissue-equivalent material. Radiology 1980; 134: 517-20.

Bush NL, Hill CR. GELATINE-ALGINATE COMPLEX GEL - A NEW ACOUSTICALLY TISSUE-EQUIVALENT MATERIAL. Ultrasound in Medicine and Biology 1983; 9: 479-84.

CAE Healthcare. Femoral Vascular Access Replacement Tissue Ultrasound Model. 2018a: https://www.bluephantom.com/product/Femoral-Vascular-Access-Replacement-Tissue.aspx?cid=436. 10.03.2020.

CAE Healthcare. Peripheral Doppler Ultrasound Training Model. 2018b: http://www.bluephantom.com/product/Peripheral-Doppler-Ultrasound-Training-Model.aspx?cid=407. 10.03.2020.

Cafarelli A, Miloro P, Verbeni A, Carbone M, Menciassi A. Speed of sound in rubber-based materials for ultrasonic phantoms. Journal of Ultrasound 2016; 19: 251-6.

Carlstead K, Brown JL, Strawn W. BEHAVIORAL AND PHYSIOLOGICAL CORRELATES OF STRESS IN LABORATORY CATS. Applied Animal Behaviour Science 1993; 38: 143-58.

Cobbold R (1989) Doppler ultrasound: Physics, instrumentation, and clinical applications: DH Evans, WN McDicken, R. Skidmore, and JP Woodcock John Wiley & Sons, Chichester; 1989, 297 pages,£ 47.50. Elsevier

Computerized Imaging Reference Systems I. Doppler Ultrasound Flow Simulator Model 069A. 2018: http://www.cirsinc.com/products/modality/115/doppler-ultrasound-flow-simulator/. 10.03.2020.

Computerized Imaging Reference Systems Inc. Model 700-D Doppler Flow Controller & Digital Pumping System. 2018: http://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2019/04/ATS-700D-DS-081518.pdf. 10.03.2020.

Computerized Imaging Reference Systems Inc. Tissue Simulation. 2020; 10.03.2020: https://www.cirsinc.com/about/tissue-simulation/.

Culjat MO, Goldenberg D, Tewari P, Singh RS. A REVIEW OF TISSUE SUBSTITUTES FOR ULTRASOUND IMAGING. Ultrasound in Medicine and Biology 2010; 36: 861-73.

DEGUM. Angebote für Studenten. 2018a: https://www.degum.de/nc/aktivitaeten/studenten.html?sword_list%5B0%5D=studenten. 10.03.2020.

DEGUM. Qualitätssicherung. 2018b: http://www.degum.de/aktivitaeten/qualitaetssicherung.html. 10.03.2020.

DEGUM. Mehrstufenkonzept der Sonografie des Abdomens. 2018c: http://www.degum.de/sektionen/innere-medizin/mehrstufenkonzept-zertifizierung.html. 10.03.2020.

DEGUM. Über die DEGUM. 2018d: http://www.degum.de/degum/ueber-die-degum.html. 10.03.2020.

Delorme S, Debus J. Wie entsteht ein Ultraschallbild? In: SonographieStuttgart: Thieme 2005: S.18-23.

Dennison SE, Delaney FA. AN IN-HOUSE PHANTOM AS AN ALTERNATIVE TO COMMERCIALLY AVAILABLE DOPPLER FLOW PHANTOMS. Veterinary Radiology & Ultrasound 2010; 51: 545-7.

DES EUROPÄISCHEN PARLAMENTS UND DES RATES (2008) VERORDNUNG (EG) Nr. 1272/2008 DES EUROPÄISCHEN PARLAMENTS UND DES RATES über die Einstufung, Kennzeichnung und Verpackung von Stoffen und Gemischen, zur Änderung und Aufhebung der Richtlinien 67/548/EWG und 1999/45/EG und zur Änderung der Verordnung (EG) Nr. 1907/2006. Ed DES EUROPÄISCHEN PARLAMENTS UND DES RATES

Dilly M, Tipold A, Schaper E, Ehlers J. Erstes veterinärmedizinisches skills lab in Deutschland vermittelt klinische Fertigkeiten. Deutsches Tierärzteblatt 2013; 7: 945-8.

Dittes J (2018) Ultraschall Übung im Praktisches Ausbildung- und Lernzentrum, Praktisches Ausbildungs- und Lernzentrum PAUL

Ehler D, Carney D, Dempsey A, Rigling R, Kraft C, Witt S, KIMBALL T, SISK E, GEISER E, GRESSER C. American Society of Echocardiography Sonographer Training and Education Committee. Guidelines for cardiac sonographer education: recommendations of the American Society of Echocardiography Sonographer Training and Education Committee. J Am Soc Echocardiogr 2001; 14: 77-84.

Eickemeyer. Ultraschall Kardiologie II 2018: https://seminare.eickemeyer.de/Details?esraSoftIdva=11744. 10.03.2020.

Engelhardt von W, Breves G, Diener M, Gäbel G. Kreislauf. In: Physiologie der Haustiere: Georg Thieme Verlag 2015: S.192-216.

Engelke A, Gassner G. Gliedmaßen und Wirbelsäule -Gefäße und Nerven. In: Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. Poulsen Nautrup C, ed. Hannover: Schlüter 2007: S.360-4.

Engelskirchen S, Rosenthal J, Hungerbuehler S, Dilly M. Development of a dog simulator for ultrasonic based puncture of the urinary bladder. 14th–16th September 2015 Hannover 2015: 13.

Erdogmus B, Tamer A, Buyukkaya R, Yazici B, Buyukkaya A, Korkut E, Alcelik A, Korkmaz U. Portal vein hemodynamics in patients with non-alcoholic fatty liver disease. Tohoku Journal of Experimental Medicine 2008; 215: 89-93.

Erxleben JCP, Zwierlein KA (1798) Praktischer Unterricht in der Vieharzneikunst

Evans DH, Barrie WW, Asher MJ, Bentley S, Bell PRF. THE RELATIONSHIP BETWEEN ULTRASONIC PULSATILITY INDEX AND PROXIMAL ARTERIAL-STENOSIS IN A CANINE MODEL. Circulation Research 1980; 46: 470-5.

Flanagan B, Nestel D, Joseph M. Making patient safety the focus: crisis resource management in the undergraduate curriculum. Medical Education 2004; 38: 56-66.

Flexman R, Stark E. Training simulators. Handbook of human factors 1987; 1: 1012-37.

Fowler N, Holmes J. Blood viscosity and cardiac output in acute experimental anemia. Journal of applied physiology 1975; 39: 453-6.

Francey T, Müller E. Chronische Nierenerkrankung–Früherkennung und Bedeutung der Phosphate. veterinär spiegel 2010; 20: 107-14.

Freie Universität Berlin. Kursangebot. 2017: http://www.vetmed.fu-berlin.de/studium/skills-net/Lehrangebot/Kursangebot/index.html. 10.03.2020.

Freie Universität Berlin. Veterinary Skills Net. 2018; 10.03.2020: http://www.vetmed.fu-berlin.de/studium/skills-net/index.html.

Galey F, Twardock A, Goetz T, Schaeffer D, Hall JO, Beasley VR. Gamma scintigraphic analysis of the distribution of perfusion of blood in the equine foot during black walnut (Juglans nigra)-induced laminitis. American Journal of Veterinary Research 1990; 51: 688-95.

Götz Iv (2001) Duplex- und Triplexsonographie abdominaler Organe und ihrer Gefäße beim adulten Beagle. LMU. 170 S. :

Grice JV, Pickens DR, Price RR. Technical Note: A new phantom design for routine testing of Doppler ultrasound. Medical Physics 2016; 43: 4431-4.

Guerreschi P, Qassemyar A, Thevenet J, Hubert T, Fontaine C, Duquennoy-Martinot V. Reducing the number of animals used for microsurgery training programs by using a task-trainer simulator. Laboratory Animals 2014; 48: 72-7.

Hällfritzsch F (2018) Beurteilung der Qualität der tierärztlichen Ausbildung und der Kompetenz von Anfangsassistenten durch praktische Tierärzte. In: Lehrstuhl für Innere Medizin der kleinen Haustiere und Heimtiere. LMU

Hendrickx P, Roth U. Grundlagen der quantitativen Farbdopplersonographie der Arterien des Beckens und der Beine. Ultraschall in der Medizin 1994; 15: 296-303.

Herrmann K (2012) Tierfreie Ersatz- und Ergänzungsmethoden in der Lehre. 5. Fortbildungsveranstaltung der GV-SOLAS für Tierschutzbeauftragte, 09.05.2012. Berlin

Hoffmann B. Doppler. In: Kursbuch Notfallsonografie: Nach dem Curriculum Notfallsonografie, empfohlen von DGUM, ÖGUM und SGUM. Blank W, Mathis G, Osterwalder J, eds.: Thieme 2014: S.32-6.

Holdsworth D, Rickey D, Drangova M, Miller D, Fenster A. Computer-controlled positive displacement pump for physiological flow simulation. Medical and Biological Engineering and Computing 1991; 29: 565-70.

Holtmann MH, Barreiros AP, Mudter J, Atreya R, Galle PR, Terkamp C, Gebel M. Ultrasound Education by Simulator Training - Analysis of the Largest Simulator-Based Training in Germany. Zeitschrift Fur Gastroenterologie 2010; 48: 1279-84.

Huck K. Hämodynamik. In: Kursbuch Doppler-und Duplexsonographie: nach den Richtlinien der DEGUM und der KBV; 94 Tabellen: Georg Thieme Verlag 2005: 6-35.

Hudert T (2008) Sonographische, echokardiographische und labordiagnostische Parameter bei gesunden euthyreoten Katzen und hyperthyreoten Katzen sowie bei Katzen mit nichtthyreoidalen Krankheiten. LMU

Issenberg BS, Mcgaghie WC, Petrusa ER, Lee Gordon D, Scalese RJ. Features and uses of high-fidelity medical simulations that lead to effective learning: a BEME systematic review. Medical Teacher 2005; 27: 10-28.

Janthur M, Lüerssen D. Nieren und Harnleiter. In: Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. Poulsen Nautrup C, ed. Hannover: Schlüter 2007: S.210-8.

Joynt LK, Platt JF, Rubin JM, Ellis JH, Bude RO. Hepatic artery resistance before and after standard meal in subjects with diseased and healthy livers. Radiology 1995; 196: 489-92.

Judmaier G. Ultraschallausbildung-kann die Ausbildung am Phantom die Ausbildungsqualität verbessern? Ultraschall in der Medizin 2003; 24: 231-3.

Junger J, Schafer S, Roth C, Schellberg D, Ben-David MF, Nikendei C. Effects of basic clinical skills training on objective structured clinical examination performance. Medical Education 2005; 39: 1015-20.

Justus-Liebig-Universität Gießen. PETS: Das Clinical Skills Lab des Fachbereichs 10. 2018: https://www.uni-giessen.de/fbz/fb10/studium-und-prufungen/pets. 10.03.2020.

Kabir M, Catalano KJ, Ananthnarayan S, Kim SP, Van Citters GW, Dea MK, Bergman RN. Molecular evidence supporting the portal theory: a causative link between visceral adiposity and hepatic insulin resistance. American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism 2005; 288: E454-E61.

Karabulut N, Kazil S, Yagci B, Sabir N. Doppler waveform of the hepatic veins in an obese population. European radiology 2004; 14: 2268-72.

Kassenärztliche Bundesvereinigung (2018) Vereinbarung von Qualitätssicherungsmaßnahmen nach § 135 Abs. 2 SGB V zur Ultraschalldiagnostik, in der Fassung vom 18.12. 2012

KauPo Plankenhorn e.K. VYTAFLEX(R)-Technisches Merkblatt. 2016; 10.03.2020: https://www.kaupo.de/shop/out/media/VYTAFLEX_SERIE.pdf

Kiefer J, Kiefer I. Dopplersonograühie. In: Allgemeine RadiologieBerlin: Parey 2003: S.64-6.

Klötzsch C, Diehl R. Neurosonologische Diagnostik. In: Klinische Neurologie: Springer 2011: 117-42.

Knight A. The effectiveness of humane teaching methods in veterinary education. Altex-Alternativen Zu Tierexperimenten 2007; 24: 91-109.

Kofler J, Edinger J. Orthopädischer Untersuchungsgang. In: Klinische Propädeutik der inneren Krankheiten und Hautkrankheiten der Haus-und Heimtiere. Baumgartner W, ed.: Georg Thieme Verlag 2005: 216-84.

Köhler I (2016) Prävalenz und potentielle Risikofaktoren der felinen Hyperthyreose innerhalb einer Klinikpopulation in Süddeutschland. Imu

Kolb DA (2014) Experiential learning: Experience as the source of learning and development. FT press

Koma LM, Spotswood TC, Kirberger RM, Becker PJ. Influence of normovolemic anemia on Doppler characteristics of the abdominal aorta and splanchnic vessels in Beagles. American Journal of Veterinary Research 2005; 66: 187-95.

Kondo T, Kitatuji M, Kanda H (2005) New tissue mimicking materials for ultrasound phantoms. Ultrasonics Symposium, 2005 IEEE. 1664-7

König HE, Ruberte J, Liebich H-G, . Organe des Herz-Kreislauf-Systems (Systema cardiovasculare). In: Anatomie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis. König HE, Liebich H-G, eds.: Schattauer Verlag 2014a: S.439-71.

König HE, Liebich H-G, Maierl J. Vorder- oder Schultergliedmaße (Membra thoracica). In: Anatomie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis. König HE, Liebich H-G, eds.: Schattauer Verlag 2014b: S.141-211.

König HE, Maierl J, Liebich H-G. Harnorgane (Organa urinaria). In: Anatomie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis. König HE, Liebich H-G, eds.: Schattauer Verlag 2014c: S.385-405.

Lamouche G, Kennedy BF, Kennedy KM, Bisaillon C-E, Curatolo A, Campbell G, Pazos V, Sampson DD. Review of tissue simulating phantoms with controllable optical, mechanical and structural properties for use in optical coherence tomography. Biomedical optics express 2012; 3: 1381-98.

Laubenberger T, Laubenberger J. Ultraschalldiagnostik. In: Technik der medizinischen RadiologieKöln: Dt. Ärzte-Verl. 1999: S.373-89.

Lee K, Choi M, Yoon J, Jung J. Spectral waveform analysis of major arteries in conscious dogs by Doppler ultrasonography. Veterinary Radiology & Ultrasound 2004; 45: 166-71.

Lewiss RE, Hoffmann B, Beaulieu Y, Phelan MB. Point-of-Care Ultrasound Education The Increasing Role of Simulation and Multimedia Resources. Journal of Ultrasound in Medicine 2014; 33: 27-32.

Linde A, Koch J. Screening for aortic stenosis in the Boxer: Auscultatory, ECG, blood pressure and Doppler echocardiographic findings. Journal of Veterinary Cardiology 2006; 8: 79-86.

LMU. „Geburtssimulator für die klinische Ausbildung an der Klinik für Wiederkäuer, LMU München - Förderung durch Studienzuschüsse und Spende der Firma Zoetis Deutschland GmbH“. 2014a: http://www.wdk.vetmed.uni-muenchen.de/aktuelles/nachrichten/simulator/index.html. 10.03.2020.

LMU. Neues Palpationsmodell der Klinik für Pferde verbessert die praktische Ausbildung der Studierenden:. 2014b: https://www.pferd.vetmed.uni-muenchen.de/inneremedizin-reproduktion/aktuelles/vaccinolia/index.html. 10.03.2020.

LMU. VETSkillsLab. 2016: http://www.vetmed.uni-muenchen.de/lehre_vet/vet-skills-lab/index.html. 10.03.2020.

LMU. Prof. Cordula Poulsen Nautrup Ultraschalllabor. 2018: http://www.anat.vetmed.uni-muenchen.de/studium_lehre/raeume/ultraschalllabor/index.html. 10.03.2020.

Lüerssen D, Janthur M. Bauch- und Beckenhöhle- sonographische Normalbefunde. In: Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. Poulsen Nautrup C, ed. Hannover: Schlüter 2007: S.165-81.

Madsen EL, Zagzebski JA, Banjavie RA, Jutila RE. Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms. Medical Physics 1978; 5: 391-4.

Magee JH. Validation of medical modeling & simulation training devices and systems. In: Medicine Meets Virtual Reality 11: Nextmed: Health Horizon.

Westwood JD, Hoffman HM, Mogel GT, Phillips R, Robb RA, Stredney D, eds. Amsterdam: I O S Press 2003: 196-8.

Maneas E, Xia WF, Nikitichev DI, Daher B, Manimaran M, Wong RYJ, Chang CW, Rahmani B, Capelli C, Schievano S, Burriesci G, Ourselin S, David AL, Finlay MC, West SJ, Vercauteren T, Desjardins AE. Anatomically realistic ultrasound phantoms using gel wax with 3D printed moulds. Physics in Medicine and Biology 2018; 63

Marinopoulos SS, Dorman T, Ratanawongsa N, Wilson LM, Ashar BH, Magaziner JL, Miller RG, Thomas PA, Prokopowicz GP, Qayyum R. Effectiveness of continuing medical education. Evid Rep Technol Assess (Full Rep) 2007; 149: 1-69.

McDicken W. A versatile test-object for the calibration of ultrasonic Doppler flow instruments. Ultrasound in Medicine and Biology 1986; 12: 245-9.

Mello FPD, Torres VN, da Cunha RF, Meirelles T, Gouvea AS, Sanchotene NG, Neuwald EB, Matheus JP, de Mello FB, de Mello JRB. Sedation Effect of Acepromazine and Butorphanol in Dopplervelocimetric Parameters in Great Abdominal Arteries and Femoral Artery in Dogs. Acta Scientiae Veterinariae 2016; 44

Merz E. Der Ultraschallsimulator-eine ideale Ergänzung zur Erlernung der fetalen Fehlbildungsdiagnostik oder eine Illusion? Ultraschall in der Medizin-European Journal of Ultrasound 2006; 27: 321-3.

Miller GE. The assessment of clinical skills/competence/performance. Academic Medicine 1990; 65: S63-7.

Miller SF, Sanz-Guerrero J, Dodde RE, Johnson DD, Bhawuk A, Gurm HS, Shih AJ. A pulsatile blood vessel system for a femoral arterial access clinical simulation model. Medical Engineering & Physics 2013; 35: 1518-24.

Mino N, Espino L, Suarez M, Santamarina G, Barreiro A. Vascular study of abdominal aorta using doppler duplex ultrasonography in dogs. Archivos De Medicina Veterinaria 2004; 36: 87-92.

Mohammadinia AR, Bakhtavar K, Ebrahimi-Daryani N, Habibollahi P, Keramati MR, Fereshtehnejad SM, Abdollahzade S. Correlation of Hepatic Vein Doppler Waveform and Hepatic Artery Resistance Index with the Severity of Nonalcoholic Fatty Liver Disease. Journal of Clinical Ultrasound 2010; 38: 346-52.

Morrow DS, Broder J. COST-EFFECTIVE, REUSABLE, LEAK-RESISTANT ULTRASOUND-GUIDED VASCULAR ACCESS TRAINER. Journal of Emergency Medicine 2015; 49: 313-7.

Murray M. Cardiopulmonary Anatomy and Physiology. In: Reptile medicine and surgery: Elsevier 2006: 124-34.

Muthiah MD, Sanyal AJ. Burden of Disease due to Nonalcoholic Fatty Liver Disease. Gastroenterology Clinics 2020; 49: 1-23.

Nadkarni SK, Austin H, Mills G, Boughner D, Fenster A. A pulsating coronary vessel phantom for two-and three-dimensional intravascular ultrasound studies. Ultrasound in medicine & biology 2003; 29: 621-8.

Nikendei C, Schilling, Nawroth, Hensel M, Ho, Schwenger, Zeier, Herzog W, Schellberg D, Katus, Dengler T, Stremmel, Muller, Jünger J (2005) Integriertes Skills-Lab-Konzept für die studentische Ausbildung in der Inneren Medizin. 1133-8

Novellas R, Espada Y, DE GOPEGUI RR. Doppler ultrasonographic estimation of renal and ocular resistive and pulsatility indices in normal dogs and cats. Veterinary Radiology & Ultrasound 2007; 48: 69-73.

O'NEILL A., LARCOMBE C., DUFFY K., DORMAN TL Medical students' willingness and reactions to learning basic skills through examining fellow students. Medical Teacher 1998; 20: 433-7.

O'Reilly MK, Reese S, Herlihy T, Geoghegan T, Cantwell CP, Feeney RNM, Jones JFX. Fabrication and Assessment of 3D Printed Anatomical Models of the Lower Limb for Anatomical Teaching and Femoral Vessel Access Training in Medicine. Anatomical Sciences Education 2016; 9: 71-9.

Okuda Y, Bryson EO, DeMaria Jr S, Jacobson L, Quinones J, Shen B, Levine AI. The utility of simulation in medical education: what is the evidence? Mount Sinai Journal of Medicine: A Journal of Translational and Personalized Medicine: A Journal of Translational and Personalized Medicine 2009; 76: 330-43.

Olschewski S (2016) Entwicklung von Phantomen für die interventionelle Sonographie zum Erlernen von Punktions-, Biopsie-bzw. Drainagetechniken. UNIVERSITÄT REGENSBURG

Orr KE, Hamilton SC, Clarke R, Adi MY, Gutteridge C, Suresh P, Freeman SJ. The integration of transabdominal ultrasound simulators into an ultrasound curriculum. Ultrasound 2019; 27: 20-30.

Pees M, Krautwald-Junghanns M-E (2005) Avian echocardiography. Seminars in Avian and Exotic Pet Medicine. 14-21

Pohl O (2003) Zur tierärztlichen Ausbildung in Großbritannien und in der Bundesrepublik Deutschland. LMU

Poulsen Nautrup C. Sonographische Phänomene und Artefakte. In: Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und KatzeHannover: Schlüter 2007a: S.60-75.

Poulsen Nautrup C. Physikalische Grundlagen. In: Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und KatzeHannover: Schlüter 2007b: S.21-30.

Poulsen Nautrup C. Technische Grundlagen. In: Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze: 2007c: S.31-59.

Poulsen Nautrup C, Kästner W, Denkewitz B, Reese S. Hals. In: Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. Poulsen Nautrup C, ed. Hannover: Schlüter 2007: S.109-22.

Pozniak MA. Ecografía Doppler del hígado. In: Ecografía Doppler clínica: Elsevier 2008: 141-83.

Pradelli D, Quintavalla C, Crosta MC, Mazzoni L, Oliveira P, Scotti L, Brambilla P, Bussadori C. The Influence of Emotional Stress on Doppler-derived Aortic Peak Velocity in Boxer Dogs. Journal of Veterinary Internal Medicine 2014; 28: 1724-30.

Quiñones MA, Douglas PS, Foster E, Gorcsan J, Lewis JF, Pearlman AS, Rychik J, Salcedo EE, Seward JB, Stevenson JG. ACC/AHA clinical competence statement on echocardiography: a Report of the American College of Cardiology/American Heart Association/American College of Physicians–American Society of Internal Medicine Task Force on Clinical Competence Developed in Collaboration with the American Society of Echocardiography, the society of cardiovascular anesthesiologists, and the society of pediatric echocardiography. Journal of the American Society of Echocardiography 2003; 16: 379-402.

Radermacher J. Ultrasonography in the diagnosis of renovascular disease. Imaging Decisions MRI 2002; 6: 15-22.

Rall M, Gaba D, Howard S, Dieckmann P. Human performance and patient safety. Miller's anesthesia 2005; 1

Ramnarine KV, Anderson T, Hoskins PR. Construction and geometric stability of physiological flow rate wall-less stenosis phantoms. Ultrasound in medicine & biology 2001; 27: 245-50.

Randall DJ, Burggren W, French K (2002) Tierphysiologie. Thieme, Stuttgart [u.a.]. XVIII, 914 S.

Remmen R, Scherpbier A, Vleuten CVD, Denekens J, Derese A, Hermann I, Hoogenboom R, Kramer A, Rossum HV, Royen PV, Bossaert L. Effectiveness of basic clinical skills training programmes: a cross-sectional comparison of four medical schools. Medical Education 2001; 35: 121-8.

Reutter D, Thalhammer C. Funktionell orientierte angiologische Untersuchung mit den verschiedenen Dopplerverfahren. In: Kursbuch Doppler- und Duplexsonografie. Amann-Vesti B, Huck K, Aschwanden M, eds. Stuttgart [u.a.]: Thieme 2015: S.18-84.

Rickey DW, Picot P, Christopher D, Fenster A. A wall-less vessel phantom for Doppler ultrasound studies. Ultrasound in Medicine and Biology 1995; 21: 1163-76.

Rinnbauer M. Fachbegriffe. In: Basis für Hightech-Lösungen in der Dichtungs-und Schwingungstechnik: VERLAG MODERNE INDUSTRIE, 2006: 66-7.

Rivers BJ, Walter PA, Polzin DJ, King VL. Duplex Doppler estimation of intrarenal Pourcelot resistive index in dogs and cats with renal disease. Journal of Veterinary Internal Medicine 1997; 11: 250-60.

Rominger MB, Muller-Stuler EM, Pinto M, Becker AS, Martini K, Frauenfelder T, Klingmuller V. Easy Pulsatile Phantom for Teaching and Validation of Flow Measurements in Ultrasound. Ultrasound International Open 2016; 2: E93-E7.

Rosch T, Schaper E, Tipold A, Fischer MR, Ehlers JP. Qualitative Study of the acceptance and the requirements of a clinical skills lab at a university of veterinary medicine. Berliner Und Munchener Tierarztliche Wochenschrift 2014; 127: 89-98.

Rott H. Sicherheitsaspekte der Ultraschalldiagnostik. In: Ultraschalldiagnostik in Geburtshilfe und Gynäkologie: Springer 1985: 15-28.

Ruland WO (2000) Dopplersonographische Diagnostik. Dt. Ärzte-Verl., Köln. 394 S.

Saraiva F (2010) O exame ultrassonográfico B-mode, Doppler colorido pulsado na avaliação da doença renal crônica em felinos. 2010. Dissertation. Universidade de São Paulo

Schaefer III JJ. Simulators and difficult airway management skills. Pediatric Anesthesia 2004; 14: 28-37.

Scheinfeld MH, Bilali A, Koenigsberg M. Understanding the spectral Doppler waveform of the hepatic veins in health and disease. Radiographics 2009; 29: 2081-98.

Schifino Valente AL (2008) Diagnostic imaging of the loggerhead sea turtle (Caretta caretta). Universitat Autònoma de Barcelona

Schüller L (2018) Vet Skill Net, Tierklinik für Fortpflanzung Freie Universität Berlin

scil animal. Intensiv-Wochenende Ultraschall Doppler-Echokardiographie. 2018: https://www.scilvet.de/seminare/seminaruebersicht-scil/intensiv-wochenende-ultraschall-doppler-echokardiographie-ii/. 10.03.2020.

Seibt W. Dopplereffekt. In: Physik für MedizinerStuttgart [u.a.]: Thieme 2009: S.323-5.

Sheehan FH, Zierler RE. Simulation for competency assessment in vascular and cardiac ultrasound. Vascular Medicine 2018; 23: 172-80.

Shelley Medical Imaging Technologies. Vascular & Heart Models. 2018a: http://www.simutec.com/Products/vascularheartmodels.html. 10.03.2020.

Shelley Medical Imaging Technologies. Blood Mimicking Fluids, Doppler, MRI & CT. 2018b: http://www.simutec.com/Products/bloodmimicking.html. 10.03.2020.

Shelley Medical Imaging Technologies. CompuFlow 1000 Physiological Flow Pump System. 2018c; 10.03.2020: http://www.simutec.com/Docs/CompuFlow%201000%20LR.pdf.

Sheppard J, Duck F. Ultrasonic tissue-equivalent materials using inorganic gel mixtures. The British journal of radiology 1982; 55: 667-9.

Sieber-Ruckstuhl N (2011) Obesitas beim Kleintier-Wie der Besitzer so das Tier? In: SVK Jahrestagung, 20 May 2011 - 22 May 2011, Interlaken

Smith HR. A simulator study of the interaction of pilot workload with errors, vigilance, and decisions. 1979;

Sohmer B, Hudson C, Hudson J, Posner GD, Naik V. Transesophageal echocardiography simulation is an effective tool in teaching psychomotor skills to novice echocardiographers. Canadian Journal of Anesthesia-Journal Canadien D Anesthesie 2014; 61: 235-41.

Sommer K, Izzo RL, Shepard L, Podgorsak AR, Rudin S, Siddiqui AH, Wilson MF, Angel E, Said Z, Springer M, Ionita CN. Design Optimization for Accurate Flow Simulations in 3D Printed Vascular Phantoms Derived from Computed Tomography Angiography. In: Medical Imaging 2017: Imaging Informatics for Healthcare, Research, and Applications. Cook TS, Zhang J, eds.: 2017:

Steadman RH, Coates WC, Huang YM, Matevosian R, Larmon BR, McCullough L, Ariel D. Simulation-based training is superior to problem-based learning for the acquisition of critical assessment and management skills. Critical care medicine 2006; 34: 151-7.

Stiegler H, Arnolds BJ. Hämodynamische Grundlagen. In: Farbkodierte Duplexsonografie. Stiegler H, Kubale R, Weskott H-P, eds. Stuttgart [u.a.]: Thieme 2015: 59-82.

Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover. Clinical Skills Lab. 2013: https://www.tiho-hannover.de/studium-lehre/clinical-skills-lab/. 10.03.2020.

Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover. Lernstationen. 2018: https://www.tiho-hannover.de/de/studium-lehre/clinical-skills-lab/lehrveranstaltungen/lernstationen/. 10.03.2020.

Straub J, Forbes N, Thielebein J, Krautwald-Junghanns M-E. Pulsed-wave Doppler echocardiography in birds of prey. Veterinary Record 2003a; 153: 742-6.

Straub J, Forbes N, Pees M, Krautwald-Junghanns M-E. Effect of handling-induced stress on the results of spectral Doppler echocardiography in falcons. Research in veterinary science 2003b; 74: 119-22.

Strauss AL. Hämodynamische Grundlagen. In: Farbduplexsonographie der Arterien und VenenBerlin [u.a.]: Springer 2001: 11-7.

Szatmari V, Sotonyi P, Voros K. Normal duplex Doppler waveforms of major abdominal blood vessels in dogs: A review. Veterinary Radiology & Ultrasound 2001; 42: 93-107.

The European Coordination Committee on Veterinary Training. List of subjects and Day One Competence. 2019: https://www.eaeve.org/fileadmin/downloads/eccvt/List_of_subjects_and_Day_One_Competences_approved_on_17_January_2019.pdf.

Timmendorfer Tierärzte Seminare. Ultraschalluntersuchung des Herzens,. 2020: https://www.tieraerzte-seminare.de/ultraschall-herz/. 23.03.2020.

Timmermann A, Eich C, Russo S, Barwing J, Hirn A, Rode H, Heuer J, Heise D, Nickel E, Klockgether-Radke A. Lehre und SimulationTeaching and simulation. Der Anaesthesist 2007; 56: 53-62.

Torroja RN (2007) Vascular resistance determination with Doppler ultrasound in canine and feline disease. Universitat Autònoma de Barcelona

Troccaz J, Henry D, Laieb N, Champleboux G, Bosson JL, Pichot O. Simulators for medical training: application to vascular ultrasound imaging. Journal of Visualization and Computer Animation 2000; 11: 51-65.

Uetake C, Nakamoto A, Suda T, Tamano M. Abdominal ultrasound examination training using an ultrasound phantom and volume navigation system. Journal of Medical Ultrasonics 2016; 43: 381-6.

Universität Leipzig Veterinärmedizinische Fakultät. PAUL - Praktisches Ausbildungs- und Lernzentrum. 2015: http://paul.vetmed.uni-leipzig.de/de/institut.html. 10.03.2020.

Universität Leipzig Veterinärmedizinische Fakultät. PAUL - Praktisches Ausbildungs- und Lernzentrum Station 20: Ultraschallgerät. 2018: https://www.vetmed.uni-leipzig.de/praktisches-ausbildungs-und-lernzentrum/studium/stationen/stationen-kleintiere/. 10.03.20.

Valente AL, Parga ML, Espada Y, Lavin S, Alegre F, Marco I, Cuenca R. Evaluation of Doppler ultrasonography for the measurement of blood flow in young loggerhead sea turtles (Caretta caretta). Veterinary Journal 2008; 176: 385-92.

Vieira SL, Pavan TZ, Junior JE, Carneiro AAO. PARAFFIN-GEL TISSUE-MIMICKING MATERIAL FOR ULTRASOUND-GUIDED NEEDLE BIOPSY PHANTOM. Ultrasound in Medicine and Biology 2013; 39: 2477-84.

Weber S, Zandt E, Radtke J, Nautrup CP, Reese S. First veterinary simulator for the abdominal sonography of the cat–with focus on kidneys. 14th–16th September 2015 Hannover 2015: 25.

Weißbach W. Kunststoffe(Polymere). In: WerkstoffprüfungWiesbaden: Vieweg+Teubner 2010: 239-72.

Wissing S (2018) Ultraschall im Clinical Skills Lab, Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover Zentrum für klinische Fertigkeiten

Wölfel I (2015) „EKG-Übungsbuch mit Fällen aus der Praxis “bei Hund und Katze, Fallbasierte Lernüberprüfung in Kombination mit Lernen aus Lösungsbeispielen. LMU

Zandt E (2015) Erstellung und Bearbeitung von dreidimensionalen Ultraschall-Datensätzen von gesunden und kranken felinen Herzen sowie Entwicklung von Katzenmodellen für den Einsatz in einem Echokardiographie-Simulator. LMU

Zhou XW, Kenwright DA, Wang S, Hossack JA, Hoskins PR. Fabrication of Two Flow Phantoms for Doppler Ultrasound Imaging. Ieee Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control 2017; 64: 53-65.

Zierler RE, Leotta DF, Sansom K, Aliseda A, Anderson MD, Sheehan FH. Development of a Duplex Ultrasound Simulator and Preliminary Validation of Velocity Measurements in Carotid Artery Models. Vascular and Endovascular Surgery 2016; 50: 309-16.

XII DANKSAGUNG

Besonders bedanken möchte ich mich bei:

Herrn Dr. Reese für die Überlassung des Themas und die Möglichkeit dieses Projekt zu entwickeln und meine eigenen Ideen einzubringen. Sowie für die fachliche Einführung und schnelle Erreichbarkeit bei Problemen und Fragen.

Frau Dr. Wölfel, Frau Dr. Weber und Frau Dr. Zandt für die vielen Ratschläge, Ideen und Hilfestellungen.

Frau Mitterer und Herrn Hecher für die Ideen bei der Gewebeersatzstoffherstellung und für die Geduld bei meinen ewigen Fragen, ob sich irgendwo im Institut Schrumpfschläuche oder Ähnliches befinden.

Frau Dr. Wissing und John Rosenthal für den schönen Besuch in Hannover und die Möglichkeit ihr Clinical Skills Lab und die Werkstatt zu besichtigen.

Allen Hundehalterinnen und Hunden sich bereit erklärt haben mich bei der Evaluation, die ohne Sie nicht möglich gewesen wäre, zu unterstützen.

Meiner Chefin, Frau Dr.Hollwich, allen Kolleginnen und Kollegen und Freunden, die mir bei der Evaluation und Korrekturen zu Hilfe kamen und mir die Möglichkeit gaben meine Arbeit zu beenden.

Bei allen Korrektorinnen und Korrektoren, die sich die Zeit genommen haben diese Arbeit durchzulesen.

Der größte Dank geht an meine Ehefrau für ihre moralische und seelische Unterstützung und an Mia.