Aus der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
Direktor: Prof. Dr. med. A. H. Mahnken

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

Entwicklung eines kostengünstigen Phantoms für das Erlernen der Dopplersonografie

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des
medizinischen Doktorgrades der Humanmedizin

vorgelegt von
Tilmann Jakob Hart
aus Ravensburg

Marburg 2022

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:
11.03.2022

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin

Dekanin: Prof. Dr. Denise Hilfiker-Kleiner

Referent: Prof. Dr. Volker Klingmüller

1. Korreferent: Prof. Dr. Christian Görg

Originaldokument gespeichert auf dem Publikationsserver der
Philipps-Universität Marburg http://archiv.ub.uni-marburg.de

Dieses Werk bzw. Inhalt steht unter einer Creative Commons Namensnennung-Nicht-kommerziell-Weitergabe unter gleichen Bedingungen 3.0 Unported Lizenz. Diese Lizenz erlaubt es, den Inhalt zu vervielfältigen, zu verbreiten und öffentlich aufzuführen unter folgenden Bedingungen: Der Name des Autors/Rechtsinhabers muss genannt werden. Dieser Inhalt darf nicht für kommerzielle Zwecke verwendet werden. Bearbeiteter oder in anderer Weise umgestalteter Inhalt darf als neu entstandener Inhalt nur unter Verwendung identischer Lizenzbedingungen weiter gegeben werden. Dies ist eine Lizenz, die auf der internationalen Creative Commons-Initiative basiert. http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/3.0/de

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis **1**

Abbildungsverzeichnis **2**

Tabellenverzeichnis **4**

1 Einleitung **6**

1.1 Bedeutung der Gefäßsonografie 7

1.2 Dopplersonografische Verfahren 8

1.3 Existierende Phantome 11

1.3.1 Kommerzielle Trainings-Flussmodelle 11

1.3.2 Wissenschaftliche Flussmodelle 12

1.3.3 Gewebe und Blut imitierende Materialien 15

1.3.4 Carotis-Puls 16

1.4 Sonografietraining in Skills Labs 16

1.5 Ziel der Arbeit 17

2 Material und Methodik **19**

2.1 Flussmodell 19

2.1.1 Gefäßphantom 19

2.1.2 Blutähnliche Flüssigkeit 21

2.1.3 Pumpenmodul 22

2.1.4 Kontrollermodul 24

2.1.5 Ultraschall-Gerät 25

2.2 Aufbauen des Flussmodells 25
2.3 Evaluation 26

3 Ergebnisse **29**
3.1 Sonografische Bilder des Phantoms 31
3.1.1 Darstellung des Gefäßphantoms im B-Bild-Modus 31
3.1.2 Darstellung der Flussgeschwindigkeit in der Farbkodierten Dopplersonografie 36
3.1.3 Messung der prä-, intra- und poststenotischen Flussgeschwindigkeiten 39
3.1.4 Flussprofile 42
3.1.5 Darstellung des Flusses mit Curved-Array und Phased-Array Sonde 48
3.2 Evaluation 49
3.3 Validierung der Anforderungen aus Kapitel 1.5 54

4 Diskussion **56**
4.1 Gefäßphantom 56
4.2 Pumpenmodul 59
4.3 Kontrollermodul 62
4.4 Evaluation 62

5 Zusammenfassung und Ausblick **65**

6 Summary **67**

Literaturverzeichnis **68**

Publikationsverzeichnis **76**

Danksagung **77**

Ehrenwörtliche Erklärung **78**

Anhänge **79**

A) Fragebogen 80

B) Ergebnisse der Umfrage 84

C) Freitexte 85

D) Kosten des Phantoms 87

E) Bauanleitung des Flussmodells 88

Abkürzungsverzeichnis

ACC	Arteria carotis communis
ACE	Arteria carotis externa
ACI	Arteria carotis interna
BMF	Blood Mimicking Fluid (dt.: Blut imitierende Flüssigkeit)
CW	Continous Wave (dt.: kontinuierliche Welle)
EDV	End Diastolic Velocity (dt.: enddiastolische Geschwindigkeit)
FKDS	Farbkodierte Dopplersonografie
HF	Herzfrequenz
MFT	Medizinischer Fakultätentag
NKLM	Nationaler kompetenzbasierter Lernzielkatalog
PAVK	periphere arterielle Verschlusskrankheit
PRF	Pulsrepetitionsfrequenz
PSV	Peak Systolic Velocity
PW	Pulsed Wave (dt.: gepulste Welle)
PWM	Pulsweitenmodulation
TMM	Tissue Mimicking Material (dt.: Gewebe imitierendes Material)
US	Ultraschall
V	Volt

Abbildungsverzeichnis

1 Schematische Darstellung von Schallstrahl und Flussrichtung. 9

2 Schematische Darstellung der Komponenten des Flussmodells. 20

3 Schematische Darstellung des Pumpenmoduls mit Wasserkreislauf. 22

4 Pumpenmodul. 23

5 Kontrollermodul. 24

6 Gesamtaufbau des Flussmodells. 30

7 Longitudinale Darstellung der Stenose im B-Bild. 31

8 Longitudinale Darstellung der Stenose im B-Bild. 32

9 Longitudinale Darstellung der Stenose im B-Bild. 32

10 Transversale B-Bild Darstellung des prästenotischen Bereiches. 33

11 Longitudinale B-Bild Darstellung der Stenose mit Messwerten der Durchmesser. 34

12 Longitudinale B-Bild Darstellung der Stenose mit Messung der Stenosenlänge von 14,4 mm. 34

13 Transversale B-Bild Darstellung des prästenotischen Bereiches mit Messung des Durchmessers: 6,7 x 6,6 mm. 35

14 Farbdopplersonografische Darstellung des prästenotischen Bereiches. . . 36

15 Farbdopplersonografische Darstellung der Stenose. 37

16 Farbdopplersonografische Darstellung des prästenotischen Bereiches. . . . 38

17 Bestimmung der prästenotischen Peak Systolic Velocity und der End Diastolic Velocity im PW-Doppler. 39

18 Bestimmung der intrastenotischen PSV und EDV. 40
19 Spektraldopplerableitung im poststenotischen Bereich. 40
20 Prä- und intrastenotischer Bereich im direkten spektraldopplersonografischen Vergleich. 41
21 Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 1: Arteriell 1. 42
22 Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 2: Arteriell 2. 43
23 Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 3: Arteriell 3. 43
24 Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 4: Venös. 44
25 Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 5: ACC. 44
26 Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 6: ACE. 45
27 Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 7: Arteriell 4. 45
28 Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 8: ACI. 46
29 Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 9: Low Flow. 47
30 Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 10: High Flow. 47
31 Pulsed-Wave-Spektraldopplerableitung prästenotisch. 48
32 Continous-Wave-Spektraldopplerableitung prästenotisch. 48
33 Darstellung der Umfrageergebnisse in Boxplots. 53
34 Schema des Flussmodulators. 61

Tabellenverzeichnis

1 Übersicht der verwendeten Schallsonden. 25

2 Beschreibung des Kollektivs, alle Teilnehmer (n = 23). Fachsemester und Vorerfahrung in Semestern. 49

3 Beschreibung des Kollektivs der dopplersonografisch erfahrenen Tutoren. 50

Aus Gründen der Lesbarkeit wurde im Text die männliche Form gewählt, nichtsdestoweniger beziehen sich die Angaben auf Angehörige aller Geschlechter.
Die Bezeichnung „flussabwärts“ bezeichnet den Fluss von der Pumpe weg, „flussaufwärts“ bezeichnet den Fluss auf die Pumpe zu.

1 Einleitung

Seit Entwicklung des ersten B-Bild-Scanners Ende der 1940er Jahre hat der diagnostische Ultraschall eine rasante Entwicklung durchschritten (Newman and Rozycki, 1998). Saßen die Probanden und Patienten vor 65 Jahren noch in Wassertanks (Goldberg et al., 1993), so ist es heute möglich, mit mobilen Geräten am Krankenbett den Patienten sonografisch zu untersuchen (Mancusi et al., 2019). Der medizinische Ultraschall gewinnt immer mehr an Bedeutung. Die Vorteile von Ultraschall gegenüber anderen bildgebenden Verfahren sind erheblich. Im Vergleich zur Röntgenuntersuchung führen Ultraschallwellen nicht zu einer Schädigung des Patienten (Barnett et al., 1994). Die Untersuchung ist nicht invasiv. Ultraschallgeräte sind aufgrund geringer Anschaffungs- und Betriebskosten gut verfügbar. Ultraschallgeräte können am Bett des Pateinten („bedside“) zur Diagnostik genutzt werden. Die Untersuchung beweglicher Strukturen, beispielsweise des Herzens oder des Darms, sowie Flussdarstellung sind möglich.
Die Präsenz und Wichtigkeit der Sonografie erfordert eine fundierte Ausbildung. Sie beginnt an vielen medizinischen Fakultäten bereits im Studium. Oftmals können Studierende die B-Bild-Sonografie in strukturierten Kursen erlernen. Eine Ausbildung in der Dopplersonografie ist dahingegen erst in der Facharztweiterbildung vorgesehen. Die Untersuchung mittels Sonografie ist, im Gegensatz zu anderen bildgebenden Verfahren, in hohem Maße von der Erfahrung und dem Können des Untersuchers abhängig (Lucas et al., 2019). Die fundierte sonografische Ausbildung beruht im studentischen Umfeld fast ausschließlich auf dem Untersuchen der Kommilitonen. Auch die dopplersonografische Ausbildung beschränkt sich im Allgemeinen auf die Untersuchung gesunder Gefäße.

1.1 Bedeutung der Gefäßsonografie

Epidemiologische Studien belegen eine Prävalenz der peripheren arterielle Verschlusskrankheit (PAVK) von 3 - 10 % in der Allgemeinbevölkerung (Criqui et al., 1985). In der Altersklasse > 70 Jahre steigt die Prävalenz auf ca. 15 - 20 % an (Fowkes et al., 2013; Lawall et al., 2015). In Deutschland sind 10 % der Krankheitslast („burden of disease“) auf nichtkardiale Gefäßerkrankungen zurückzuführen (Kühnl et al., 2015). Zu den peripheren arteriellen Verschlusskrankheiten zählen die Aortenerkrankungen, die Stenosen der Becken- und Beinarterien, die Stenosen der oberen Extremität, die Carotis- und Vertrebralisstenosen, die Nierenarterienstenosen und Stenosen der Mesenterialgefäße. Bei 1 - 3 % aller Erwachsenen liegen extrakranielle Carotisstenosen mit einem Stenosegrad von > 50 % vor (Eckstein et al., 2012).

Die Prävalenz steigt ab dem 65. Lebensjahr auf 6 - 15 % deutlich an (Eckstein et al., 2012; Kühnl et al., 2015). 8 - 15 % aller Schlaganfälle entstehen aufgrund von Stenosen der Arteria carotis interna (ACI) (Flaherty et al., 2013; Kolominsky-Rabas et al., 2001). Dies bedeutet bei einer Gesamtzahl von mehr als 200.000 ischämischen Schlaganfällen jährlich für Deutschland eine Inzidenz von 30.000 Carotis-assoziierten Schlaganfällen pro Jahr (Eckstein et al., 2012). Diese Rate entspricht der Inzidenz von Bauchaortenaneurysmen mit 40 Erkrankungen pro 100.000 Einwohner im Jahr (Gussmann et al., 2008). Seit 2018 erstatten die Krankenkassen für Männer ab 65 Jahren ein Sonografiescreening der Bauchaorta (Gemeinsamer Bundesausschuss, 2017). Auch ein Sonografiescreening der Carotiden im Rahmen von Vorsorgeprogrammen könnte sich zukünftig als effizient und gesundheitsökonomisch sinnvoll erweisen. Die Stenose der Nierenarterie ist selten. Die Prävalenz der Nierenarterienstenose unter Hypertonikern beträgt zwischen 1 und 5 % (Rammer et al., 2007). Aufgrund der demografischen Entwicklung ist eine weitere Zunahme vaskulärer Erkrankungen zu erwarten. Die arterielle Verschlusskrankheit ist grundsätzlich mit einem höheren Risiko für Folgeerkrankungen wie Schlaganfall oder Herzinfarkt und daraus folgenden Funktionsverlusten, Behinderungen, Einschränkungen der Lebensqualität sowie vorzeitigem Tod verbunden. Wichtig ist die frühe Diagnose der Gefäßerkrankung, um die notwendigen prophylaktischen Maßnahmen und die Behand-

lung der Risikofaktoren, z.B. Hypertonie, Fettstoffwechselstörungen und Diabetes mellitus, einzuleiten. Die Sonografie der Gefäße ist ein hocheffizientes, nebenwirkungsarmes Instrument zur Frühdiagnose. Die dopplersonografische Untersuchung der Carotiden hat bei der Carotisstenose, abhängig vom Stenosierungsgrad, eine Sensitivität von 90 – 98 % (Jahromi et al., 2005). Die Dopplersonografie erlaubt es dem betroffenen Patienten, seine Stenose selbst zu sehen und zu hören. Dies erhöht die Einsicht in eine notwendige Therapie und erforderliche Compliance (Naslund et al., 2019). Im Algorithmus zur Abklärung der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit der Gesellschaft für Angiologie werden in Schritt 1 die Anamnese und der klinische Befund erhoben. In Schritt 2 wird eine farbkodierte dopplersonografische Untersuchung (FKDS) durchgeführt.

> *„Die farbkodierte Duplexsonografie (FKDS) ist die diagnostische Methode der ersten Wahl zur Abklärung der Aorta und ihrer Äste, sowie der Becken- und Beinarterien. Ihre Aussagekraft ist von der Expertise des Untersuchers, der technischen Möglichkeiten des Gerätes und den individuellen Gegebenheiten des Patienten abhängig.“*
> (Deutsche Gesellschaft für Angiologie; Gesellschaft für Gefäßmedizin, 2015)

Die Gefäßsonografie ist ein wichtiger Teil von Ultraschalluntersuchungen, welche erweiternd zur B-Bild-Diagnostik eingesetzt wird.

1.2 Dopplersonografische Verfahren

Die Einführung von Dopplerverfahren zusätzlich zur B-Bild-Sonografie war eine große Bereicherung des diagnostischen Ultraschalls. Das Diagnostikspektrum erweiterte sich um die Beurteilung von Blutflüssen und bewegten Strukturen (Sigel, 1998). Im Folgenden werden die wichtigsten dopplersonografischen Verfahren erläutert. Treffen Schallwellen auf eine sich bewegende Struktur, im Körper beispielsweise ein Erythrozyt, findet eine Frequenzverschiebung (engl.: *shift*) statt: Die Frequenz des reflektierten Schalls ändert sich in Abhängigkeit der Bewegungsrichtung und Geschwindigkeit des Erythrozyten

(Doppler-Shift). Das Aussenden der Schallwellen kann kontinuierlich (CW-Doppler, Continous Wave) oder pulsatil (PW-Doppler, Pulsed Wave) geschehen. Wird eine Matrix an PW-Signalen abgeleitet und die Frequenzverschiebung farblich kodiert, erhält man die Farbkodierte Dopplersonografie (Huck, 2005). Der Doppler-Shift berechnet sich nach der Dopplerformel:

$$\Delta f = 2 \times f \times \frac{v}{c} \times \cos(\alpha)$$

Die Frequenzänderung Δf ist abhängig von der Sendefrequenz f , der Geschwindigkeit v des Reflektors, der Schallgeschwindigkeit c im Medium und dem Winkel α (siehe auch Abbildung 1). Wichtig ist der Winkel α vom Gefäß zur Ausbreitungsrichtung der Schallwelle. Je mehr sich der Richtungsvektor der Schallwellen der Bewegung der Erythrozyten nähert, umso weniger groß wird $\cos(\alpha)$ und somit der Messfehler (DuBose and Baker, 2009).

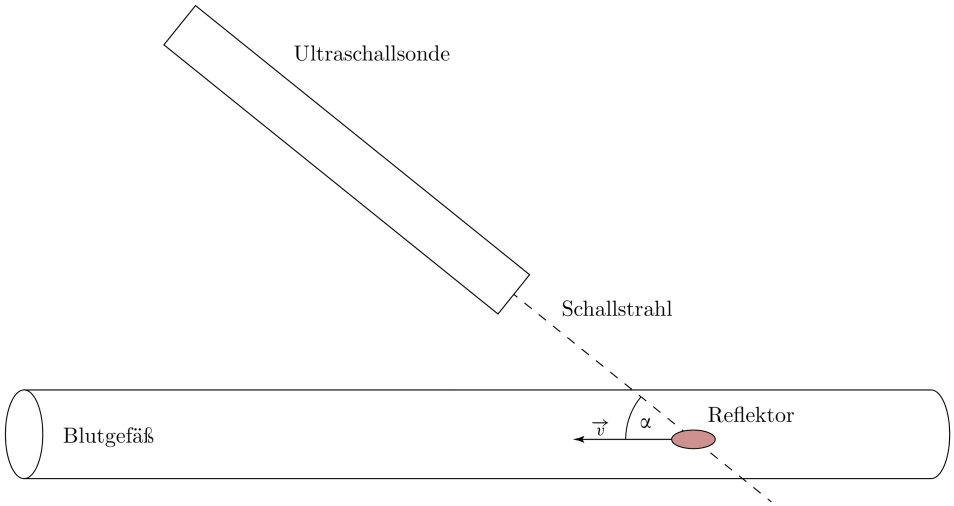


Abbildung 1: Schematische Darstellung von Schallstrahl und Flussrichtung des Blutes. Der Pfeil zeigt die Bewegungsrichtung des Erythrozyten.

CW steht für *continous wave*. Es bezeichnet das kontinuierliche Aussenden und gleichzeitige Empfangen von Dopplersignalen. Der Vorteil des CW-Dopplers ist die Erfassung

von beliebig hohen Dopplergeschwindigkeiten. Die Entfernung zum reflektierenden Objekt kann nicht bestimmt werden.

Das *Pulsed Wave* (PW) Verfahren bietet im Gegensatz zum CW-Verfahren den Vorteil der Ortszuweisung. Bei der PW-Dopplersonografie wird wiederholt ein Schallwellenimpuls ausgesendet. Die Wiederholfrequenz der Wellenaussendung bezeichnet die Pulsrepetitionsfrequenz (PRF). Durch die Verwendung von Pulsen erhält man Informationen über Geschwindigkeit und Bewegungsrichtung des Blutes aus einem bestimmten Bereich (*sample volume*). Der Einsatz von Impulsen hat den Vorteil, dass die Distanz zum reflektierenden Objekt bestimmt werden kann. Nachteilig stellt sich die physikalisch-technische Geschwindigkeitslimitation dar. Wenn die Geschwindigkeit des Blutflusses die maximal messbare Geschwindigkeit (*Nyquist-Limit*) übersteigt, tritt das Alias-Phänomen (*aliasing*) auf. Die Geschwindigkeits- und Richtungsinformationen können bei aliasing nur noch eingeschränkt verwertet werden (Bom et al., 1984; Claude and Shannon, 1934). Bei der farbkodierten Dopplersonografie (FKDS) werden in einem einstellbaren Feld die Geschwindigkeiten gemessen und farblich codiert über das B-Bild gelegt. Somit können Flüsse in Gefäßen dargestellt werden. Üblicherweise werden Bewegungen auf den Schallkopf zu rot markiert, sich vom Schallkopf entfernende Bewegungen werden blau codiert (Huck, 2005; Merritt, 1991).

Der Power-Doppler eignet sich vornehmlich zur Evaluation kleiner Gefäße und Flüsse, beispielsweise im Rahmen der Nierensonografie. Der Power-Doppler nimmt im Gegensatz zu den vorgenannten Verfahren nicht die Höhe der Frequenzverschiebung, sondern deren Integral als Grundlage der Berechnungen. Durch das Nichtbeachten der Frequenzverschiebungen können keine Richtungsinformationen gewonnen werden, d.h. die Flussrichtung und -geschwindigkeit im untersuchten Gebiet ist nicht bekannt (Helenon et al., 1998; Rubin et al., 1994).

Der Gewebedoppler findet hauptsächlich in der Echokardiografie Anwendung. Durch geräteinterne Filter werden nur hohe Amplituden und geringe Geschwindigkeiten in die Berechnung der Dopplerinformationen einbezogen. Hohe Amplituden sind dort zu erwarten, wo starke Schallreflektionen, etwa im Muskelgewebe, entstehen. Bewegen sich diese Strukturen, so entstehen sehr hohe Dopplerampliituden bei geringer Dopplerverschie-

bung. Die relative Geschwindigkeit auf den Schallkopf zu ist hierbei wesentlich geringer als es im vaskulären System oder gar bei Stenosen zu erwarten wäre. Durch das Sichtbarmachen der myokardialen Bewegung können Rückschlüsse auf dessen Funktion, etwa die diastolische Relaxation, gezogen werden (Nagueh et al., 1997; Ommen et al., 2000). Die Geräteeinstellungen bei den verschiedenen Dopplertechniken sind vielfältig und kompliziert. Die Gerätebedienung muss geübt werden. Der Ersteinsatz von Dopplerverfahren darf nicht erst am Patienten geschehen.

1.3 Existierende Phantome

Schon seit Beginn des Ultraschalls in der Medizin gibt es Bestrebungen, Phantome für Forschungs- und Kalibrierungszwecke zu entwickeln. Mit der Verbreitung des Ultraschalls fanden nun auch Ultraschallphantome für Lehrzwecke Einzug in die universitären Trainingseinrichtungen (Skills Labs). Gerade im Bereich der ultraschallgestützten Punktion sind Phantome essentiell, da ein gefahrloses Üben am Patienten oder Kommilitonen nicht möglich ist. Doppler-Phantome lassen sich nach dem Einsatzzweck einteilen. Es gibt kommerzielle Trainingsphantome, Phantome für wissenschaftliche Fragestellungen oder Kalibrierung von Ultraschallgeräten, und Phantome, welche der Aus- und Weiterbildung von Ärzten dienen.

1.3.1 Kommerzielle Trainings-Flussmodelle

Kommerzielle Flussmodelle beinhalten ein Reservoir, eine Bedieneinheit mit integrierter Pumpe, Gefäßphantom, blutähnliche Flüssigkeit und Schlauchsystem. Beim Gefäßphantom kann zwischen eingefäßigen und mehrgefäßigen Varianten unterschieden werden. Ihre Kosten belaufen sich auf eine vier- bis fünfstellige Summe in Euro. Im Folgenden werden drei Lehrsysteme mit orientierenden Preisangaben jeweils ohne Mehrwertsteuer vorgestellt.

Die Firma ATS bietet ein Komplettsystem für die Lehre für insgesamt ca. 13.500 EUR an. Davon entfallen ca. 11.000 EUR auf die Kontroller- und Pumpeinheit und

2.300 EUR auf das Gefäßphantom. Die blutimitierende Flüssigkeit kostet 222 EUR / 3,8 Liter. Sie muss regelmäßig erneuert werden. Ein vergleichbares System der Firma CIRS kostet ca. 8.500 EUR. Beide Systeme erzeugen kontinuierliche Flussgeschwindigkeiten ohne Pulsatilität von 10 – 1000 ml/min. Mit Gesamtkosten von ca. 2.000 EUR bietet die Firma Dansk Fantom Service mit dem Model 453 und 518 ein vergleichsweise preiswertes System. Es beinhaltet Pumpe mit Kontrollereinheit, Flüssigkeit und Gefäßphantom. Auch dieses System bietet nur kontinuierliche Flussraten. Des Weiteren gibt es computergestützten Simulatoren. Sie verwenden zuvor gespeicherte Daten aus Ultraschalluntersuchungen. Aus einem dreidimensionalen Volumen-Datensatz wird das aktuelle B-Bild generiert und der Doppler-Fluss simuliert. Keiner dieser Simulatoren hat zum Ziel, die technischen Aspekte dem Lehrenden näher zu bringen (Sheehan and Zierler, 2018). Ziel dieser Arbeit ist es, den Lernenden an die Gerätebedienung zu gewöhnen sowie den Umgang mit dem Schallkopf hinsichtlich der Gefäßdiagnostik zu trainieren.

1.3.2 Wissenschaftliche Flussmodelle

Seit Einführung der Dopplersonografie wurden Arbeiten veröffentlicht, welche sich mit dem künstlichen Erzeugen von Flusskurven beschäftigen. Diese unterscheiden sich in der Zielsetzung und in der Art des Antriebs. Zielsetzungen sind das Untersuchen von Flusseigenschaften, lehrende Aspekte oder das Kalibrieren von Dopplergeräten. Im Folgenden werden die Studien nach Art des Antriebs eingeteilt.

Petersen beschreibt einen Flussgenerator für pulsatile Flüsse. Er nutzt zwei Zahnradpumpen, welche mit konstanter Geschwindigkeit betrieben wurden. Ein zusätzliches, computergesteuertes Ventil steuert den Fluss durch das Phantom (Petersen, 1984). 1986 untersucht McDicken das dopplersonografische Verhalten einer blutähnlichen Flüssigkeit, welche durch einen mit einer Engstelle versehenen Schrumpfschlauch pulsatil gepumpt wurde. Hierbei kommt eine Zahnradpumpe für die Flussmodulation zum Einsatz. Die unterschiedlichen Flussgeschwindigkeiten werden durch Variieren der Motorgeschwindigkeit erzeugt. Der Schrumpfschlauch befindet sich in einem Gefäß der Maße 100 x 20 x 10 cm (McDicken, 1986). Alshiplil et al. (2020) verwenden eine Zahnradpumpe zur

Untersuchung verschiedener Blut imitierender Flüssigkeiten. Hoskins et al. verwenden wie McDicken eine Zahnradpumpe als Antriebselement. Die Flüssigkeit wird durch ein mit Schrumpfschläuchen gebildetes Stenosephantom bewegt. Um dem Absinken der reflektierenden Teilchen entgegen zu wirken, wird unter dem Reservoir ein Magnetrührer positioniert, welcher die Sephadex-Suspension, einer Suspension von vernetzten Dextranmolekülen, ständig in Bewegung hält. Durch Verändern der Pumpengeschwindigkeit werden verschiedene Flussprofile simuliert. Die Programmierung des Kontrollers wird durch grafisches, arbeitsaufwändiges Auslesen von Dopplerkurven durchgeführt. Eine Regelschaltung vergleicht die aktuelle mit der einprogrammierten Sollgeschwindigkeit und steuert so die Pumpe. Hierfür wird ein Geschwindigkeitssensor in den Flussweg flussabwärts der Pumpe eingesetzt (Hoskins et al., 1989).

Tsai et al. nutzen zur Erzeugung von pulsatilem Fluss zwei Pumpen. Eine Zahnradpumpe erzeugt einen kontinuierlichen Fluss, der von einer Kolbenpumpe moduliert wird (Tsai and Savaş, 2010). 1987 erzeugen Law et al. durch Modifikation einer Rollenpumpe einen annähernd arteriellen Fluss. Diese Modifikation besteht in einem mechanischen Umbau des Pumpengehäuses, sodass der Schlauch der Rollenpumpe eine veränderte Anpresskraft der Rollen erfährt. Dies in Verbindung mit Stellschrauben am Schlauchkäfig führt zu einem pulsatilen Fluss, der nicht in der Flusskurve, jedoch in der Frequenz verändert werden kann. Law et al. sind damit in der Lage, einen annähernd realistischen Fluss der Arteria carotis communis zu simulieren (Law et al., 1987). Boote und Zagzebski beschreiben ein System zur Überprüfung und Evaluation von Dopplersystemen. Zum Einsatz kommt eine Rollenpumpe mit einem in der Geschwindigkeit einstellbaren Motor (Boote and Zagzebski, 1988). Douville et al. nutzen Acrylstäbe in welche verschiedenlumige Röhren, die Stenosen imitieren, gebohrt werden. Ziel ist es, die Dopplerspektren vor, innerhalb und hinter einer Stenose zu untersuchen (Douville et al., 1983). Landwehr et al. und nutzen eine Rollenpumpe in Verbindung mit in Acryl gebohrte Stenosen zur Untersuchung der FKDS-Beurteilbarkeit von Stenosen (Landwehr et al., 1991). Coiado und Costa beschreiben ein System zur Qualitätskontrolle von Dopplerbildern. Eine Rollenpumpe kommt in Verbindung mit einem Agarphantom zum Einsatz (Coiado and Costa, 2009). Chong et al. (2020) nutzen zwei zu Rollenpumpen umgebaute, computergesteu-

erte Servomotoren zur Erzeugung eines pulsatilen Flusses. Holdsworth et al. berichten von einem computergesteuerten Flussmodell mit Kolbenpumpen, um einen physiologischen Fluss zu simulieren (Holdsworth et al., 1991). Mit diesem Pumpenmodell können Dopplergeräte kalibriert werden. Auf dem von Holdsworth entwickelten Modell aufbauend untersucht Menke die B-Flow Volumenstrommessung an einem Phantom mithilfe einer computergesteuerten Kolbenpumpe der Firma UHDC Flow System (Menke, 2005). Duijndam (2020) nutzen eine Kolbenpumpe in Verbindung mit einer Zahnradpumpe, um einen realistischen Carotispuls zu erzeugen. Chung et al. untersuchen 1997 die Beziehung zwischen Dehnungseigenschaften von Gefäßen und der Dopplerflusskurve. Ein Kunstherz stellt die Pumpe dar. Es erzeuge ein triphasisches Profil mit enddiastolischem Rückfluss (Chung et al., 1997). Zwanzig Jahre später untersuchen Sung et al. den Einfluss verschiedener Faktoren auf Dopplerflusskurven in einem in-vitro System. Als Pumpe wird analog zu Chung et al. (Chung et al., 1997) ein Kunstherz eingesetzt, welches in der Lage ist, verschiedene realistische Flusskurven zu erzeugen. Es konnte gezeigt werden, dass sowohl die Resistance als auch die Compliance der Gefäße das Profil der Flusskurven unabhängig voneinander beeinflussen (Sung et al., 2017). Law et al. beschreiben das Verhalten von konstanten, laminaren Flussprofilen. Ein Reservoir wird in 2,5m Höhe installiert. Aus diesem Reservoir fließt die Flüssigkeit durch ein Phantom. Die in einem Becken aufgefangene Flüssigkeit wird mithilfe einer Rollenpumpe wieder in das erhöhte Reservoir gepumpt (Law et al., 1989). 2004 nutzt Uddin eine Membranpumpe mit vor- und nachgeschaltetem Windkessel, um Flüsse innerhalb von Stenosen in Computertomografie, Magnetresonanztomografie und Sonografie zu vergleichen. Als Gefäßimitate dienen Polyvinylchlorid-Schläuche mit Stenosen in einem Wasserbad (Uddin, 2004). Rominger et al. verwenden eine Infusionspumpe mit einem selbst entwickelten Flussmodulator. Dieser Flussmodulator komprimiert und dekomprimiert ein kleines Reservoir, wodurch ein pulsatiles Flussprofil erzeugt wird. Das System funktioniert durch das Fehlen eines Kreislaufs nur kurzfristig, da das Volumen auf 50 ml begrenzt ist. Durch die Verwendung von dünnen Kathetern sind die Gefäßimitate kleinlumig. Zielsetzung ist die quantitative Bestimmung kleiner Flüsse. Stenosen werden damit nicht simuliert (Rominger et al., 2016).

1.3.3 Gewebe und Blut imitierende Materialien

Gewebe imitierende Materialien (*Tissue Mimicking Materials*, TMM) und Blut imitierende Flüssigkeiten (*Blood Mimicking Fluids*, BMF) sind in der Literatur gut beschrieben. Ziel ist, ein dem menschlichen Gewebe ähnelndes sonografisches Bild zu erzeugen. Dabei sind vor allem die Parameter der Schallgeschwindigkeit, der Schallrückstreuung und der Schallabsorption ausschlaggebend. Zusätzlich werden auch Konsistenz, Farbe und Geruch des TMM berücksichtigt.

Zur Herstellung eines TMM wird häufig Gelatine eingesetzt. Eine Mischung aus Gelatine ist einfach herzustellen und zu beschaffen (Lo et al., 2012; Madsen et al., 1978; Olschewski Sebastian, 2016; Osmer, 2008). Nachteilig ist ihre begrenzte Haltbarkeit (Rethy et al., 2017). Auch Agar-Agar (Earle et al., 2016; Madsen et al., 1998), Agarose, Gelatine, Magnesiumsilikat, Öl-Gel, Polyacrylamidgel, Polyurethanharz, Polyvinylakohol, Tofu, Polyesterharz, Epoxidharz, Polysaccharidgele und Silikon werden als TMM eingesetzt (Culjat et al., 2010; Rethy et al., 2017). Sheppard und Duck vergleichen die Eigenschaften von Grafit- und Talkumpulver als Streupartikel in TMM in unterschiedlichen Konzentrationen (Sheppard and Duck, 1982). In ihrem Internetbeitrag empfehlen Jeanty und Jeanty Talkumpuder als Alternative zu Flohsamenpulver zum Herstellen eines gewebeähnlichen Materials mit schallabsorbierenden und streuenden Eigenschaften (Jeanty and Jeanty, 2014).

Blut imitierende Flüssigkeit (BMF, blood mimicking fluid) kann kommerziell erworben oder hergestellt werden. Letztendlich ist BMF eine Suspension von reflektierenden Körpern in einer Flüssigkeit. Diese Streukörper (Sephadex®, Orgasol®, Eccosphere®, Surfactant) sind schwierig zu beschaffen und kostenintensiv. Sboros et al. nutzen eine Flüssigkeit mit Glycerol, in die Glas- und Latexkügelchen (Eccosphere® und Orgasol®) gegeben werden (Sboros et al., 2001). Lavandier et al. erzeugen eine Suspension aus Wasser, Glycerol und Talkum, die als BMF eingesetzt wird (Lavandier et al., 1985). Ein Gemisch aus Wasser, Glycol, N-Surfactant und Dextran verwenden Ramnarine et al. sowie Samvat und Evans (Ramnarine et al., 1998; Samavat and Evans, 2006). Eine andere Möglichkeit, das Reflexionsverhalten einer Flüssigkeit zu erhöhen, ist die Appli-

kation von Ultraschallkontrastmittel direkt in die Flüssigkeit. Rominger et al. (2016) nutzen von US-Kontrastmitteluntersuchungen übrig gebliebenes Sonovue® (Schwefelhexaflouridbläschen). Eine Mischung aus destilliertem Wasser, Propylenglycol und Polyethylenglycol wird von Alshiplil et al. (2020) mit 3 - 8 µm großen Streukörpern (Poly-[4-Methylstyren]) versetzt. Die Arbeit Oglat et al. (2018) gibt eine Übersicht zu den wissenschaftlich genutzten BMF.

1.3.4 Carotis-Puls

Die aus dem Truncus brachiocephalicus bzw. direkt dem Aortenbogen entspringende Arteria carotis communis (ACC) teilt sich etwa in Höhe des Angulus mandibulae in ihre zwei Äste, die das Hirn versorgende Arteria carotis interna (ACI) und die Arteria carotis externa (ACE), deren Äste den Großteil des extrakraniellen Kopfes versorgen. Die Pulskurven dieser beiden Gefäße unterscheiden sich stark und sind abhängig von Alter, Geschlecht, Habitus, sportlicher Betätigung und weiteren Faktoren. Generell hat die ACI einen geringeren Widerstand als die ACE. Dies lässt sich im Flussprofil der Arterien während der enddiastolischen Phase erkennen, die ACI hat in diesem Bereich höhere Flüsse als die ACE (Halpern et al., 1998).

1.4 Sonografietraining in Skills Labs

Die Güte der sonografischen Untersuchung ist von den Fähigkeiten des Untersuchers in hohem Maße abhängig (Sheehan and Zierler, 2018). Die systematische Ausbildung und das Trainieren der Dopplerverfahren ist ein wichtiger Schritt in der sonografischen Lehre. Bisher waren die teuren Simulatoren speziellen Zentren vorbehalten (Lewiss et al., 2014). Ultraschallsimulatoren haben eine hohe Akzeptanz: Teilnehmer von Sonografiekursen wünschen mehr mit Ultraschallsimulatoren lernen zu können. 98,5% einer befragten Gruppe von Ultraschall lernenden begrüßt die Entwicklung neuer Kurse mit Simulatoren (Terkamp et al., 2006). Mit Vorstellung des Nationalen Kompetenzbasierten Lernzielkatalog (NKLM) im Jahre 2015 wurde in Kapitel 15.3 „Diagnostische Verfahren“ das

eigenständige Durchführen einer B-Bild-Sonografie sowie das indikationsgerechte Auswählen von Dopplerverfahren als Lernziel definiert (MFT Medizinischer Fakultätentag der Bundesrepublik Deutschland e. V., 2015; Richter-Kuhlmann, 2015).

1.5 Ziel der Arbeit

Ziel der Arbeit ist die Entwicklung eines pulsatilen Stenose-Flussmodells für die Lehre. Folgende Anforderungen werden an das Flussmodell gestellt:

1. Das Flussmodell beinhaltet eine langstreckige Stenose.
2. Der Fluss in der Stenose ist realitätsnah, nachgewiesen durch:
   a) Der Fluss in der Stenose ist laminar beschleunigt.
   b) Der Fluss nach der Stenose ist turbulent.
3. Das Flussmodell kann verschiedene Flusskurven und Pulsraten simulieren.
4. Das Flussmodell ist kostengünstig.
5. Das Flussmodell ist einfach nachzubauen.
6. Das Flussmodell ist einfach auf- und abzubauen.
7. Das Flussmodell ist für die Lehre geeignet.

Die Brauchbarkeit des neu entwickelten Phantoms soll durch studentische Ultraschalltutoren der Sonografie mit Hilfe eines Fragebogens evaluiert werden.

Das Phantom soll das Erlernen von Dopplerverfahren und Stenosebeurteilung unterstützen. Es soll zukünftig in Skills Labs der Universitäten eingesetzt werden. Hierzu wird auf eine weitest mögliche Kostenreduktion geachtet. Das Modell sollte einfach aufzubauen und zu bedienen sein und wesentliche Eigenschaften, die zur Untersuchung wichtig sind, nachbilden. Die Materialien sollen einfach beschaffbar sein. Ergebnisse sollen reproduzierbar hergestellt werden können und ein didaktischer Nutzen soll erkennbar sein.

Der Fokus liegt auf Einfachheit. Das Üben von Dopplerverfahren soll möglichst praxisnah erlernt werden. Gewebe und Blut sollen so nachgebildet werden, dass eine sonografische Beurteilung betrieben werden kann. Der Nutzer kann sich durch die Verwendung des Flussmodells mit der Gerätebedienung und der Vielzahl der Einstellungen der verschiedenen Dopplerverfahren vertraut machen.

2 Material und Methodik

2.1 Flussmodell

Das Flussmodell besteht aus dem Gefäßphantom, dem Pumpenmodul mit integriertem Reservoir und dem Kontrollermodul. Das Gefäßphantom besteht aus dem Tissue Mimicking Material (TMM) in welches ein Gefäßimitat eingebracht ist. Dieses enthält die Stenose. Das Pumpenmodul besteht aus einer Pumpe und einem Reservoir. Von der Pumpe pulsatil angetrieben strömt die Flüssigkeit durch einen 25 cm langen Schlauch zum Gefäßphantom. Stromabwärts des Phantoms befindet sich ein Rückschlagventil. Von dort fließt die Flüssigkeit durch einen etwa 80 cm langen Schlauch zurück ins Reservoir. Das Reservoir dient gleichzeitig dem Einfüllen der Flüssigkeit und dem Zusetzen des Talkums. Es verengt sich nach unten hin und mündet in den Ansaugstutzen der Pumpe.

Die Pumpe wird von einem Kontrollermodul angetrieben. Die Pumpengeschwindigkeit wird von einem Arduino-Mikrokontroller moduliert. Dadurch entsteht ein pulsatiler Fluss. Durch einen Drehschalter werden die verschiedene Programme angewählt. Es können verschiedene Flussgeschwindigkeiten und Flussprofile simuliert werden. Das Kontrollermodul wird von einem 24 Volt Netzteil gespeist.

2.1.1 Gefäßphantom

Das Gefäßphantom ist der von der Flüssigkeit durchflossene Teil des Flussmodells. Es besteht aus einem Behältnis, der Gefäßeinlage und dem Gewebeimitat (TMM). Bei dem Gefäßphantom wird eine handelsübliche Frischhaltedose genutzt. Die Maße betragen 23 cm Länge, 9 cm Breite und 8 cm Höhe, das Volumen beträgt 1,5 Liter. Eine Gelatinemi-

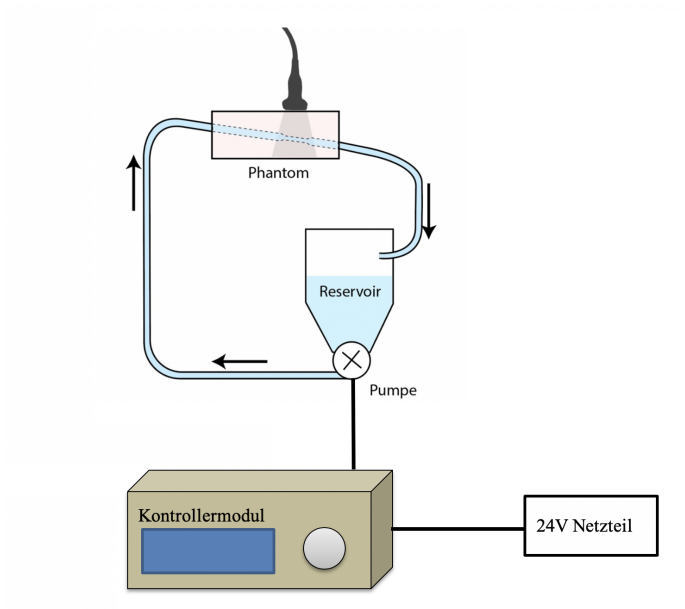


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Komponenten des Flussmodells. Die Pfeile zeigen die Flussrichtung der Blutersatzflüssigkeit.

schung, der Talkum (Magnesiumsilikathydrat-Kristalle) zugesetzt wird, gewinnt in der sonografischen Darstellung gewebeähnliche Eigenschaften.

Für einen Liter Tissue Mimicking Material werden folgende Zutaten verwendet:

- 70 g Gelatine
- 700 ml Wasser
- 300 ml Glycerin
- 1/4 Teelöffel Kunstblut-Pulver (Gemisch aus Gelatine und Lebensmittelfarbe) zum Einfärben des TMM
- 25 g NaCl
- 20 g Talkum

Die detaillierte Bauanleitung ist Teil des Anhangs. Preise und Bezugsorte der Zutaten können Tabelle 4 im Anhang D) entnommen werden.

Ein haushaltsübliches Küchenschwammtuch wird passend zugeschnitten und mithilfe von Klebstoff am Behälterboden fixiert. Dies verringert Reflexionen am Behälterboden.

Zur flüssigen Geliermasse wird ¼ Teelöffel Kunstblut-Pulver hinzugegeben. Dies erzeugt ein tiefrotes TMM. Die Gefäßeinlage ist später durch die Färbung nicht mehr zu erkennen. Der noch flüssigen Gelatinemasse wird 20 g Talkum (z.B. PENATEN Babypuder) zugegeben. Dies bewirkt eine Echogenitätserhöhung durch Schallstreuung und -reflexion innerhalb des Phantoms.

Als Gefäßeinlage dienen thermoplastische Schläuche, auch Schrumpfschläuche genannt. Bei Hitzeapplikation verengt sich das Lumen. Einsatz finden Schrumpfschläuche generell in der Elektronik zur Isolierung.

Als Gefäßeinlage wird ein Schrumpfschlauch mit 6 mm Durchmesser genutzt, welcher in der Länge von 100 cm im Baumarkt beschafft werden kann. Vor dem Einsetzen des Schrumpfschlauches in die vorgebohrten Löcher wird eine etwa 1 cm in der Länge messende Engstelle erzeugt. Dies ist durch leichtes Rotieren des Schlauches bei gleichzeitiger Hitzeapplikation möglich. Der Schrumpfschlauch wird auf etwa 30 cm gekürzt, sodass auf beiden Längsseiten des Phantoms etwa 3 - 5 cm überstehen. Der Schrumpfschlauch muss schalldurchlässig und möglichst dünn sein. Stromaufwärts des Gefäßphantoms wird am Schrumpfschlauch ein 6 mm Schlauchadapter angebracht. Hier kann der Schlauch von der Pumpe kommend montiert werden. Stromabwärts wird das Rückschlagventil installiert. Von diesem aus leitet ein Schlauch die Flüssigkeit zurück ins Reservoir.

2.1.2 Blutähnliche Flüssigkeit

Als reflektierende Partikel im Wasser werden, wie bei der Herstellung des TMM, Talkumpartikel, d.h. Magnesiumsilikathydratkristalle ($Mg_3Si_4O_{10}(OH)$) eingesetzt. Talkum ist leicht beschaffbar und preiswert. Der Wasserkreislauf wird mit 400 ml abgekochtem und abgekühlten Wasser befüllt. 3 g Talkum werden in 25 ml Wasser verrührt und dem Wasserkreislauf zugefügt. Unter Ultraschallkontrolle wird die blutähnliche Echogenität nach Applikation von ca. 20 ml der Wasser-Talkum-Suspension erreicht.

2.1.3 Pumpenmodul

Das Pumpenmodul besteht aus der Pumpe, dem Reservoir, dem Stromzuführungskabel und einer Halterung, welche Pumpe und Reservoir aufnimmt.

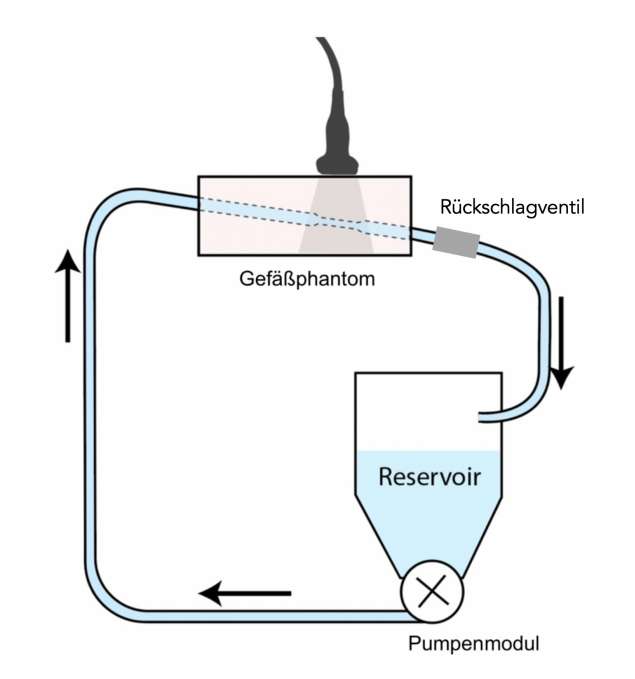


Abbildung 3: Schematische Darstellung des Pumpenmoduls mit Wasserkreislauf. Die Pfeile zeigen die Flussrichtung der Blutersatzflüssigkeit.

Als treibende Kraft im Flüssigkeitskreislauf dient eine Kreiselpumpe, auch Zentrifugalpumpe genannt. Sie arbeitet mit einer Spannung von 24 Volt. Dies ermöglicht einen schnellen Geschwindigkeitsanstieg im physiologischen Bereich. Der maximale Volumenstrom wird mit 1000 Liter pro Stunde angegeben.

Der von der Pumpe zum Phantom führende Schlauch hat einen Innendurchmesser von 6 mm und besteht aus Polyvinylchlorid. Die Länge beträgt 40 cm und wird mit einem 6 mm Schlauchadapter an das Phantom angeschlossen. Der Schrumpfschlauch wird dilatiert, sodass der Schlauchadapter in das Lumen des Schrumpfschlauches passt. Durch Erhitzen wird eine wasserdichte Verbindung von Schrumpfschlauch und Adapter hergestellt. Ein weiterer 6 mm Adapter findet sich flussabwärts des Phantoms. Dort wird auf ein kurzes, 8 mm im Innendurchmesser messendes Schlauchstück adaptiert. Dieses mündet in ein Rückschlagventil mit 8 mm Schlauchanschluss. Der rückführende

Schlauch mit 8 mm Durchmesser, vom Rückschlagventil zum Reservoir führend, schließt den Kreislauf. Das Rückschlagventil verhindert Pendelflüsse und wirkt als Widerstand im Kreislauf. Durch die Verwendung ausreichend großer Innendurchmesser der Adapter werden zusätzliche Stenosen vermieden.

Als Reservoir dient eine Polyethylenterephthalat-Flasche, deren Boden abgetrennt wird. Sie wird kopfüber auf dem Einlass der Pumpe mit Heißkleber und ggfs. zusätzlich Silikon wasserdicht montiert, sodass die unten befindliche Flüssigkeit in die Pumpe gesogen wird. Der nun offene Flaschenboden kann zur Befüllung des Systems genutzt werden.

Der Flaschenhals ist konisch geformt (siehe Abbildung 4). Die Form verhindert das Absinken der Talkumteilchen auf den Rand der Flasche. Zusätzlich wirkt die Bewegung, welche durch die Pumpe entsteht, im Reservoir der Sedimentation des Puders entgegen. Luftblasen haben die Möglichkeit nach oben zu steigen.

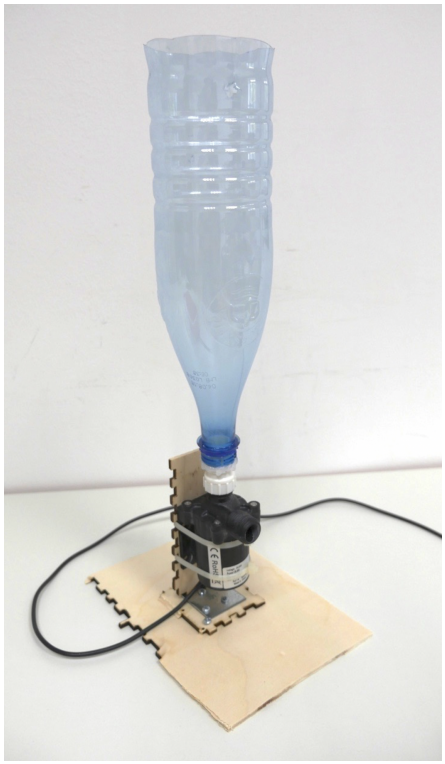


Abbildung 4: Pumpenmodul.

2.1.4 Kontrollermodul

Das Kontrollermodul besteht aus einem Arduino-Mikrokontroller, einem Display, einem Drehschalter und dem Motortreibermodul. Die Bauteile sind in einen Holzkasten der Maße 15 cm x 6 cm x 7 cm (B x H x T) eingelassen. Das Display kann in zwei Zeilen jeweils 16 Zeichen darstellen. Der Drehknopf hat zwölf Schalterstellungen, von denen zehn einem Programm zugeordnet sind, die zwei weiteren lassen sich frei programmieren.

Rückseitig sind eine 5,5 mm 24 Volt Anschlussbuchse und eine Buchse für die Pumpe eingebaut.

Abbildung 5: Kontrollermodul. Auf der Rückseite befinden sich die Anschlüsse für Netzteil (links) und Pumpe (rechts).

Im Inneren des Kontrollermoduls befinden sich ein Arduino-Mikrokontroller und das Motortreibermodul. Die elektronische Verschaltung wird in der Bauanleitung in Anhang E) erläutert.

Durch den Arduino-Mikrokontroller lassen sich beliebig viele Pumpgeschwindigkeiten realisieren. Die Programme können verschiedene Flussprofile, -geschwindigkeiten und Pulsfrequenzen simulieren. Durch einen Drehschalter können die Programme angewählt werden. Die Schalterstellung wird vom Arduino-Mikrokontroller ausgelesen und das entsprechende Programm abgespielt. Das Display zeigt das aktuelle Programm und die

Pulsfrequenz. Über einen Digitalausgang wird der Motortreiber angesteuert. Dieses Signal wird vom Motortreiber verstärkt und mit 24 Volt an die Pumpe ausgegeben.

2.1.5 Ultraschall-Gerät

Als Testgerät dient das Ultraschallsystem X600 der Firma Siemens. Das System wurde vom Sonokurs der Universität Gießen zur Verfügung gestellt. Für das Untersuchen des Phantoms sowie von menschlichen, oberflächlichen Gefäßen ist eine Linearsonde mit hoher Frequenz am besten geeignet. In dieser Arbeit werden eine Linearsonde, eine Curved-Array-Sonde und eine Phased-Array-Sonde verwendet.

Tabelle 1: Übersicht der verwendeten Schallsonden.

Bezeichnung	**Bauform**	**Hersteller**	**Frequenzbereich** [MHz]
VF 12-4	Linear	Siemens	4 - 12
CH 5-2	Curved-Array	Siemens	2 - 5
4V1c	Phased-Array	Siemens	1 - 4

Die sonografische Untersuchung des Phantoms erfolgt mit standardisierten Einstellungsparametern, die als Presets gespeichert sind. Somit sind die aufgenommenen Bilder vergleichbar.

2.2 Aufbauen des Flussmodells

Das Pumpenmodul wird an das Kontrollermodul angeschlossen. Ein 25 cm langer, 6 mm im Innendurchmesser breiter Schlauch wird vom Ausgang der Pumpe an den Schlauchadapter des Phantoms angeschlossen. Stromabwärts des Phantoms findet eine Adaptierung von 6 mm auf 8 mm statt. Ein kurzes, 2 cm langes, 8 mm Schlauchstück verbindet den Schlauchadapter und das Rückschlagventil. Vom Rückschlagventil wird ein flexibler Silikonschlauch mit 8 mm Innendurchmesser durch eine Öffnung ins Reservoir geführt. Somit liegt ein geschlossener Kreislauf vor. Abgekochtes und abgekühltes Wasser wird

vorsichtig in das Reservoir gefüllt. Das Abkochen des Wassers reduziert die darin befindlichen Luftblasen. Ab einer Einfüllmenge von 400 ml wird das Kontrollermodul an das 24 V Netzteil angeschlossen und das Programm „low flow“ angewählt. Sobald alle Schläuche mit Wasser gefüllt sind wird das Kontrollermodul auf „high flow“ umgeschaltet. Durch die höhere Flussrate werden verbleibende Luftblasen ausgeschwemmt. Knicken der Schläuche an entsprechenden Stellen kann helfen, Luftblasen zu entfernen. Das System wird einige Minuten betrieben, um die restlichen Luftblasen zu entfernen.

Nun wird ein B-Bild des Phantoms eingestellt und 25 ml Talkum-Wasser-Suspension hinzu titriert, sodass die Echogenität der Flüssigkeit der Echogenität des Blutes gleicht.

Nach der Verwendung des Flussmodells wird die Pumpe ausgeschaltet. Der rückführende Schlauch wird aus der Öffnung im Reservoir gezogen und in einen Auffangbehälter gelegt. Die Pumpe wird angeschaltet und das mit Talkum versetzte Wasser in den Auffangbehälter geleitet. Sobald der Großteil der Flüssigkeit das Reservoir verlassen hat, folgt eine Spülung mit 1 – 2 Liter klarem Leitungswasser. Es sollten sich danach keine Trübungen mehr erkennen lassen. Talkumrückstände können sich nach dem Verdunsten des Wasseranteils absetzen und bei weiteren Versuchen, beispielsweise als mobilisierter Plaque, stören.

2.3 Evaluation

Ziel des Fragebogens ist es, eine objektive Meinung über den Nutzen des Phantoms für Studierende und in der Lehre zu erhalten. Auch die Bedienerfreundlichkeit und Nachbaubarkeit sind wichtige Kriterien, die untersucht werden sollen. Einer Kohorte n = 23 studentischer Ultraschalltutoren des Sonokurses der Universität Gießen wird das Flussmodell vorgestellt. Der Aufbau und die Funktionsweise werden ausführlich erklärt. Rückfragen werden beantwortet. Anschließend testen alle Tutoren das Flussmodell und machen sich intensiv mit Aufbau, Funktionsweise und Bedienung vertraut.

Der komplette Fragebogen ist im Anhang ab Seite 84 einzusehen.

Der erste Abschnitt dient der Erhebung demografischer Daten. Es werden Geschlecht und Alter erfragt. Da die Kohorte unterschiedlich gut in sonografischen Inhalten ausge-

bildet ist und diese auch unterschiedlich lange lehrt, wird die Vorerfahrung in Sonografie und Dopplertechniken in Semestern erfragt. Einige Tutoren leiten einen Echokardiografie-Kurs, der Doppleruntersuchungen als zentralen Inhalt lehrt. Es ist davon auszugehen, dass diese Tutoren mit der Dopplersonografie vertraut sind.

Die folgenden 21 Fragen nutzen eine sechsstufige Likertskala. Null Punkte entsprechen der Antwort „gar nicht“, fünf Punkte entsprechen der Antwort „sehr“. Die ersten Fragen beziehen sich auf die persönliche Erfahrung mit dem Phantom. Die Fragen 1 und 2 nehmen direkten Bezug auf Verstehen und Üben von Dopplertechniken. Dopplersonografische Untersuchungen sind fehleranfällig und bedürfen einer guten Kenntnis der Geräteeinstellungen. Mit Frage 3 soll herausgefunden werden, inwiefern eigene Fehler beim Anwenden dopplertechnischer Verfahren erkannt werden können. Weiterhin soll durch Anwendung des Flussmodells das Verständnis der Strömungsveränderungen bei Stenosen gefördert werden. Frage 4 beschäftigt sich damit, wie sehr das Modell beim Verstehen von Stenosen hilft. Die Vorerfahrungen der Stenosebeurteilung werden in Frage 5 betrachtet. In Frage 6 soll herausgefunden werden, inwieweit das Modell in der Lage ist, die Fähigkeit der Stenosebeurteilung zu verbessern. Frage 7 bis 14 beziehen sich auf die Realitätstreue und die Bedienung des Modells. Der Fokus des Modells liegt auf Einfachheit. Dennoch sollte das Modell realitätsnahes Schallen ermöglichen.

Frage 13 („Die Pumpe ist zu laut“) wurde in den Fragebogen aufgenommen, da das Geräusch der Pumpe einen Störfaktor beim Untersuchen darstellen könnte. Ob sich das Modell gut in einen studentischen Kurs integrieren lässt, behandelt Frage 15. Die folgende Frage 16 bezieht sich darauf, wie leicht das Modell auf- und abzubauen ist. Frage 17 erfragt die Meinung der Tutoren, wie einfach sie sich das Nachbauen des Modells vorstellen.

Die folgenden Fragen 18 bis 21 beziehen sich auf die Meinung der Tutoren, in welchem Rahmen das Modell für die Lehre nützlich ist. Frage 18 befasst sich mit der Meinung der Tutoren, ob Studierende mit Hilfe des Modells Stenosen besser verstehen könnten, Frage 19 ob diese Dopplertechniken besser erlernen könnten als ohne Modell. Ob Studierende ein besseres Verständnis für Stenosen erhalten können wird in Frage 20 erfragt. Mit der letzten Frage soll herausgefunden werden, ob die Tutoren glauben, dass Studierende mit

Hilfe des Modells eigene Fehler beim Anwenden vom Dopplertechniken selbst feststellen können. Durch Verwendung des Modells sollten mögliche Fehlerquellen aufgezeigt und deren Vermeidung gezeigt werden.

Ein positives Votum der Ethikkommision Gießen zur Durchführung der Evaluation liegt vor (AZ 127/21).

3 Ergebnisse

Das Gefäßphantom hat gewebeähnliche Schalleigenschaften. Durch dieses Gefäßphantom strömt eine dem Blut nachempfundene Flüssigkeit. Der Kreislauf wird von einer Pumpe angetrieben, die durch ein Kontrollermodul gesteuert wird. Am Kontrollermodul können verschiedene Programme angewählt werden. Das Flussmodell ist einfach herstellbar und kostengünstig. Die Materialkosten belaufen sich insgesamt auf unter 100 EUR (vgl. Bauanleitung im Anhang E)). Es unterstützt die Vermittlung der sonografischen Untersuchung von Stenosen an Studierende und junge Ärzte. Unterschiedliche Flussprofile und Flussgeschwindigkeiten können realitätsnah untersucht werden. Stenoseeigenschaften können dopplersonografisch erfasst und vom Untersucher interpretiert werden. Dabei entsprechen die Parameter (Flussgeschwindigkeit, Stenosegrad) den zu erwartenden Parametern eines Patienten mit Stenosierung der Carotis. Abbildung 6 zeigt eine Übersicht des Gesamtaufbaus mit dem Gefäßphantom, dem Pumpenmodul und dem Kontrollermodul. Mit Schläuchen sind das Gefäßphantom und das Pumpenmodul verbunden. Flussabwärts des Gefäßphantoms ist das Rückschlagventil zu sehen. Die Flussrichtung ist durch den grünen Pfeil markiert.

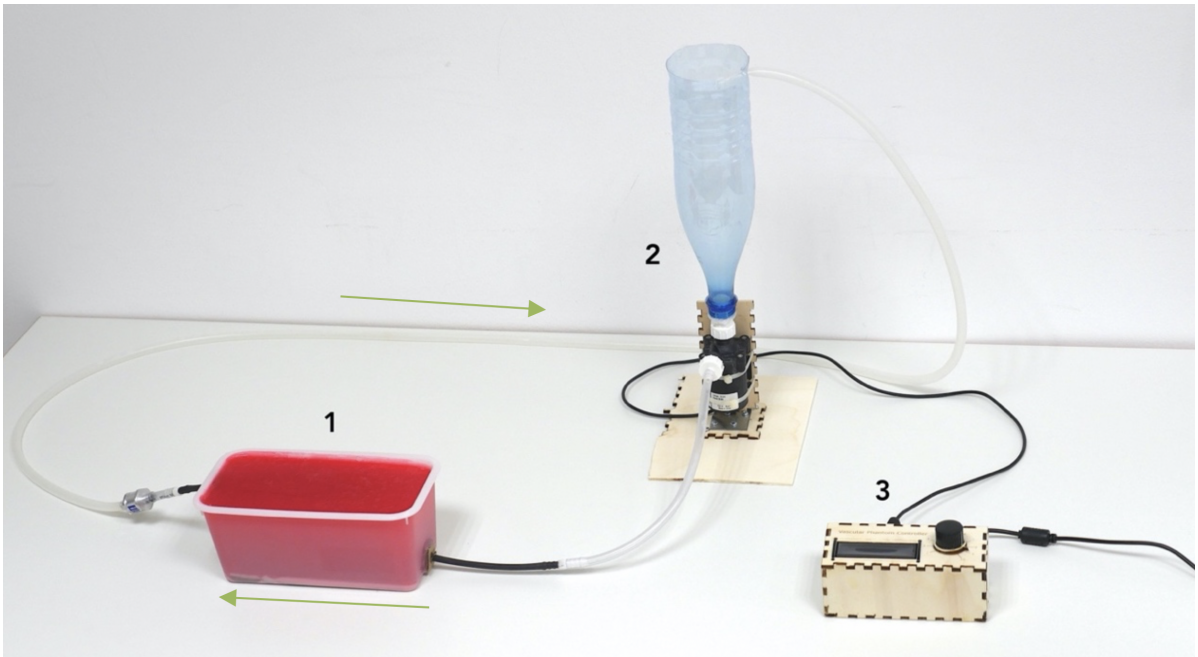


Abbildung 6: Übersicht über den Gesamtaufbau des Flussmodells. (1) Gefäßphantom; (2) Pumpenmodul; (3) Kontrollermodul

3.1 Sonografische Bilder des Phantoms

Es folgen sonografische Bilder des Phantoms im B-Bild-Modus, FKDS und Spektraldopplerableitungen der verschiedenen Flussprofile. Bilder von Linear-, Phased-Array- und Curved-Array-Sonden sind dargestellt.

3.1.1 Darstellung des Gefäßphantoms im B-Bild-Modus

Abbildung 7: Longitudinale Darstellung der Stenose im B-Bild. Linearsonde, 8,0 MHz. Die Flussrichtung wird durch den grünen Pfeil dargestellt.

Durch Angulation des Schallkopfes kann das relativ flach verlaufende Gefäß steil eingestellt werden. Schallkopfnah sind einige Artefakte durch Luftblasen zu erkennen. Es findet eine Schallabschwächung durch das Gefäßimitat statt. In der Bildmitte wird die konzentrische Stenose deutlich. Flussrichtung ist von rechts im Bild nach links (grüner Pfeil).

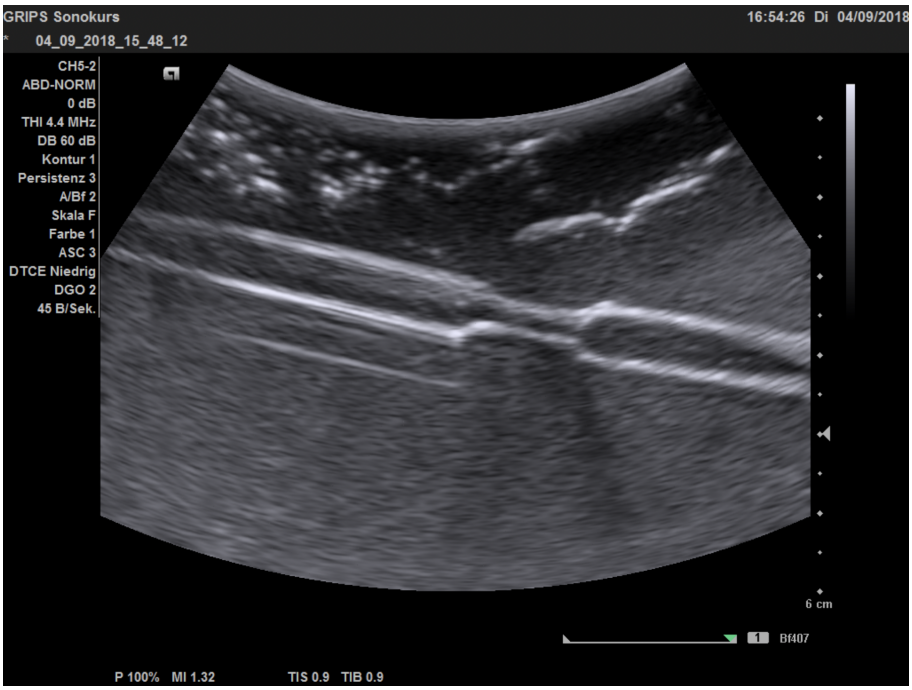


Abbildung 8: Longitudinale Darstellung der Stenose im B-Bild. Curved-Array-Sonde, 4,4 MHz.

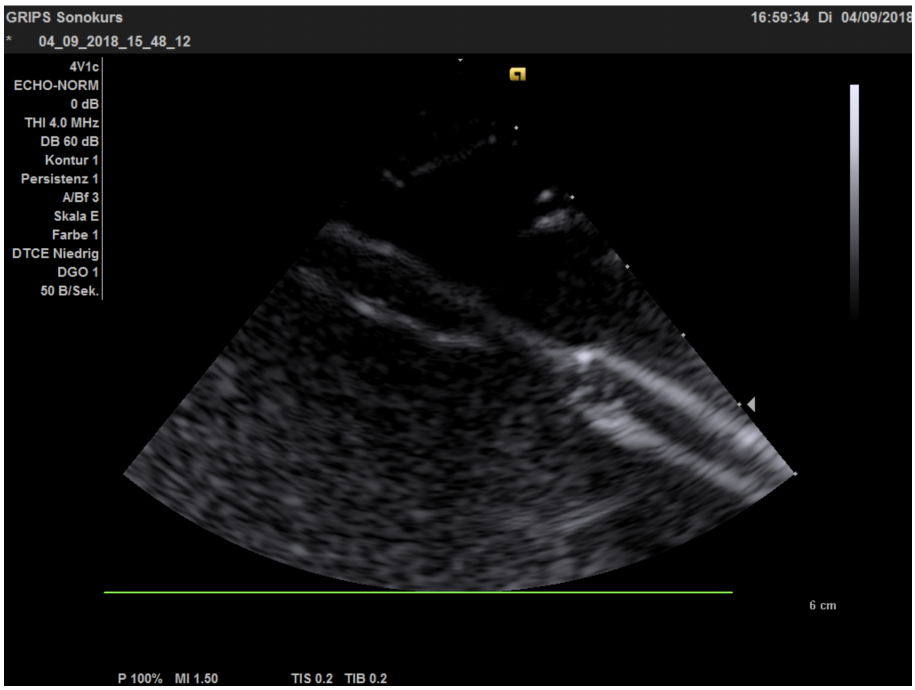


Abbildung 9: Longitudinale Darstellung der Stenose im B-Bild. Phased-Array-Sonde, 4,0 MHz.

Durch die Nutzung niedrigerer Frequenzen sind die Curved-Array-Sonde (4,4 Mhz, Abbildung 8) und Phased-Array-Sonde (4,0 Mhz, Abbildung 9) nur bedingt geeignet, oberflächliche Gefäße zu untersuchen. Im Vergleich zur Linearsonde (8,0 MHz, Abbildung 7) ist das Gefäßimitat mit den niederfrequenten Sonden weniger deutlich abgebildet.

Abbildung 10: Transversale B-Bild Darstellung des prästenotischen Bereiches. Linearsonde, 8,0 MHz.

In Abbildung 10 ist die dorsale Schallauslöschung deutlich dargestellt. Auf der Oberfläche des Gefäßimitats lagert sich Talkum durch Absinken beim Geliervorgang ab, dies ist als echoreiche Schicht zu erkennen. Die schallkopfnahen Teile des Bildes sind weniger echoreich als die mittleren und unteren.

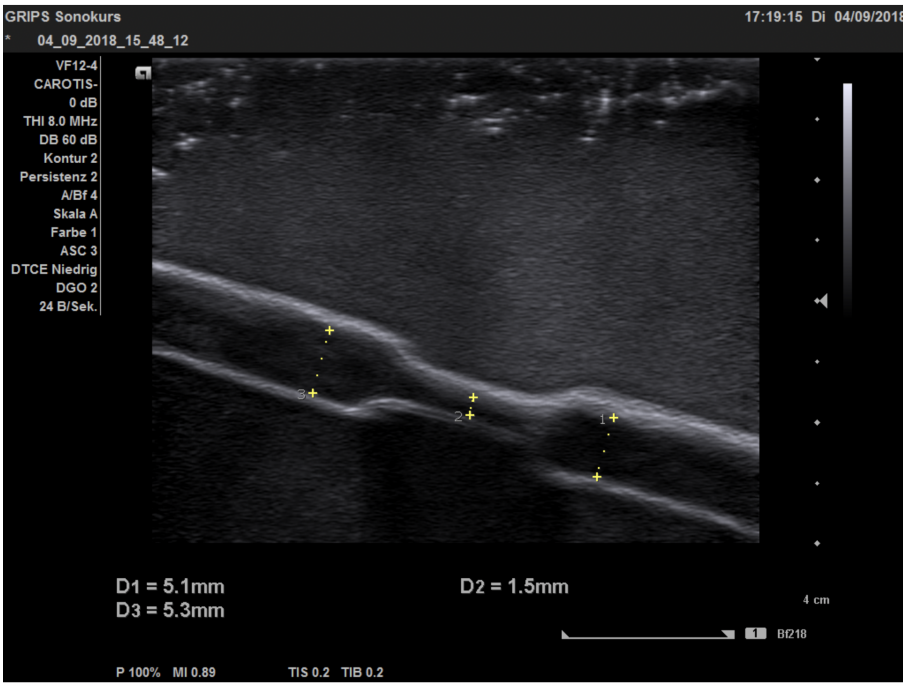


Abbildung 11: Longitudinale B-Bild Darstellung der Stenose mit Messwerten der Durchmesser. Linearsonde, 8,0 MHz.

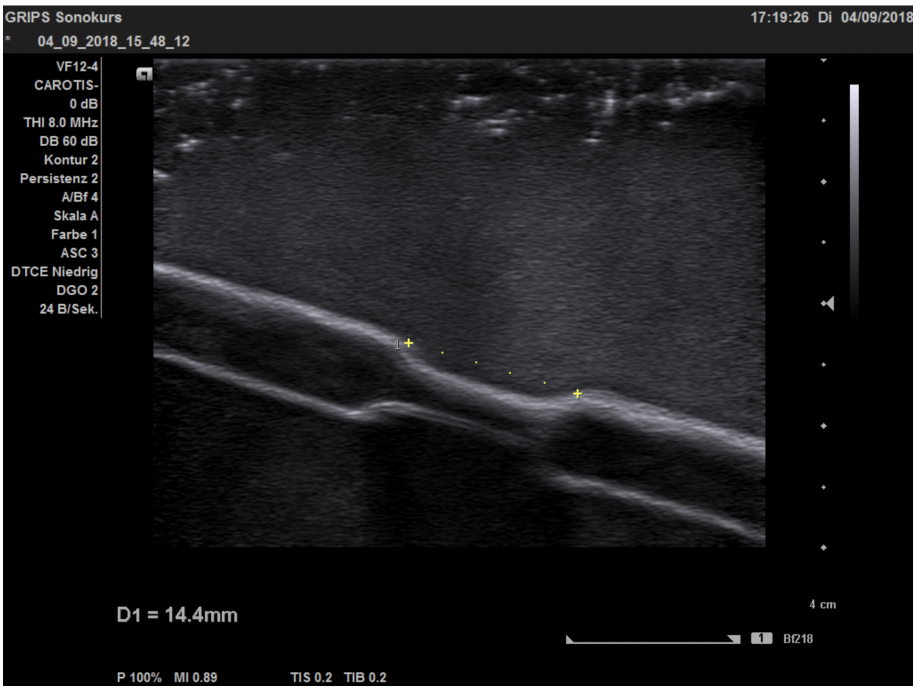


Abbildung 12: Longitudinale B-Bild Darstellung der Stenose mit Messung der Stenosenlänge von 14,4 mm. Linearsonde, 8,0 MHz.

Abbildung 13: Transversale B-Bild Darstellung des prästenotischen Bereiches mit Messung des Durchmessers: 6,7 x 6,6 mm. Linearsonde, 8,0 MHz.

Die Messungen im B-Bild entsprechen exakt den Kontrollmessungen nach Explantation des Gefäßimitats.

3.1.2 Darstellung der Flussgeschwindigkeit in der Farbkodierten Dopplersonografie

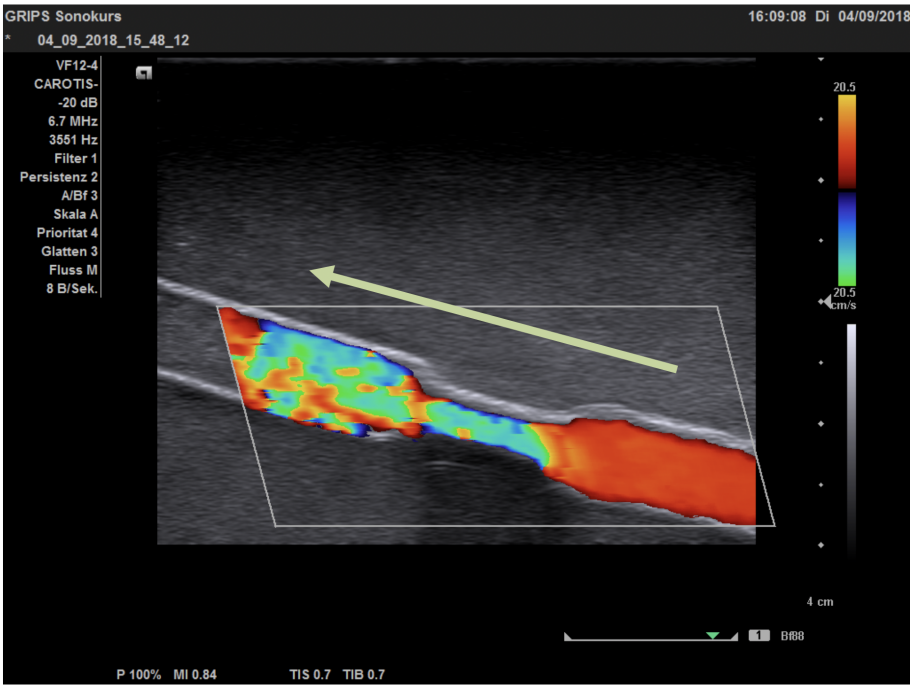


Abbildung 14: Farbdopplersonografische Darstellung des prästenotischen Bereiches. Linearsonde, 6,7 MHz. PRF 3,5 kHz. Die Flussrichtung wird durch den grünen Pfeil dargestellt.

In der FKDS-Darstellung in Abbildung 14 ist im rechten Bildbereich der prästenotische, laminare Bereich zu sehen. Intrastenotisch kommt es aufgrund zu hoher Geschwindigkeiten und der geringen PRF zu einem Aliasing-Phänomen, die Farbe geht in den blau-grünen Bereich. Poststenotisch kommt es zu turbulentem Flussverhalten.

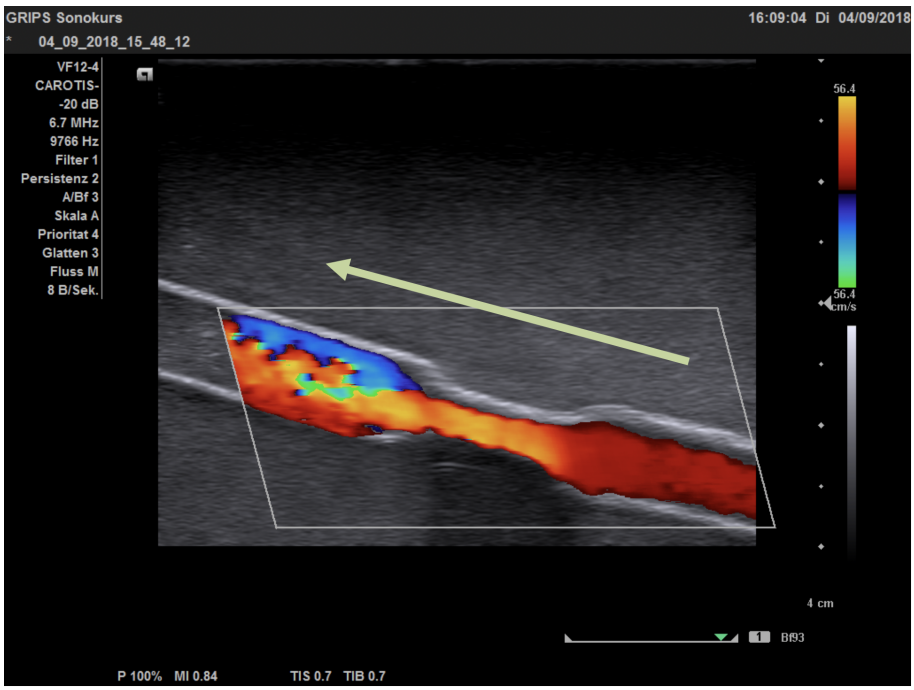


Abbildung 15: Farbdopplersonografische Darstellung der Stenose. Linearsonde, 6,7 MHz. PRF 9,7 kHz. Die Flussrichtung wird durch den grünen Pfeil dargestellt.

Abbildung 15 zeigt dieselbe Situation wie Abbildung 14, jedoch mit dreifacher Pulsrepetitionsfrequenz. Hierdurch werden die poststenotischen Turbulenzen sichtbar. In den Randbereichen kommt es zu einer Stromumkehr (blaue Bereiche). Poststenotisch ist zentral beschleunigte Bereiche mit Aliasing dargestellt, in den Randbereichen dominieren langsame Geschwindigkeiten mit turbulentem Verhalten.

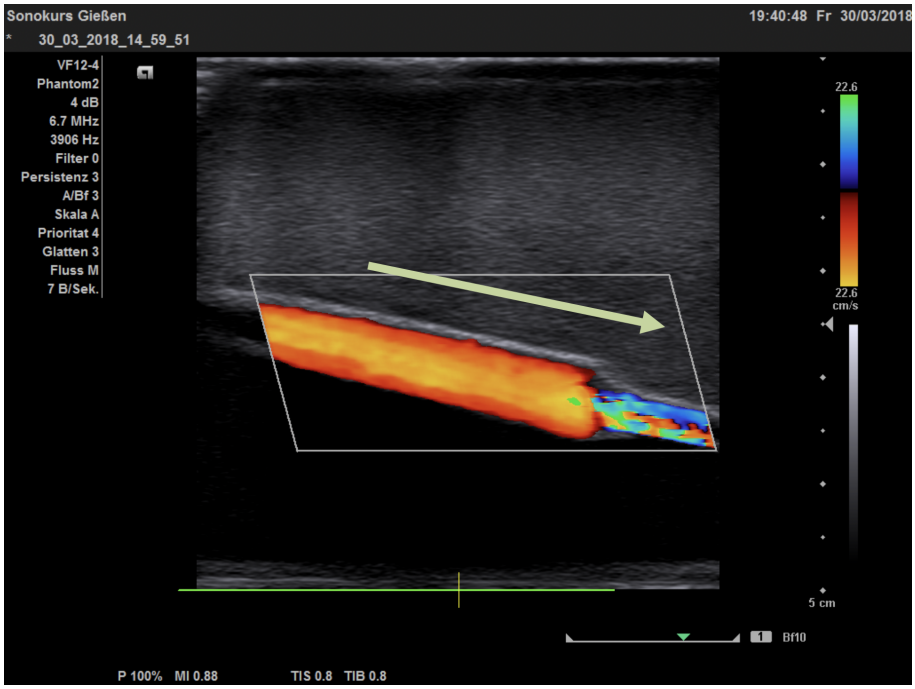


Abbildung 16: Farbdopplersonografische Darstellung des prästenotischen Bereiches. Linearsonde, 6,7 MHz. PRF 3,9 kHz. Flussrichtung im Bild von links nach rechts (grüner Pfeil).

In Abbildung 16 ist der prästenotische Bereich abgebildet. Auffällig ist der laminare Verlauf. Die Flussgeschwindigkeiten im Randbereich sind physiologischerweise geringer als im Lumenzentrum (parabolisches Flussprofil).

3.1.3 Messung der prä-, intra- und poststenotischen Flussgeschwindigkeiten

Im Vergleich der Flussgeschwindigkeiten ist die intrastenotische Peak Systolic Velocity (PSV) (Abbildung 17) gegenüber der PSV prästenotisch (Abbildung 18) mehr als 5-fach erhöht. Auch die End Diastolic Velocity (EDV) ist bei der intrastenotischen Messung um den gleichen Faktor höher. Der grüne Pfeil zeigt die Flussrichtung.

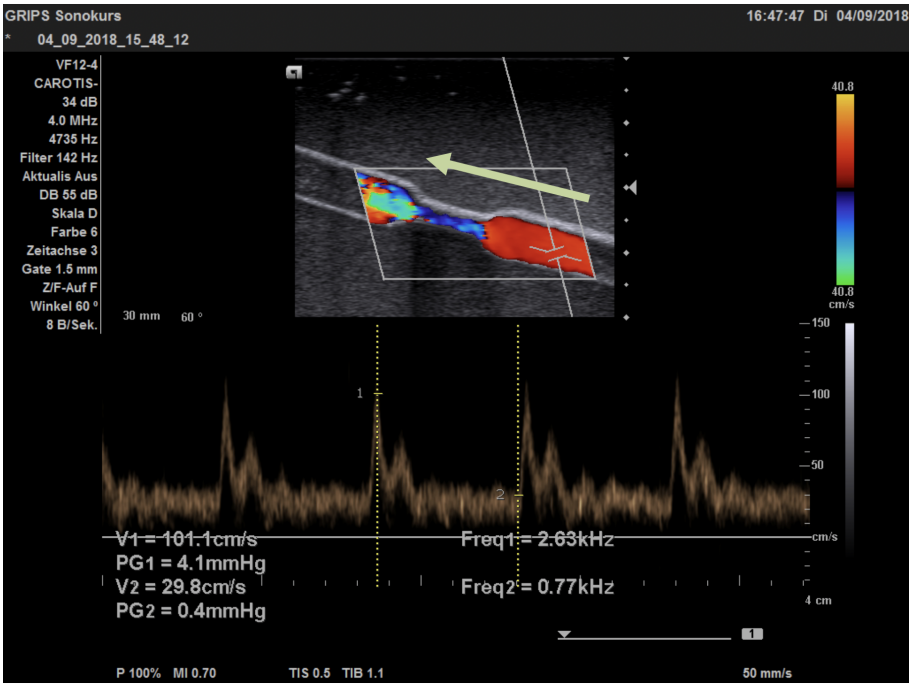


Abbildung 17: Bestimmung der prästenotischen Peak Systolic Velocity (PSV = 101,1 cm/s) und der End Diastolic Velocity (EDV = 29,8 cm/s) im PW-Doppler. Linearsonde, 4,0 MHz. PRF 4,7 kHz.

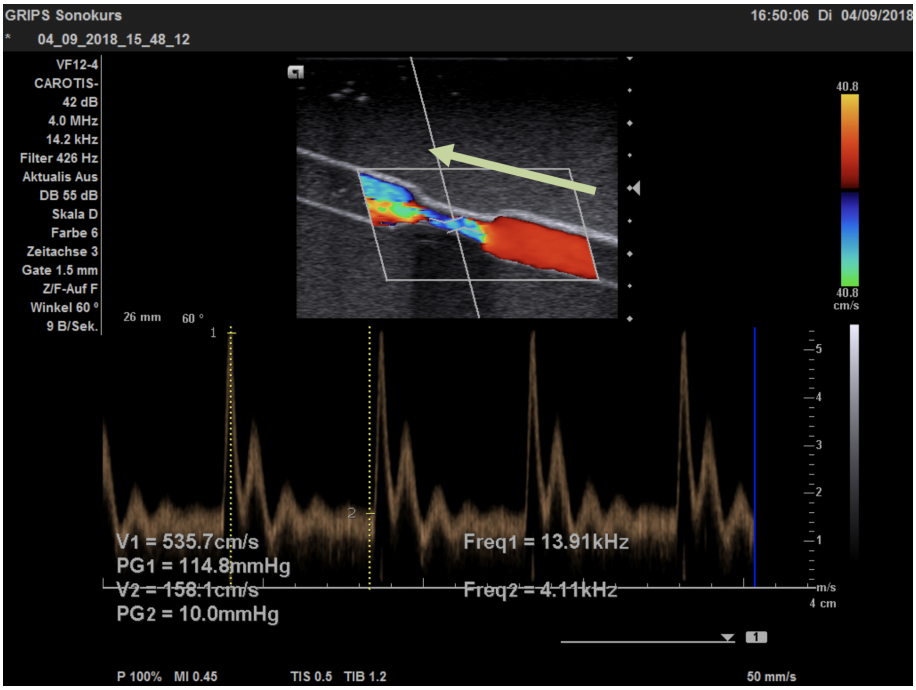


Abbildung 18: Bestimmung der intrastenotischen PSV und EDV. Linearsonde, 4,0 MHz. PRF 14,2 kHz.

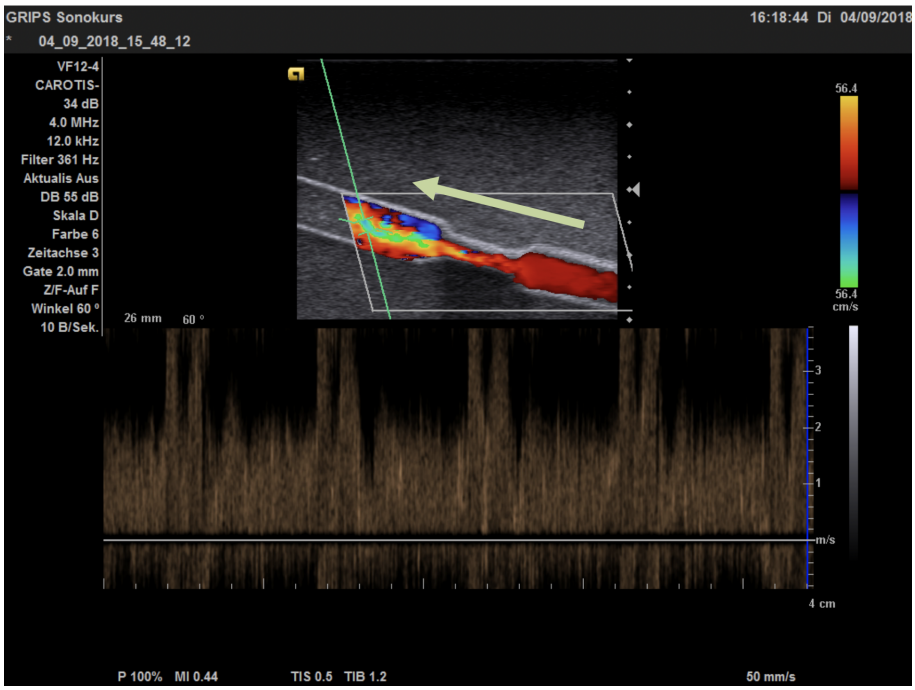


Abbildung 19: Spektraldopplerableitung im poststenotischen Bereich. Das breite Frequenzspektrum entspricht turbulentem Flussverhalten. Es tritt Aliasing auf. Linearsonde, 4,0 MHz. PRF 12,0 kHz.

Zu beachten sind die unterschiedlichen Skalierungen von Abbildung 18 im Vergleich zu Abbildung 19. Es tritt Aliasing auf. Es findet eine intrastenotische lineare Flussbeschleunigung (vgl. Anforderung 2a in Kapitel 1.5) statt. Poststenotisch sind Turbulenzen zu beobachten (Abbildung 19, vgl. Anforderung 2b in Kapitel 1.5).

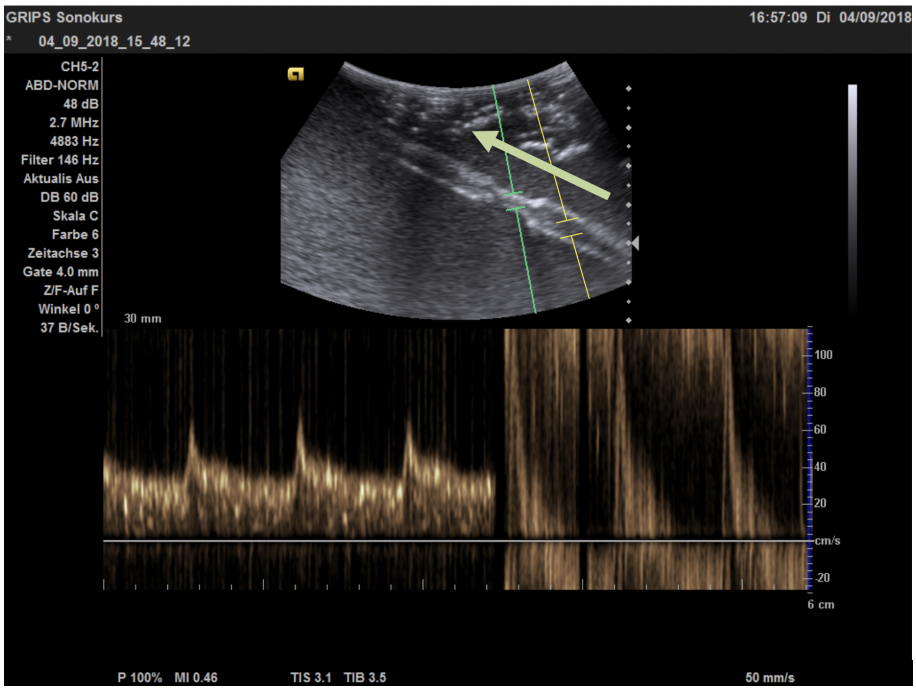


Abbildung 20: Prä- und intrastenotischer Bereich im direkten spektraldopplersonografischen Vergleich. Prästenotisch: gelbes Sample Volume. Intrastenotisch: grünes Sample Volume. Der Pfeil zeigt die Flussrichtung. Curved-Array-Sonde, 2,7 MHz. PRF 4,9 kHz.

Im linken, unteren Bildteil von Abbildung 20 ist die Spektraldopplerableitung des prästenotischen Bereiches abgebildet (gelbes Sample Volume). Das Sample Volume wurde sodann in den intrastenotischen Bereich verlegt (grünes Sample Volume), wo bei gleichbleibenden Messparametern mehrfach höhere Geschwindigkeitswerte abgeleitet werden können. Durch Aliasing wird die eindeutige Messung der intrastenotischen Geschwindigkeiten erschwert. Die intrastenotische Flussbeschleunigung wird hier sehr deutlich.

3.1.4 Flussprofile

Es wurden zehn verschiedene Flussprofile programmiert. Sieben der Flussprofile sind arteriell, eines venös. Zwei der Flussprofile simulieren eine konstante Flussgeschwindigkeit zum Befüllen und Entleeren des Flüssigkeitskreislaufs.

Im Folgenden sind die zehn Flussprofile mit ihrer Spektraldopplerableitung gezeigt. Das Sample Volume wurde hier in der Gefäßmitte prästenotisch positioniert und erfasst nicht die wandnahen Abschnitte.

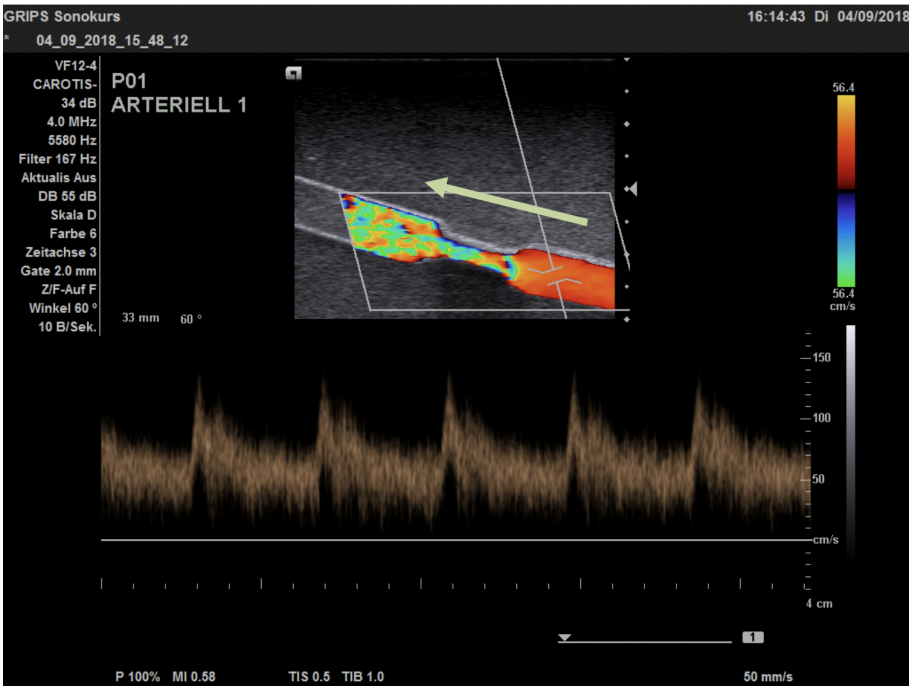


Abbildung 21: Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 1: Arteriell 1. Linearsonde, 4,0 MHz. PRF 5,6 kHz.

Der obere Bildbereich zeigt die farbdopplersonografische Darstellung der Stenose. Die Flüssigkeit strömt von rechts nach links (grüner Pfeil).

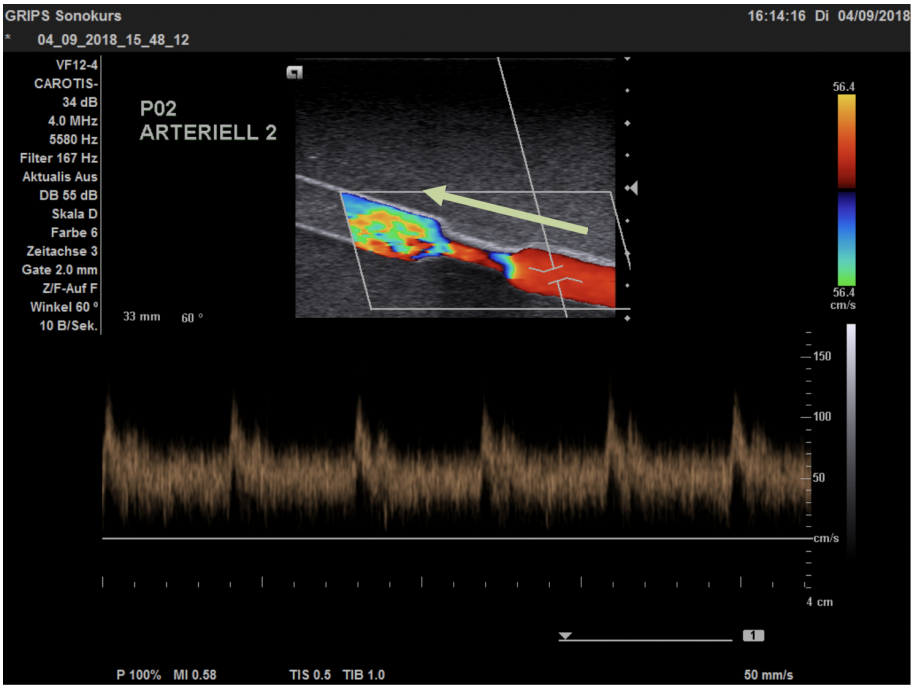


Abbildung 22: Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 2: Arteriell 2. Linearsonde, 4,0 MHz. PRF 5,6 kHz.

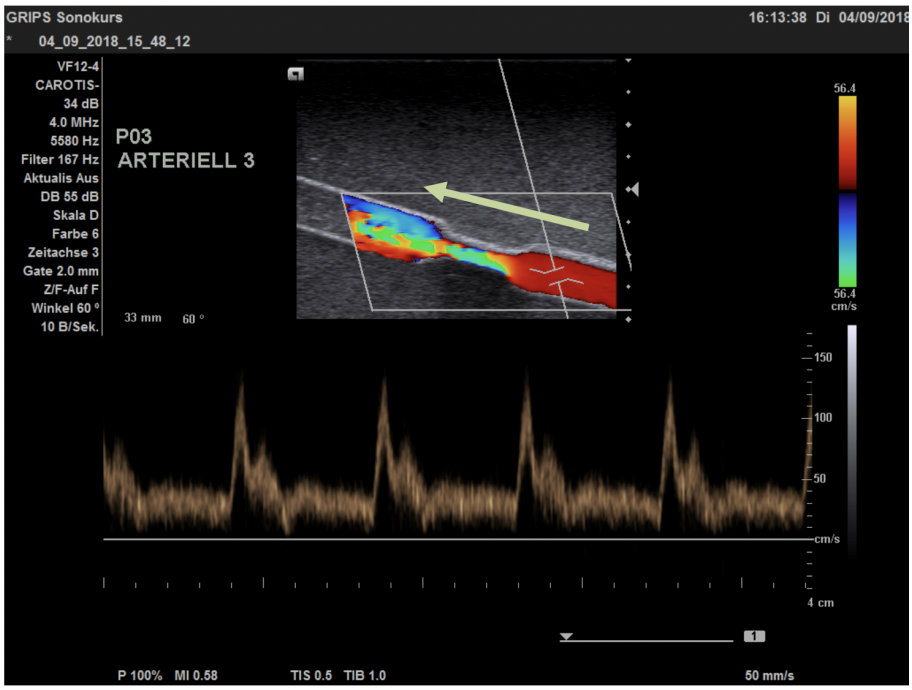


Abbildung 23: Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 3: Arteriell 3. Linearsonde, 4,0 MHz. PRF 5,6 kHz.

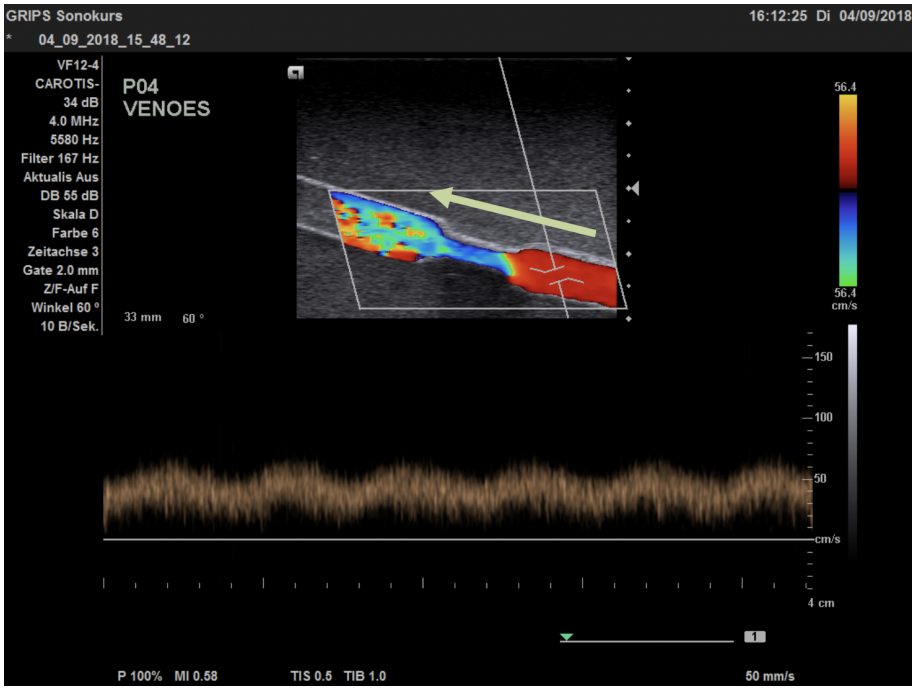


Abbildung 24: Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 4: Venös. Linearsonde, 4,0 MHz. PRF 5,6 kHz.

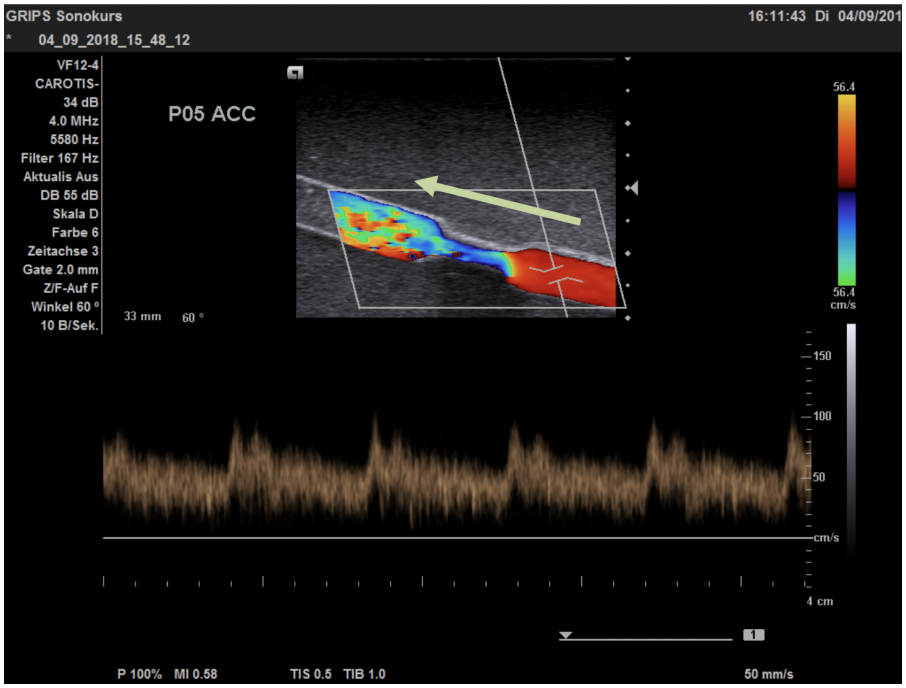


Abbildung 25: Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 5: ACC. Linearsonde, 4,0 MHz. PRF 5,6 kHz.

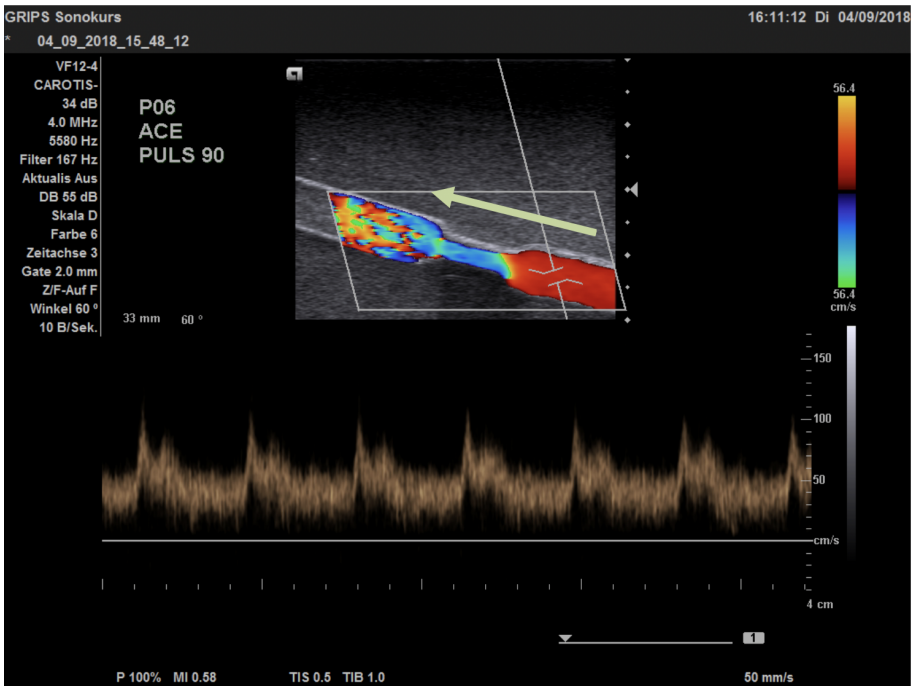


Abbildung 26: Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 6: ACE. Linearsonde, 4,0 MHz. PRF 5,6 kHz.

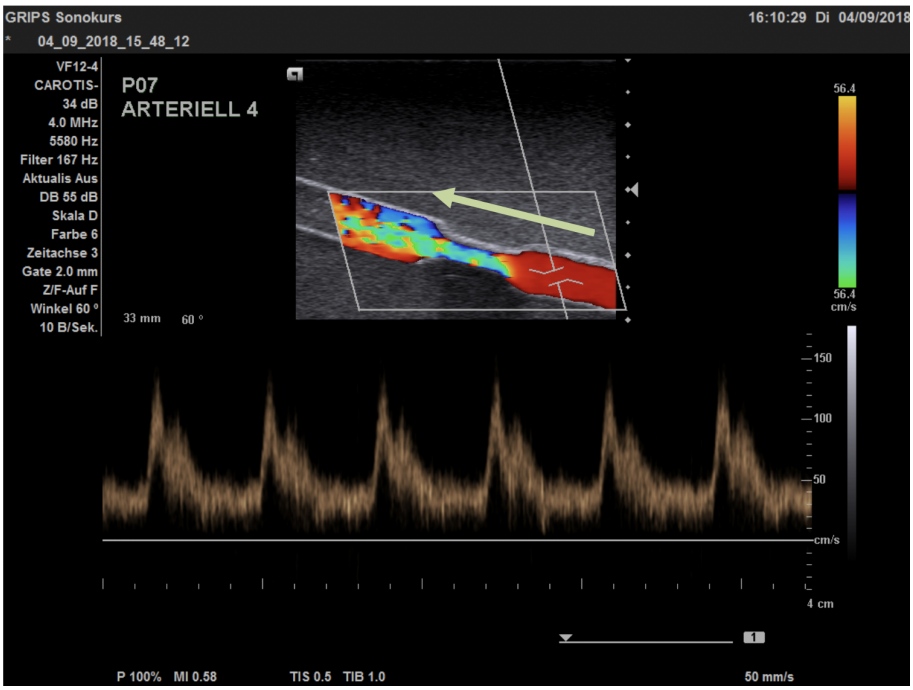


Abbildung 27: Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 7: Arteriell 4. Linearsonde, 4,0 MHz. PRF 5,6 kHz.

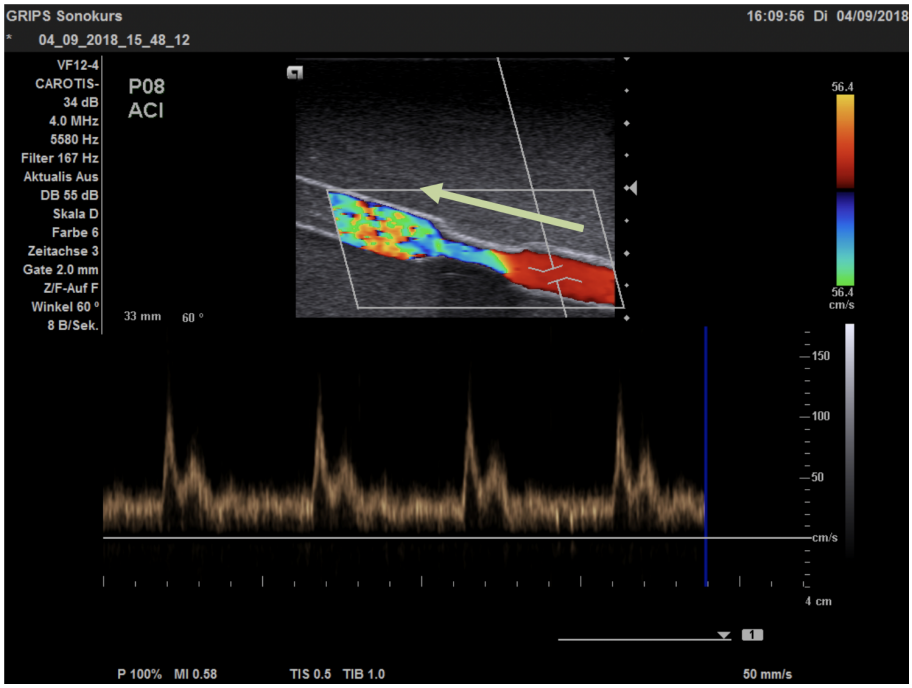


Abbildung 28: Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 8: ACI. Linearsonde, 4,0 MHz. PRF 5,6 kHz.

Auf Abbildung 28 ist die prästenotische Spektraldopplerableitung dargestellt. Die systolische, maximale Flussgeschwindigkeit beträgt 120 cm/s, enddiastolisch 40 cm/s. Die Pulsfrequenz beträgt 65/min.

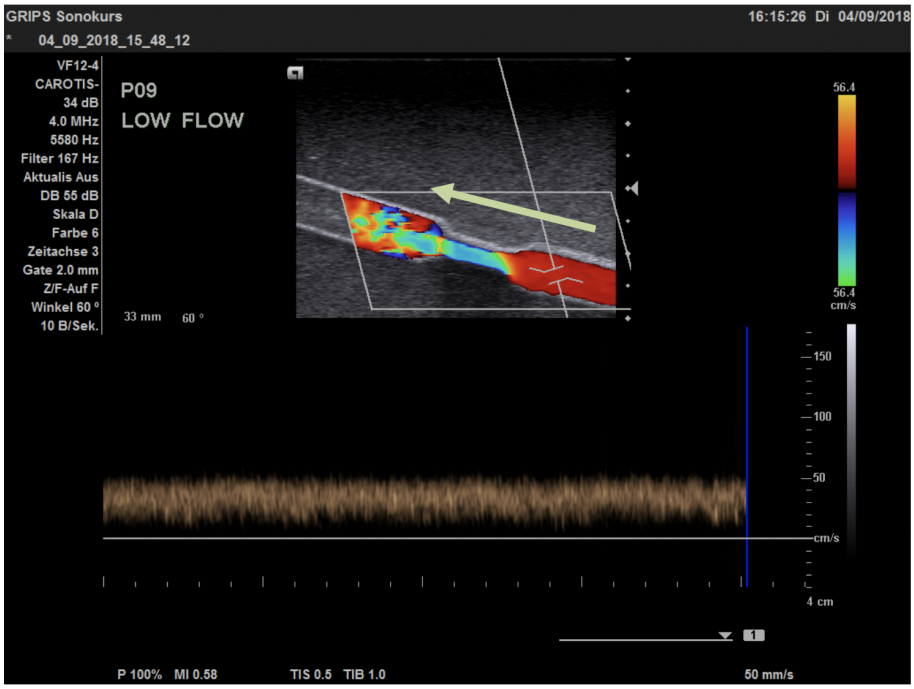


Abbildung 29: Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 9: Low Flow. Linearsonde, 4,0 MHz. PRF 5,6 kHz.

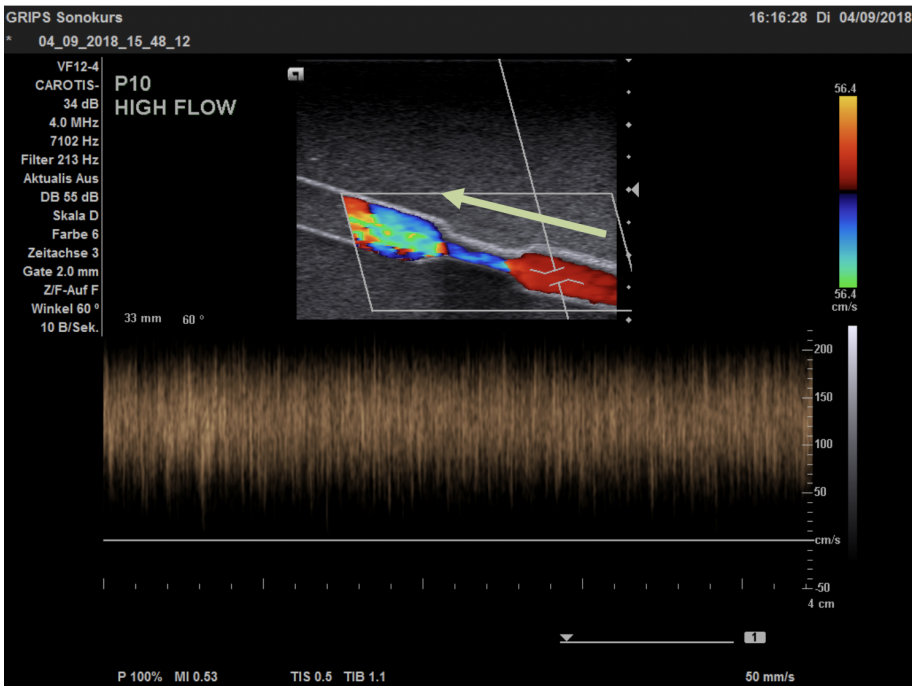


Abbildung 30: Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 10: High Flow. Linearsonde, 4,0 MHz. PRF 5,6 kHz.

3.1.5 Darstellung des Flusses mit Curved-Array und Phased-Array Sonde

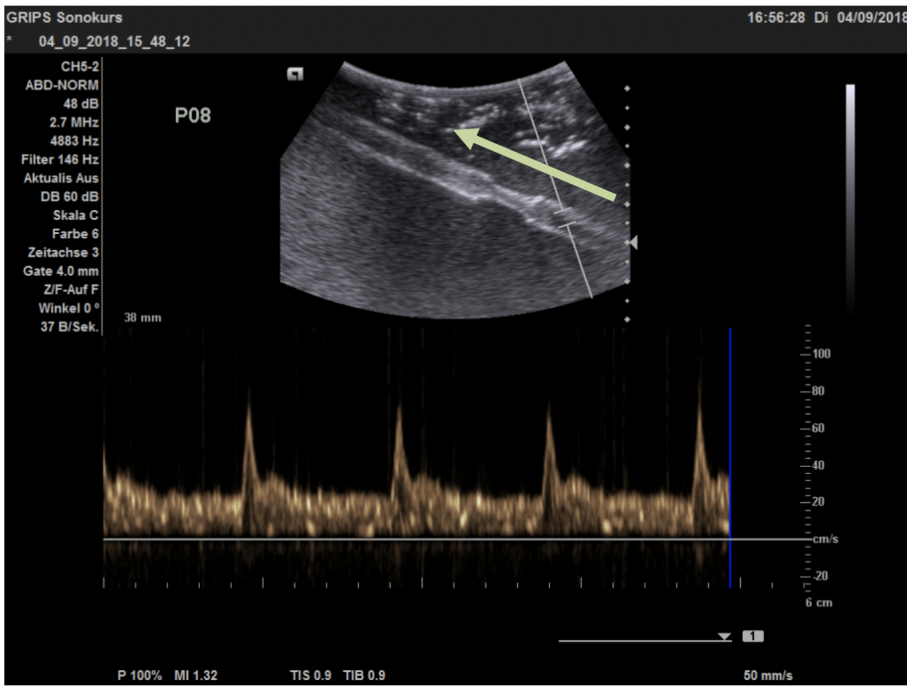


Abbildung 31: Pulsed-Wave-Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 8: ACI. Curved-Array-Sonde, 2,7 MHz. PRF 4,9 kHz.

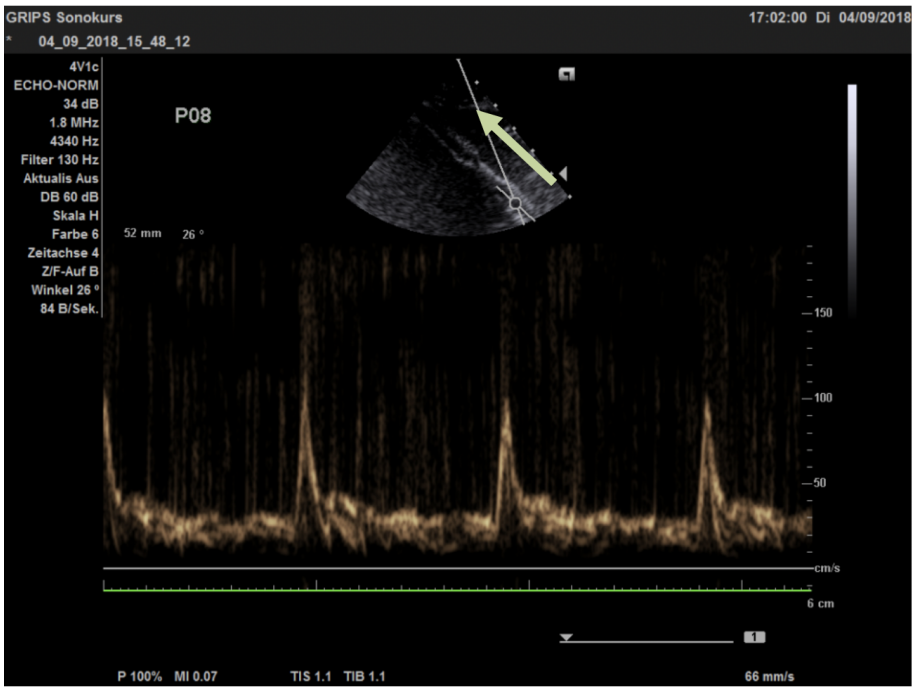


Abbildung 32: Continous-Wave-Spektraldopplerableitung prästenotisch. Programm 8: ACI. Phased-Array-Sonde, 1,8 MHz. PRF 4,3 kHz.

3.2 Evaluation

An der Evaluation des Phantoms nahmen 22 studentische und ein ärztlicher Tutor des Sonografiekurses der Universität Gießen teil (n = 23). 20 der 23 Fragebögen waren vollständig ausgefüllt.

Das Phantom wurde in 15 Minuten erklärt und die Bedienung erläutert, daraufhin konnten die Tutoren zwei identische Flussmodelle genauer ansehen und damit arbeiten. Bei beiden Ultraschallsystemen handelte es sich um das X600 der Firma Siemens, jeweils mit identischen Sonden (vgl.Tabelle 1).

Die n = 23 evaluierenden Personen haben ein durchschnittliches Alter von 23,3 Jahren mit einer Spannweite von 19 - 32 Jahren. 10 sind männlich (43 %), 13 sind weiblich. Den Arzt nicht mit einbezogen befindet sich das Kollektiv im Durchschnitt im 7,4. Fachsemester, die Range geht vom 5. - 10. Fachsemester Humanmedizin. Die Tutoren haben Vorerfahrung im Sonografieren von durchschnittlich 2,9 Semestern, das Minimum liegt bei 1 Semester, das Maximum bei 7 Semestern (Tabelle 3).

Tabelle 2: Beschreibung des Kollektivs, alle Teilnehmer (n = 23). Fachsemester und Vorerfahrung in Semestern.

	Alter	**Fachsemester**	**Vorerfahrung im Ultraschall**
Mittelwert	23,261	7,364	2,909
Median	22	8	2
Standardabweichung	3,1098	1,6663	1,7814
Minimum	19	5	1
Maximum	32	10	7

Vorerfahrung in der Dopplersonografie haben 9 der 23 Teilnehmer. Diese 9 Personen haben eine durchschnittliche dopplersonografische Vorerfahrung von 2,1 Semestern, Spannweite von 1 - 4 Semestern. 5 (21,7 %) der 23 Teilnehmer unterrichten andere Studierende in Echokardiografie. Dieser Echokardiografie-Kurs beinhaltet als zentralen Bestandteil das Lehren von Dopplertechniken, weswegen bei diesen 5 Tutoren von grundlegenden Dopplerkenntnissen ausgegangen werden kann (Tabelle 3).

Tabelle 3: Beschreibung des Kollektivs der dopplersonografisch erfahrenen Tutoren

	Vorerfahrung Doppler	**Echo-Tutor**
Anzahl	9	5
Anteil am Gesamtkollektiv	39,13 %	21,74%
Durchschnittliche Erfahrung	2,1	3
Median (Semester)	2	3
Maximum (Semster)	4	4
Minimum (Semester)	1	2

Der Fragebogen besteht aus 21 Fragen, welche jeweils auf einer Likert-Skala von 0 („gar nicht“) bis 5 Punkten („sehr“) beantwortet wurden. Zusätzlich folgen drei freie Fragen, deren Antworten der Anlage D), Seite 85 entnommen werden können. Der Fragebogen ist in Anlage A), Seite 84 einzusehen.

Die ersten vier Fragen bezogen sich auf die eigene Einschätzung der Hilfestellung durch das Flussmodell beim Verstehen und Anwenden von Dopplerverfahren. Bei der ersten Frage, wie sehr das Modell beim Verstehen von Dopplerverfahren unterstützt, antworteten die 23 Teilnehmer im Durchschnitt mit 4,04 von 5 Punkten (Frage 1). Nur jeweils eine Person wählte 2 bzw. 1 Punkt.

Frage 2 wurde mit 4,22 Punkten im Mittelwert beantwortet, wobei sich der Großteil für 4 Punkte (n = 10) und 5 Punkte (n = 9) entschied. Vier Teilnehmer wählten 3 Punkte.

Bei der dritten Frage, welche das Erkennen eigener Fehler beim Anwenden dopplertechnischer Verfahren thematisierte, lag der Mittelwert bei 3,52 Punkten, wobei vier Teilnehmer 2 Punkte, acht Teilnehmer 3 Punkte, sechs Teilnehmer 4 Punkte und fünf Teilnehmer 5 Punkte vergaben.

Die Frage, wie sehr das Modell beim Verstehen von Stenosen hilft (Frage 4) wurde mit durchschnittlich 4,74 Punkten beantwortet (4 Punkte n = 6, 5 Punkte n = 17).

Auf die Frage, ob das Untersuchen von Stenosen grundsätzlich problemlos gelingen würde (Frage 5), wählten die meisten 3 Punkte (n = 10) oder 2 bzw. 1 Punkt (jeweils n = 5). Ein Teilnehmer vergab 0 Punkte, der Mittelwert lag bei 2,14 Punkten.

Die Fähigkeit, Stenosen zu beurteilen, wurde durch das Modell in folgendem Maße verbessert (Frage 6): Zwölf Teilnehmer antworteten mit 4 Punkten, 3 Teilnehmer jeweils mit 5 bzw. 3 Punkten. Zwei Teilnehmer gaben 2 Punkte an, ein Teilnehmer einen Punkt (Mittelwert 3,67 Punkte).

Die folgenden sieben Fragen bezogen sich auf die Realitätstreue und Bedienung des Flussmodells. Der Großteil (n = 13) gab bei Frage 7 4 Punkte an, fünf Teilnehmer vergaben 5 Punkte. Zwei vergaben 3 Punkte und einer 2 Punkte. Der Durchschnitt beläuft sich auf 4,01 Punkte.

Die Steuerung der Pumpe (Frage 8) fiel 13 Personen sehr leicht (5 Punkte), sieben Personen vergaben 4 Punkte. Eine Person wählte 3 Punkte, der Mittelwert lag bei 4,57 Punkten.

Frage 9 zur sonografischen Realitätsnähe des BMF wurde im Schnitt mit 3,86 Punkten beantwortet, wobei eine Person 1 Punkt vergab. Fünf Teilnehmer wählten jeweils 3 bzw. 5 Punkte, 4 Punkte wurden von 10 Personen angekreuzt.

Frage 10 nach der Realitätstreue der Flussprofile wurde im Mittel mit 4,00 Punkten beantwortet. 5 Punkte (n = 6) und 4 Punkte (n = 10) wurden am häufigsten vergeben, 4 Personen gaben 3 Punkte und eine Person gab 2 Punkte an.

Ähnlich wurde Frage 11 nach der Realitätstreue der Flussgeschwindigkeiten beantwortet, so wählten acht Personen 5 Punkte und neun Personen 4 Punkte. 3 Punkte wurden von zwei Personen vergeben, 2 bzw. 1 Punkt von jeweils einer Person (Mittelwert 4,05 Punkte).

Ob es genügend Flussprofile gibt (Frage 12), wurde im Mittel mit 4,38 Punkten beantwortet. Die Mehrheit wählte 5 Punkte (n = 11) bzw. 4 Punkte (n = 7), 3 Punkte vergaben drei Teilnehmer.

Siebzehn Teilnehmer vergaben 0 Punkte bei Frage 13, ob die Pumpe zu laut sei. Vier Teilnehmer wählten 1 Punkt (Mittelwert 0,19).

Frage 14, ob das Modell schwer zu bedienen sei, wurde im Mittel mit 0,47 Punkten beantwortet. Vierzehn Personen wählten 0 Punkte, fünf Personen 1 Punkt und eine Person jeweils 2 bzw. 3 Punkte.

Zehn Teilnehmer wählten 4 Punkte bei der Frage, ob das Modell gut in einen studentischen Kurs integrierbar ist (Frage 15). Sieben Personen vergaben 5 Punkte, 3 Punkte wurden von drei Personen vergeben, eine vergab 2 Punkte. Durchschnittlich waren es 4,10 Punkte.

Im Mittel 3,95 Punkte wurden für Frage 16 vergeben, welche nach der Einfachheit des Modells fragte (leicht auf- / abzubauen). 5 Punkte vergaben n = 8, 4 Punkte n = 5, 3 Punkte n = 7 und 2 Punkte n = 1.

Sehr unterschiedlich wurde Frage 17, ob das Modell einfach nachzubauen ist, beantwortet. Es wählten zwei Personen jeweils 0 Punkte, 1 Punkt und 5 Punkte, die Mehrheit entschied sich für 2 Punkte (n = 5), 3 Punkte (n = 6) und 4 Punkte (n = 4). Der Mittelwert betrug 2,67 Punkte.

Die nachfolgenden Fragen 18 bis 21 bezogen sich auf die Meinung des Teilnehmers, in welchem Rahmen er den Einsatz für die Lehre nützlich findet. Dass Studierende mit Hilfe des Flussmodells Stenosen besser verstehen könnten (Frage 18) beantwortete die Gruppe im Durchschnitt mit 4,67 Punkten. 5 Punkte vergaben vierzehn Teilnehmer, sieben wählten 4 Punkte.

Frage 19, ob Studierende Dopplertechniken mit Hilfe des Modells besser erlernen könnten, wurde mit 3,90 Punkten im Mittel bewertet. Fünf Teilnehmer entschieden sich für 5 Punkte, neun Teilnehmer für 4 Punkte. 3 bzw. 2 Punkte vergaben jeweils 2 Teilnehmer, ein Punkt wurde von einer Person vergeben.

Von zehn Personen wurden 4 bzw. 5 Punkte für Frage 20 vergeben. Ein Teilnehmer der Umfrage vergab 3 Punkte auf die Frage, wie sehr andere Studierende mit Hilfe des Modells ein tieferes Verständnis für Stenosen erhalten könnten, als es ohne Modell möglich wäre (Mittel 4,43 Punkte).

Die letzte Frage, wie sehr andere Studierende die Fehler beim Nutzen der Dopplertechniken durch das Modell selbst feststellen könnten (Frage 21) wurde im Schnitt mit

3,76 Punkten beantwortet. Vier Teilnehmer vergaben 5 Punkte, n=9 wählten 4 Punkte. 3 Punkte wurden von 7 Personen vergeben, eine Person wählte 2 Punkte.

Die gesamten Antworten des Fragebogens sowie die Freitexte sind im Anhang B), Seite 84 sowie Anhang C), Seite 85 einzusehen.

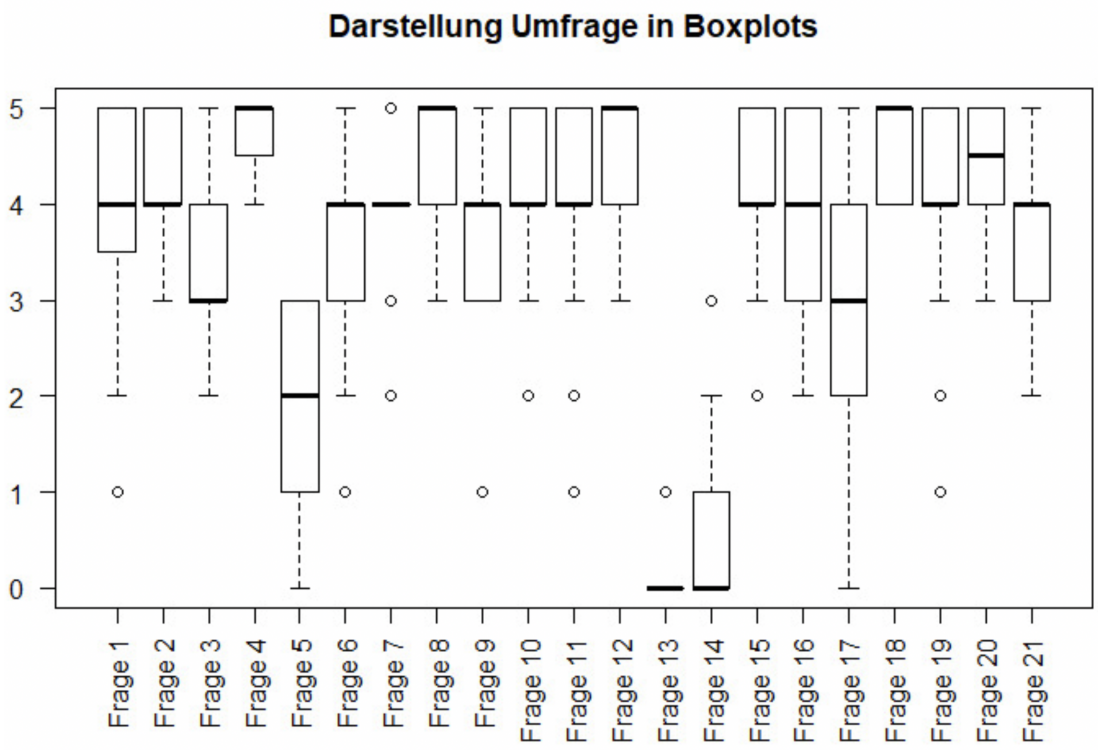


Abbildung 33: Darstellung der Umfrageergebnisse in Boxplots.
Auf der Y-Achse sind die Wertungen von 0 = „gar nicht“ bis 5 = „sehr“ angegeben, auf der X-Achse sind die einzelnen Fragen aufgelistet.
∘ = Ausreißer, Dicker Strich = Median; Box = 50 % aller Angaben; gestrichelte Linie untere bzw. obere Quartile. Erstellt mit R.

3.3 Validierung der Anforderungen aus Kapitel 1.5

Dieses Kapitel geht auf die in Kapitel 1.5 „Ziel der Arbeit“ definierten Anforderungen an das Flussmodell ein. Es wird beschrieben, inwieweit diese erfüllt werden konnten.

1. Das Flussmodell beinhaltet eine langstreckige Stenose.

Das hier entwickelte Flussmodell nutzt ein Gefäßphantom mit einer etwa 15mm langen, konzentrischen Stenose (vgl. Kapitel 3.1.1). Die Stenose ist in der Länge sowie im Stenosierungsgrad individuell anfertigbar.

2. Der Fluss in der Stenose ist realitätsnah, nachgewiesen durch:
   a) Der Fluss in der Stenose ist laminar beschleunigt.
   b) Der Fluss nach der Stenose ist turbulent.

Der Fluss ist sowohl im PW-Doppler als auch in der FKDS realitätsnah (vgl. Kapitel 3.1.2 und 3.1.3). Die a) intrastenotische, laminare Flussbeschleunigung sowie b) poststenotische Turbulenzen sind deutlich zu erkennen (vgl. Abbildung 18 und Abbildung 19).

3. Das Flussmodell kann verschiedene Flusskurven und Pulsraten simulieren.

Das Flussmodell ist in der Lage, zehn verschiedene Flussprofile darzustellen (vgl. Kapitel 3.1.4). Sowohl die Flusskurve als auch die Pulsfrequenz können über die Programmierung variiert werden. In der hier gezeigten Umsetzung ist die Anzahl der Flussprofile durch die Anzahl der Drehschalterstellungen limitiert. Programmiertechnisch sind der Anzahl an Flussprofilen und Pulsfrequenzen keine Limitationen gesetzt. Die hier verwendeten Flussprofile simulieren sowohl arterielle als auch venöse Profile. Die Pulsraten reichen von 45/min bis 90/min. Zwei der Programme simulieren einen konstanten Fluss.

4. Das Flussmodell ist kostengünstig.

Im Vergleich zu kommerziell erwerbbaren Systemen ist das hier vorgestellt Flussmodell kostengünstig. Die reinen Materialkosten belaufen sich auf etwa 85 EUR (vgl. Anhang D). Der Arbeitsaufwand wurde nicht berücksichtigt. Die laufenden Kosten sind mode-

rat: Die Kosten für ein Gefäßphantom betragen etwa 10 EUR. Dieses muss, je nach mechanischer Beanspruchung, etwa alle 6 Wochen neu hergestellt werden. Bei schonender Benutzung und kühler, luftdichter Lagerung hält das Gefäßphantom über mehrere Monate.

5. Das Flussmodell ist einfach nachzubauen.

Dieser Arbeit ist eine ausführliche Bauanleitung zur Herstellung des Flussmodells angefügt (vgl. Anhang E)). Es werden alle Schritte zum Bau des Pumpenmoduls, des Gefäßphantoms und des Kontrollermoduls aufgeführt. Der Quellcode zur Programmierung des Arduinos sowie der Schaltplan liegt bei. Alle benötigten Materialien können im Internet und im lokalen Handel beschafft werden.

6. Das Flussmodell ist einfach auf- und abzubauen.

Der Aufbau benötigt etwa 5 Minuten. Kontrollermodul, Pumpenmodul und Gefäßphantom werden konnektiert und abgekochtes Wasser eingefüllt. Nach kurzer Zeit wird Talkum hinzugegeben. Für den Abbau wird das talkumhaltige Wasser abgelassen und mit klarem Wasser gespült. Die Module werden diskonnektiert und können verstaut werden.

7. Das Flussmodell ist für die Lehre geeignet.

Wie den Ergebnissen der Umfrage zu entnehmen ist, sind alle Befragten der Meinung, dass das Flussmodell für die Lehre geeignet ist (vgl. Kapitel 3.2). Es wurde bereits in Kursen mit positiven Rückmeldungen eingesetzt.

4 Diskussion

Im Folgenden wird das Gefäßphantom mit Gefäßimitat, Gewebe imitierendem Material, Blut imitierender Flüssigkeit sowie das Behältnis behandelt. Anschließend werden Pumpenmodul, Kontrollermodul und die Evaluation diskutiert.

4.1 Gefäßphantom

Das Gefäßphantom ist der von der Flüssigkeit durchflossene, mit Ultraschall zu untersuchende Teil und besteht aus dem Behältnis, dem Gewebe imitierenden Material sowie der Gefäßeinlage.

McDicken und Hoskins et al. nutzen Schrumpfschläuche als Gefäß- und Stenoseimitat. Schrumpfschläuche eignen sich aufgrund ihrer dünnen Wand und den guten Schalleigenschaften. Stenosen können einfach erzeugt werden (Hoskins et al., 1989; McDicken, 1986). Uddin nutzt Polyethylen-Schläuche. Stenosen werden auch hier durch Hitze und vorsichtiges Auseinanderziehen der Schläuche hergestellt. Die Lumina sind klein (Uddin, 2004). Glasrohre mit Stenosen setzen Chung et al. und Sung et al. ein. Es sind kleinlumige Stenosen herstellbar. Glas erzeugt durch seine hohe Dichte und Schallleitungsgeschwindigkeit beim Schallübertritt zu Wasser einen hohen Impedanzsprung. Dies würde nicht dem physiologischen Ultraschallbild entsprechen (Chung et al., 1997; Sung et al., 2017). Douville et al. und Landwehr et al. nutzen in Acryl gebohrte Stenosen, um prä-, intra- und poststenotische Flussprofile zu untersuchen (Douville et al., 1983; Landwehr et al., 1991). Acryl eignet sich aufgrund seiner Schallleitungseigenschaften nicht für realitätsnahe Modelle. Lavandier et al. und Menke setzen dünnwandige Silikonschläuche ein (Lavandier et al., 1985; Menke, 2005). Silikonschläuche sind preiswert, in verschiedenen

Diametern erhältlich und für Ultraschallanwendungen gut geeignet. Stenosen lassen sich mit einfachen Mitteln bei eigenen Versuchen nicht erzeugen, bei Anwendung von Hitze reißen die Schläuche ein.

Trinkröhrchen sind aufgrund ihrer dünnen Wand gut für die Ultraschallanwendung geeignet. Stenosen konnten bei eigenen Versuchen nicht erzeugt werden, es entstehen Löcher im Material. Polyvinylchlorid-Schläuche (PVC) sind in verschiedenen Diametern und Wandstärken im lokalen Baumarkt erhältlich. Stenosen können, analog zu den Silikonschläuchen und Trinkröhrchen, aufgrund entstehender Löcher nicht erzeugt werden.

In der vorliegenden Arbeit werden die Gefäße aus Schrumpfschläuchen hergestellt, wie von McDicken (1986) und Hoskins et al. (1989) beschrieben. Die leichte Beschaffbarkeit, die niedrigen Kosten und die einfache Stenoseerzeugung sind die Gründe, Schrumpfschläuche als Gefäßimitate zu nutzen. Schrumpfschläuche sind in verschiedenen Diametern erhältlich, womit die Simulation von Stenosen in größeren und kleineren Gefäßen (z.B. Nierenarterien) möglich ist. Schrumpfschläuche sind dünnwandig und reflektieren die Schallwellen nur wenig. Nachteilig ist die Tendenz des Schrumpfschlauches, leicht zu knicken. Dem kann durch Einführen eines dünnen, langen Stabes während der Stenoseerstellung entgegengewirkt werden. Der Stab wird im Schrumpfschlauch belassen bis die Gelatine komplett geliert ist. Der Schrumpfschlauch kann in 100 cm langen Stücken erworben werden. Diese sind gerade. Geschlängelte Gefäße lassen sich durch Schrumpfschläuche nur schwierig herstellen, da der Schrumpfschlauch zu Knicken neigt. Die Verarbeitung mit Heißkleber ist nicht möglich. Durch die hohe Hitze verengt sich der Schrumpfschlauch.

Eine Übersicht über gewebeähnliches Material (TMM) bieten Culjat et al. (2010) und Zell et al. (2007). Häufig verwendete TMM sind Gelatine (Lo et al., 2012; Madsen et al., 1978; Olschewski Sebastian, 2016; Osmer, 2008), Agar (Earle et al., 2016; Madsen et al., 1998; Pereira et al., 2020) und Wasser (Chung et al., 1997; Rominger et al., 2016; Sung et al., 2017; Uddin, 2004). Gelatine und Agar sind TMM auf Wasserbasis. In dieser Arbeit wird ein TMM aus Gelatine gewählt. Die Zutaten sind preiswert und einfach zu beschaffen. Das Gelatinegemisch ist einfach herzustellen und benötigt keine besonderen Werkzeuge. Gelatine ist ein organisches Material, das zu mikrobiologischem Befall neigt.

Die begrenzte Haltbarkeit kann durch den Zusatz von Salz und Lagerung im Kühlschrank verlängert werden.

Als Streukörper wird Talkum gewählt. Talkum ist anorganisch und neigt im Gegensatz zu Flohsamenpulver oder Mehl nicht zu mikrobiologischem Befall. Talkum stellt sich im Ultraschallbild sehr homogen echogenitätssteigernd dar. Die höhere Dichte von Talkum führt zur Sedimentation während des Gelierens. Je geringer die Temperatur der Gelatinemischung beim Einfüllen in das Behältnis ist, umso geringer ist die Sedimentation. Versuche mit Mandelsplittern ergaben ein inhomogenes, realistischeres Bild als Talkum. Beim Erstarren der Masse schwimmen die Mandelsplitter auf und bewirken eine Schallabschwächung bereits oberflächennah, dies ist zu Lehrzwecken ungeeignet. Mandelsplitter neigen zu mikrobiologischem Befall. Weitere, in der Literatur beschriebenen Streupartikel wie Flohsamenschalen (Bude and Adler, 1995) oder Mehl (McNamara and McNamara, 1989) wurden aufgrund gleicher Bedenken nicht untersucht. Magnesiumoxid sedimentiert schnell und ist daher ungeeignet. Talkum, eine Magnesiumsilikatverbindung, sinkt weniger stark als Magnesiumoxid (vgl. Abbildung 10).

Blutersatzflüssigkeiten (BMF) sind gut beschrieben. Oftmals wird ein Gemisch aus Wasser und Glycerol genutzt (Boote and Zagzebski, 1988; Holdsworth et al., 1991; Hoskins et al., 1989; Lavandier et al., 1985; McDicken, 1986; Sung et al., 2017), jeweils in Verbindung mit Streukörpern. Diese sind für die Schallreflektion im weitestgehend echofreien Wasser notwendig.

Als Streukörper sind Sephadex, ein Copolymer aus Dextran und Epichlorhydrin (Hoskins et al., 1989; McDicken, 1986), Polystyrenkugeln (Boote and Zagzebski, 1988), Latexpartikel (Cellcheck®), Ultraschallkontrastmittel (Levovist®) (Uddin, 2004), Nylonpartikel (Menke, 2005), Maisstärke (Sung et al., 2017) und Talkum (Lavandier et al., 1985) erprobt. Auch Versuche mit Surfactant und Glaskügelchen wurden durchgeführt (Sboros et al., 2001). Oglat et al. (2018) geben eine Übersicht über die BMF. Wie bei Lavandier et al. (1985) wurde in dieser Arbeit Talkum als Streukörper im BMF verwendet. Es ist preiswert und gut beschaffbar. 3 g Talkum auf 400 ml Wasser reichten aus, um ein ausreichend starkes Dopplersignal zu erzeugen. Im Gegensatz zu den oben beschriebenen Arbeiten wurde auf Glycerin im BMF verzichtet. Eigene Versuche mit Glycerin

zeigten keine signifikante, mit dem PW-Doppler oder mit FKDS erfassbare Änderung der Strömungsverhältnisse prä-, intra- und poststenotisch.

Der Boden des Behälters erzeugt starke Reflexionen. Menke schlägt die Verwendung von kleinen Kieselsteinen vor, welche die Schallwellen diffus rückstreuen (Menke, 2005). Küchenrolle eignet sich nur bedingt, da es nach Eingießen der Gelatinemischung zum Quellen der Zellulose und Ablösung vom Boden kommt. Sandpapier und Streusplit eignen sich gut als reflexionsmindernde Stoffe. Aufgrund der Verfügbarkeit wurde in dieser Arbeit ein flaches Küchenschwammtuch verwendet. Das Küchenschwammtuch vor dem Eingießen der Gelatine in das Behältnis eingeklebt stellt sich als die einfachste Methode heraus. Reflexionen im Ultraschallbild durch die glatten Wände waren nicht zu beobachten. Bei Gefäßeinlagen oder Gefäßimitaten, die nahe an der Wand liegen, kann über die Applikation von schallstreuendem Material an die Behälterwand notwendig sein.

Ein zusätzlicher Oberflächenschutz mit Thera®-Band formgerecht zugeschnitten und noch über die flüssige Gelatinemasse gelegt, erweist sich als nicht zielführend. Unter dem Thera®-Band sammeln sich aufsteigende Luftbläschen. Weiterhin kommt es zu mikrobiologischem Bewuchs. Durch Zugabe von Glycerin in der Gelatinemischung wird die Widerstandsfähigkeit des TMM erhöht. Auch bei stärkerem Drücken mit der Ultraschallsonde reißt das TMM nicht ein.

4.2 Pumpenmodul

Das Pumpenmodul besteht aus der Pumpe und dem Reservoir. Verschiedene Pumpen werden für Flussphantome eingesetzt. Häufig genutzte Pumpen sind Rollenpumpen (Boote and Zagzebski, 1988; Coiado and Costa, 2009; Landwehr et al., 1991; Lavandier et al., 1985; Law et al., 1987). Rollenpumpen weisen keinen konstanten Fluss auf, das erzeugte Flussprofil ist nicht physiologisch. Zudem sind Rollenpumpen teuer. Lavandier et al. (1985) nutzen Rollenpumpen in Verbindung mit Windkesseln, um das Flussprofil zu glätten. Ein ähnliches Flussprofil entsteht bei der Verwendung von Membranpumpen (Uddin, 2004). Die Volumina pro Zyklus sind nicht veränderbar. Membranpumpen sind kostengünstig. In der Arbeit von Uddin werden zwei Windkessel benötigt, um das Fluss-

profil der Membranpumpe zu beeinflussen. Zahnradpumpen werden ebenfalls eingesetzt (Hoskins et al., 1989; McDicken, 1986; Petersen, 1984; Tsai and Savaş, 2010). Sie können sehr präzise Flussänderungen ausführen, sind aber kostenintensiv. Kolbenpumpen wurden von Holdsworth et al. (1991), Menke (2005) und Duijndam (2020) eingesetzt. Diese sind aufwändig zu programmieren, können jedoch sehr präzise Flüsse reproduzierbar erzeugen. Der Preis der bei den Versuchen von Holdsworth und Menke eingesetzten Pumpe ist mit mehreren Tausend Euro hoch und wissenschaftlichen Fragestellungen vorbehalten (Duijndam, 2020; Holdsworth et al., 1991; Menke, 2005).Chung et al. (1997) und Sung et al. (2017) setzen Kunstherzen als Pumpe ein. Die einstellbaren Parameter erlauben das Erzeugen von verschiedenen Flusskurven. Kunstherzen sind nicht einfach zu beschaffen. Rominger et al. (2016) nutzten eine Spritzenpumpe. Der konstante Fluss wird von einem Flussmodulator in ein pulsatiles physiologisches Profil überführt. Mit diesem System können hochpräzise Flussraten eingestellt werden. Das begrenzte Volumen von 50 ml wird für die Untersuchung von low-flow-Profilen in kleinen Schlauchdurchmessern verwendet.

Im Rahmen dieser Arbeit ist die Begrenzung auf 50 ml nicht sinnvoll, weswegen von einer Spritzenpumpe abgesehen wird.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Erstellung eines kostengünstigen Flussmodells für die studentische Ausbildung. Flussraten und Flussprofile sollten variabel sein und im physiologischen Bereich liegen. Zahnradpumpen, Kolbenpumpen und Kunstherzen sind aufgrund des Preises und der Verfügbarkeit nicht geeignet. Rollenpumpen sind sowohl teuer als auch nicht in der Lage, einen gleichmäßigen Fluss zu erzeugen. Der peristaltische Fluss hat wenig Ähnlichkeit mit dem physiologischen. Versuche, diesen Fluss zu modulieren sind aufwändig (Law et al., 1987) und gestatten nicht, mehrere Flussprofile zu simulieren. Preiswerte Membranpumpen können durch ihre Bauart keinen gleichmäßigen Fluss erzeugen. Ein zusätzlicher Flussmodulator (vgl. Abbildung 34), der aus einem gleichmäßigen Fluss ein pulsatiles Flussprofil erzeugt, (vgl. Rominger et al., 2016) erscheint zu aufwändig.

Eine einfache Kreiselpumpe erweist sich als geeignet. Eine ausreichend gute Flussmodulation gelingt mit der Modulation der Pumpengeschwindigkeit. Mit der in dieser

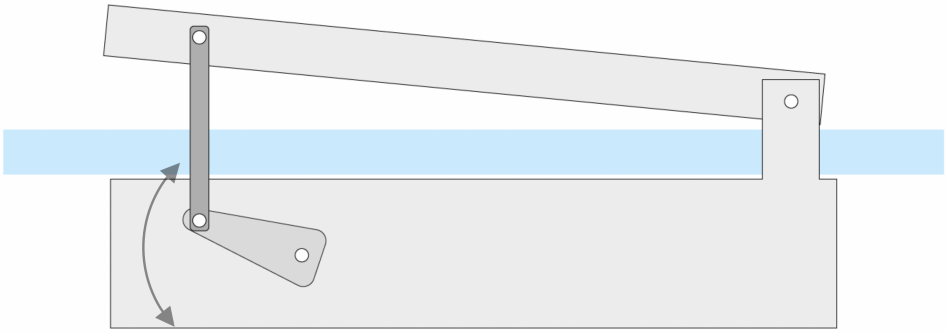


Abbildung 34: Schema des Flussmodulators (eigene Zeichnung).

Arbeit verwendeten Kreiselpumpe kann ausschließlich ein Vorwärtsfluss erzeugt werden. Triphasische Flussprofile mit einem diastolischen Rückfluss sind nicht möglich. Die ersten Versuche fanden ohne Rückschlagventil flussabwärts des Gefäßphantoms statt. Hier zeigte sich in der diastolischen Phase eine Pendelbewegung der Flüssigkeit, welche durch ein Rückschlagventil beseitigt werden konnte. Zusätzlich wirkt das Rückschlagventil als Widerstand. Die Flussprofile sind realitätsnah und liegen im physiologischen Bereich. Im Vergleich zum menschlichen Flussprofil ist das im Phantom gemessene Flussprofil weniger gleichmäßig und weniger laminar. Der Frequenzbereich der Dopplerverschiebung ist breiter. Ursache der Turbulenzen kann die, im Vergleich zum menschlichen Gefäß, rauere Wand des Schrumfpschlauches sein. Auch die Adapter flussaufwärts des Gefäßphantoms können Turbulenzen im untersuchten Gebiet verursachen. Extrem starke Echos stammen von Gasbläschen oder verklumpten Talkumteilchen.

Als Reservoir für den Flüssigkeitskreislauf dient bei Hoskins et al. (1989) ein Gefäß mit Magnetrührer, der die Sephadex®-Partikel (Dextran-Epichlorhydrin-Copolymer) in Suspension halten sollte. Bei eigenen Versuchen wird anfänglich ebenfalls ein externes Reservoir genutzt. In dieses wird ein zur Pumpe führender Schlauch gelegt, der die Flüssigkeit ansaugt. Durch das Verweilen der Flüssigkeit im Gefäß sedimentiert das Talkum und ist nicht mehr als Streupartikel im BMF enthalten. Um Sedimentation zu verhindern, wird in dieser Arbeit das Reservoir auf die Pumpe montiert. Die Flüssigkeit wird aus dem unteren Bereich des Reservoirs entnommen. Die Kreiselpumpe erzeugt im Reservoir einen leichten Wirbel, wodurch sich die Talkumpartikel nicht am Rand

absetzen. Als Reservoir wird aus praktischen und Kostengründen eine handelsübliche Wasserflasche aus Polyethylenterephthalat (PET) genutzt. Mit Heißkleber wird sie an den Ansaugstutzen der Pumpe montiert (siehe Abbildung 4). Durch ein Loch am oberen Rand wird der rückführende Schlauch an das Reservoir angeschlossen.

4.3 Kontrollermodul

Petersen (1984), Hoskins (1989) und McDicken (1986) nutzen einen Mikrokontroller zur Steuerung ihrer Pumpen. Damit erzeugen sie durch grafisches Einlesen verschiedene Flussprofile. Die eingelesenen Werte werden ständig mit aktuellen verglichen. Dies erfordert einen aufwändigen Regelkreis. Holdsworth (1991), Tsai et Savas (2010) und Menke (2012) verwenden zur Steuerung ihrer Pumpe einen Computer. In dieser Arbeit wird ein Arduino-nano-Mikrokontroller eingesetzt. Mit einem Preis von unter 5 EUR ist er sehr kostengünstig. Der Mikrokontroller ist leicht zu programmieren. Die Pumpengeschwindigkeit wird durch den Mikrokontroller gesteuert. Es könnenn beliebig viele Flussprofile gespeichert und wiedergegeben werden. Die für die Programmierung notwendige Software steht im Internet kostenfrei zur Verfügung.

4.4 Evaluation

An der Evaluation des Phantoms nahmen n = 23 Tutoren des Ultraschall-Kurses der Universität Gießen teil. Vor dem Ausfüllen des Fragebogens wurde ihnen das Flussmodell demonstriert und ausreichend Zeit eingeräumt, das Modell ausgiebig zu testen. 22 studentische und ein ärztlicher Ultraschalltutor nahmen teil, deren sonografisch-didaktische Karriere unterschiedlich lang war. Insgesamt wird das Flussmodell sehr positiv bewertet. Sowohl beim Verstehen der Grundlagen der Dopplersonografie als auch beim Üben dieser sind die befragten Ultraschalltutoren der Meinung, dass das Flussmodell eine wesentliche Hilfe ist. Nur eine Person bewertete das Modell mit einem Punkt bei Frage 1 („Das Modell hilft mir beim Verstehen von Dopplerverfahren“). Sehr eindeutig kann festgestellt werden, dass das Modell beim Verstehen von Stenosen eine Unterstützung

darstellt. Keiner der Befragten behauptete von sich, Stenosen problemlos auch ohne Modell beurteilen zu können. Durch das Training am Flussmodell konnten 20 von 23 Teilnehmern ihre Fähigkeiten, Stenosen zu beurteilen, ausbauen. Nur drei Personen gaben bei Frage 6 („Durch das Üben am Modell wurden meine Fähigkeiten, Stenosen zu beurteilen, in folgendem Maße verbessert“) 2 oder 1 Punkt an. Die überwiegende Mehrheit findet die Bedienung und Steuerung leicht, die Flussprofile, Flussgeschwindigkeiten und das BMF sind realistisch. Flussprofile sind in ausreichendem Maß vorhanden und die Pumpe ist nicht zu laut. Die Bedienung des Flussmodells fällt keiner der Personen schwer. Die Mehrheit ist der Meinung, dass das vorgestellte Flussmodell gut in einen studentischen Kurs integrierbar ist. Uneinig ist das Kollektiv bei der Frage, ob das Modell einfach gehalten ist und ob es leicht nachzubauen ist. Es fanden sich Hinweise dafür, dass die elektronischen Komponenten mit Programmieraufwand für nicht technikaffine Personen eine Barriere darstellen können (Frage 17 „Das Modell ist einfach nachzubauen“). Eindeutig wiederum wird die Frage beantwortet, ob andere Studenten durch das Modell Stenosen besser verstehen könnten. Die Befragten sind in der überwiegenden Mehrheit der Meinung, dass andere Studierende Dopplertechniken mit Hilfe des Modells besser erlernen können als ohne und dass durch das Modell ein tieferes Verständnis für Stenosen geschaffen werden kann. Ähnlich positiv ist die Frage 21 („Ich glaube, andere Studierende können mit Hilfe des Modells ihre eigenen Fehler beim Nutzen von Doppler-Techniken selbst feststellen “) beantwortet worden. Hier ist sich die Mehrheit mit 3, 4 oder 5 Punkten einig, dass Studierende mit Hilfe des Modells ihre eigenen Fehler beim Nutzen von Dopplertechniken selbst feststellen können. Zusammenfassend lässt die Evaluation darauf schließen, dass das Flussmodell sinnvoll in einen studentischen Kurs integriert werden kann und den Wert des Kurses hebt. Die Tutoren profitierten selbst vom Modell, besonders in der Stenosensonografie. Unterschiedlich wird die Frage beantwortet, wie einfach es die Tutoren einschätzen, das Modell nachbauen zu können. Es ist nachvollziehbar, dass technisch nicht versierte Personen Probleme beim Nachbau haben können. Durch die im Anhang angefügte Aufbauanleitung sollte jedoch der Großteil der problembereitenden Schritte beschrieben sein und Lösungsansätze für Probleme gegeben werden. In den Freitextkommentaren, welche auch im Anhang ab Seite 77 eingesehen werden kön-

nen, wird das Phantom mehrfach positiv bewertet. Kommentare wie „gelingt jedem“ oder „einfacher Aufbau - gutes Verständnis“ lassen darauf schließen, dass das Modell als ein in der Lehre nützliches Medium eingesetzt werden kann. Geräteeinstellungen der Dopplersonografie können trainiert werden, ohne dass ein Proband einer eventuell unangenehmen Situation ausgesetzt ist. Die meisten kritischen Kommentare beziehen sich auf das Vorhandensein eines einzelnen Gefäßes. So wird öfter gefordert, mehrere oder nicht geradlinige Gefäße mit in das Modell aufzunehmen. Mehrere Teilnehmer wünschen sich multiple, aufeinanderfolgende Stenosen innerhalb eines Gefäßes. Programmiertechnische Details wie das Einblenden der Herzfrequenz oder das präzisere Benennen der Flussprofile sind ohne weitere Probleme möglich und können in zukünftigen Entwicklungen mit bedacht werden. Der Transport des Systems ist durch die drei, teils sperrigen Module schwierig. Eine komplette Integration in einen passenden Koffer kann in zukünftigen Weiterentwicklungen mit aufgenommen werden. Insgesamt erscheint das Flussmodell geeignet, angehende Mediziner früh an die sonografische Untersuchung von Gefäßstenosen heranzuführen. Kompetenzen von niedergelassenen Ärzten und Krankenhausärzten in der Gefäßsonografie sind perspektivisch von wachsender Bedeutung (vgl. Kapitel 1.1).

5 Zusammenfassung und Ausblick

Ultraschallverfahren werden als nebenwirkungsarme und gut verfügbare Diagnostik immer wichtiger. Speziell die Dopplerverfahren erfordern eine gewisse Übung was Schallkopfführung, Einstellungen am Gerät und Beurteilung der gewonnenen Bilder angeht. Bisher ist die Dopplersonografie, trotz der hohen klinischen Relevanz, nicht Inhalt curriculärer Lehre der medizinischen Universitäten Deutschlands. Pathologische Befunde sind im Rahmen der studentischen Ausbildung nur auf Bildern oder Videos zu sehen, eine eigenständige Ultraschalluntersuchung durch die Studierenden ist nicht möglich. Kommerziell erwerbbare Phantome sind sehr teuer und daher in Skills Labs nicht verbreitet.

Ziel dieser Arbeit ist es, ein Flussmodell für das Erlernen und Üben der Stenose- und Dopplersonografie zu entwickeln. Es sollen verschiedene realistische Flussprofile dargestellt werden. Das Modell soll einfach nachzubauen und kostengünstig sein. Ein positiver Lerneffekt soll durch das Flussmodell gegeben sein.

In dieser Arbeit wird gezeigt, dass es möglich ist, für unter 100 EUR Materialkosten ein voll einsatzfähiges Doppler- und Stenosephantom herzustellen. Das Modell ist in der Lage, verschiedene Flussprofile, sowohl arteriell als auch venös, darzustellen. Durch die eingebaute Stenose können Studierende die pathophysiologischen Grundlagen der Gefäßverengung erlernen. Insgesamt liegt der Fokus der Arbeit auf der Realisierbarkeit. Das Flussmodell ist geeignet, angehenden Medizinern zu ermöglichen, sich Grundkompetenzen in der Gefäßsonografie im Skills Lab anzueignen. Mit diesem Phantom als Basis können nun weitere Fragestellungen angegangen werden. Beispielsweise könnten die Stenose-Durchmesser variiert, Winkel der Gefäße genormt und variiert oder Bifurkationen innerhalb des Phantoms eingebaut werden. Als weiterer Schritt wäre denkbar, aus Volumendaten gewonnene, 3D-gedruckte Gefäße, zum Beispiel Carotiden und Caro-

tidenbifurkationen zu verwenden. Anhand dieser könnten sowohl pathologische als auch physiologische Daten genutzt und anschließend sonografische Vergleiche gezogen werden. Weiterhin könnten Dissektionen oder Aneurysmata simuliert werden.

6 Summary

Ultrasound procedures are becoming increasingly important as a diagnostic method with few side effects and good availability. Doppler procedures in particular require a certain amount of practice in terms of transducer guidance, settings on the device and evaluation of the images obtained. Despite its high clinical relevance, Doppler sonography has not yet been included in the curricula of German medical universities. Pathological findings can only be seen on images or videos during student training; independent ultrasound examinations by students are not possible. Commercially available phantoms are very expensive and therefore not common in skills labs.

The goal of this work is to develop a flow model for learning and practicing stenosis and Doppler sonography. Different realistic flows are to be represented. The model should be easy to reproduce and inexpensive. A positive learning effect should be given by the flow model.

In this work it is shown that it is possible to produce a fully operational Doppler and stenosis phantom for less than 100 EUR material costs. The focus was on feasibility. With this phantom as a basis, further questions can now be addressed. For example, stenosis diameters could be varied, angles of vessels could be standardized and varied, or bifurcations could be incorporated.

According to the results on an evaluation, the flow model is suitable to allow trainee physicians to acquire basic skills in vascular sonography in the skills lab.

As a further step, it would be conceivable to use 3D-printed vessels obtained from volume data, for example carotids and carotid bifurcations. Based on these, both pathological and physiological data could be used and sonographic comparisons could subsequently be made. Furthermore, dissections or aneurysms could be simulated.

Literaturverzeichnis

Alshiplil, M., Sayah, M., and Oglat, A. (2020). Compatibility and validation of a recent developed artificial blood through the vascular phantom using doppler ultrasound color- And motion-mode techniques. *Journal of Medical Ultrasound*, 28(4):219–224.

Barnett, S. B., Kossoff, G., and Edwards, M. J. (1994). Is diagnostic ultrasound safe? Current international consensus on the thermal mechanism. *The Medical journal of Australia*, 160(1):33–37.

Bom, K., De Boo, J., and Rijsterborgh, H. (1984). On the Aliasing Problem in Pulsed Doppler Cardiac Studies. *Journal of Clinical Ultrasound*, 12(9):559–567.

Boote, E. J. and Zagzebski, J. A. (1988). Performance tests of Doppler ultrasound equipment with a tissue and blood-mimicking phantom. *Journal of ultrasound in medicine : official journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 7(3):137–147.

Bude, R. O. and Adler, R. S. (1995). An easily made, low-cost, tissue-like ultrasound phantom material. *Journal of Clinical Ultrasound*, 23(4):271–273.

Chong, A., Sun, Z., van de Velde, L., Jansen, S., Versluis, M., Reijnen, M. M. P. J., and Groot Jebbink, E. (2020). A novel roller pump for physiological flow. *Artificial organs*.

Chung, H. W., Chung, M. J., Park, J. H., Chung, J. W., Lee, D. H., and Min, B. G. (1997). A Study of Doppler Waveform Using Pulsatile Flow Model. *J Korean Radiol Soc*, 37(2):225–232.

Claude, E. and Shannon, C. E. (1934). Communication in the presence of noise. *Proc. Inst. Radio Eng*, 371.

Coiado, O. C. and Costa, E. T. (2009). Pulsatile Flow Phantoms for Quality Control of Doppler Ultrasound Imaging. In Dössel, O. and Schlegel, W. C., editors, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany*, pages 875–878. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg.

Criqui, M. H., Fronek, A., Barrett-Connor, E., Klauber, M. R., Gabriel, S., and Goodman, D. (1985). The prevalence of peripheral arterial disease in a defined population. *Circulation*, 71(3):510–515.

Culjat, M. O., Goldenberg, D., Tewari, P., and Singh, R. S. (2010). A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 36(6):861–873.

Deutsche Gesellschaft für Angiologie; Gesellschaft für Gefäßmedizin (2015). S3-Leitlinie zur Diagnostik, Therapie und Nachsorge der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit. AWMF-Leitlinien-Register Nr. 065/003, Entwicklungsstufe 3, 2015.

Douville, Y., Johnston, K. W., Kassam, M., Zuech, P., Cobbold, R. S., and Jares, A. (1983). An in vitro model and its application for the study of carotid doppler spectral broadening. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 9(4):347–356.

DuBose, T. J. and Baker, A. L. (2009). Confusion and Direction in Diagnostic Doppler Sonography. *Journal of Diagnostic Medical Sonography*, 25(3):173–177.

Duijndam, J. (2020). Design and implementation of an in-vitro carotid artery flow circuit with pulsatile flow conditions. url: http://essay.utwente.nl/81003/.

Earle, M., Portu, G. D., and Devos, E. (2016). Agar ultrasound phantoms for low-cost training without refrigeration. In *African Journal of Emergency Medicine*, volume 6, pages 18–23.

Eckstein, H. H., Kühnl, A., and Berkefeld, J. (2012). S3-Leitlinie zur Diagnostik, Therapie und Nachsorge der extracraniellen Carotisstenose. *Gefäßchirurgie*, 17(6):495–596.

Flaherty, M. L., Kissela, B., Khoury, J. C., Alwell, K., Moomaw, C. J., Woo, D., Khatri, P., Ferioli, S., Adeoye, O., Broderick, J. P., and Kleindorfer, D. (2013). Carotid Artery Stenosis as a Cause of Stroke. *Neuroepidemiology*, 40(1):36–41.

Fowkes, F. G. R., Rudan, D., Rudan, I., Aboyans, V., Denenberg, J. O., McDermott, M. M., Norman, P. E., Sampson, U. K. A., Williams, L. J., Mensah, G. A., and Criqui, M. H. (2013). Comparison of global estimates of prevalence and risk factors for peripheral artery disease in 2000 and 2010: a systematic review and analysis. *Lancet (London, England)*, 382(9901):1329–1340.

Gemeinsamer Bundesausschuss (2017). Ultraschallscreening auf Bauchaortenaneurysmen : Richtlinie und Versicherteninformation in Kraft. (20):1–2.

Goldberg, B. B., Gramiak, R., and Freimanis, A. K. (1993). Early history of diagnostic ultrasound: the role of American radiologists. *American Journal of Roentgenology*, 160(1):189–194.

Gussmann, A., Kühn, J., and Weise, U. (2008). Leitlinien zum Bauchaortenaneurysma und Beckenarterienaneurysma. *Deutsche Gesellschaft für Gefäßchirurgie*.

Halpern, E. J., Merton, D. A., and Forsberg, F. (1998). Effect of distal resistance on Doppler US flow patterns. *Radiology*, 206(3):761–766.

Helenon, O., Correas, J.-M., Chabriais, J., Boyer, J.-C., Melki, P., and Moreau, J.-F. (1998). Renal vascular Doppler imaging: clinical benefits of power mode. *Radiographics*, 18(6):1441–1454.

Holdsworth, D. W., Rickey, D. W., Drangova, M., Miller, D. J., and Fenster, A. (1991). Computer-controlled positive displacement pump for physiological flow simulation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 29(6):565–570.

Hoskins, P. R., Anderson, T., and McDicken, W. N. (1989). A computer controlled flow phantom for generation of physiological Doppler waveforms. *Physics in Medicine and Biology*, 34(11):1709–1717.

Huck, K. (2005). *Kursbuch Doppler-und Duplexsonographie: nach den Richtlinien der DEGUM und der KBV; 94 Tabellen.* Georg Thieme Verlag.

Jahromi, A. S., Cinà, C. S., Liu, Y., and Clase, C. M. (2005). Sensitivity and specificity of color duplex ultrasound measurement in the estimation of internal carotid artery stenosis: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Vascular Surgery*, 41(6):962–972.

Jeanty, P. and Jeanty, T. (2014). How to make an ultrasound phantom to teach ultrasound biopsy and guidance. URL: https://www.sonoworld.comfetus/page.aspx?id=3450.

Kolominsky-Rabas, P. L., Weber, M., Gefeller, O., Neundoerfer, B., and Heuschmann, P. U. (2001). Epidemiology of ischemic stroke subtypes according to TOAST criteria: Incidence, recurrence, and long-term survival in ischemic stroke subtypes: A population-based study. *Stroke*, 32(12):2735–2740.

Kühnl, A., Söllner, H., and Eckstein, H.-H. (2015). Epidemiologie und stationäre Versorgung von vaskulären Erkrankungen in Deutschland. *Gefässchirurgie*, 20(3):204–213.

Landwehr, P., Schindler, R., Heinrich, U., Dölken, W., Krahe, T., and Lackner, K. (1991). Quantification of vascular stenosis with color Doppler flow imaging: in vitro investigations. *Radiology*, 178(3):701–704.

Lavandier, B., Cathignol, D., Muchada, R., Xuan, B. B., and Motin, J. (1985). Noninvasive aortic blood flow measurement using an intraesophageal probe. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 11(3):451–460.

Law, Y. F., Cobbold, R. S. C., Johnston, K. W., and Bascom, P. A. J. (1987). Computer-controlled pulsatile pump system for physiological flow simulation. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 25(5):590–595.

Law, Y. F., Johnston, K. W., Routh, H. F., and Cobbold, R. S. C. (1989). On the design and evaluation of a steady flow model for doppler ultrasound studies. *Ultrasound in medicine & biology*, 15(5):505–516.

Lawall, H., Diehm, C., Hoffmann, U., and Reinecke, H. (2015). Periphere arterielle Verschlusskrankheit: Epidemiologie, Komorbidität und Prognose. *DMW - Deutsche Medizinische Wochenschrift*, 140(24):1798–1802.

Lewiss, R. E., Hoffmann, B., Beaulieu, Y., and Phelan, M. B. (2014). Point-of-Care ultrasound education. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 33(1):27–32.

Lo, M. D., Ackley, S. H., and Solari, P. (2012). Homemade ultrasound phantom for teaching identification of superficial soft tissue abscess. *Emergency Medicine Journal*, 29(9):738–741.

Lucas, B. P., Addio, A. D., Block, C., Manning, H. L., Remillard, B., and Leiter, J. C. (2019). Clinical measurements obtained from point - of - care ultrasound images to assess acquisition skills. *The Ultrasound Journal*.

Madsen, E. L., Frank, G. R., and Dong, F. (1998). Liquid or solid ultrasonically tissue-mimicking materials with very low scatter. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24(4):535–542.

Madsen, E. L., Zagzebski, J. A., Banjavie, R. A., and Jutila, R. E. (1978). Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms. *Medical Physics*, 5(5):391–394.

Mancusi, C., Carlino, M. V., and Sforza, A. (2019). Point-of-care ultrasound with pocket-size devices in emergency department. *Echocardiography (Mount Kisco, N.Y.)*.

McDicken, W. N. (1986). A versatile test-object for the calibration of ultrasonic doppler flow instruments. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 12(3):245–249.

McNamara, M. P. and McNamara, M. E. (1989). Preparation of a homemade ultrasound biopsy phantom. *Journal of Clinical Ultrasound*, 17(6):456–458.

Menke, M. (2005). Volumenflussbestimmung durch kontinuierliche Intensitätsmessung der Rückstreuechos in einem Flussphantom. *Ultraschall in der Medizin - European Journal of Ultrasound*, 26(S 1).

Merritt, C. R. (1991). Doppler US: the basics. *RadioGraphics*, 11(1):109–119.

MFT Medizinischer Fakultätentag der Bundesrepublik Deutschland e. V. (2015). Nationaler Kompetenzbasierter Lernzielkatalog Medizin.

Nagueh, S. F., Middleton, K. J., Kopelen, H. A., Zoghbi, W. A., and Quiñones, M. A. (1997). Doppler tissue imaging: A noninvasive technique for evaluation of left ventricular relaxation and estimation of filling pressures. *Journal of the American College of Cardiology*, 30(6):1527–1533.

Naslund, U., Ng, N., Lundgren, A., Fharm, E., Gronlund, C., Johansson, H., Lindahl, B., Lindahl, B., Lindvall, K., Nilsson, S. K., Nordin, M., Nordin, S., Nyman, E., Rocklov, J., Vanoli, D., Weinehall, L., Wennberg, P., Wester, P., and Norberg, M. (2019). Visualization of asymptomatic atherosclerotic disease for optimum cardiovascular prevention (VIPVIZA): a pragmatic, open-label, randomised controlled trial. *Lancet (London, England)*, 393(10167):133–142.

Newman, P. G. and Rozycki, G. S. (1998). The history of ultrasound. *Surgical Clinics of North America*, 78(2):179–195.

Oglat, A. A., Matjafri, M. Z., Suardi, N., Oqlat, M. A., Abdelrahman, M. A., Oqlat, A. A., Farhat, O. F., Alkhateb, B. N., Abdalrheem, R., Ahmad, M. S., and Abujazar, M. Y. (2018). Chemical items used for preparing tissue-mimicking material of wallless flow phantom for doppler ultrasound imaging. *Journal of Medical Ultrasound*, 26(3):123–127.

Olschewski Sebastian (2016). *Entwicklung von Phantomen für die interventionelle Sonographie zum Erlernen von Punktions-, Biopsie- bzw. Drainagetechniken.* PhD thesis, Regensburg.

Ommen, S. R., Nishimura, R., Appleton, C. P., Miller, F. A., Oh, J. K., Redfield, M. M., and Tajik, A. J. (2000). Clinical utility of Doppler echocardiography and tissue Doppler imaging in the estimation of left ventricular filling pressures: a comparative simultaneous Doppler-catheterization study. *Circulation*, 102(15):1788–1794.

Osmer, C. L. (2008). A gelatine-based ultrasound phantom. *Anaesthesia*, 63(1):107.

Pereira, S., Reeves, J., Birch, M., Jones, S. F., Verma, K., Krug, R., Sinha, A., and Kempley, S. (2020). A realistic flow phantom model of the carotid artery in preterm infants for training and research. *Ultrasound*, pages 1–10.

Petersen, J. N. (1984). Digitally controlled system for reproducing blood flow waveforms in vitro. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 22(3):277–280.

Rammer, M., Kramar, R., and Eber, B. (2007). Atherosklerotische Nierenarterienstenose. *DMW - Deutsche Medizinische Wochenschrift*, 132(46):2458–2462.

Ramnarine, K. V., Nassiri, D. K., Hoskins, P. R., and Lubbers, J. (1998). Validation of a new blood-mimicking fluid for use in Doppler flow test objects. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24(3):451–459.

Rethy, A., Sæternes, J. O., Halgunset, J., Mårvik, R., Hofstad, E. F., Sánchez-Margallo, J. A., and Langø, T. (2017). Anthropomorphic liver phantom with flow for multimodal image-guided liver therapy research and training.

Richter-Kuhlmann, E. (2015). Lernzielkatalog Medizin: Mehr als Faktenwissen. *Dtsch Arztebl International*, 112(33-34):A–1366–A–1367.

Rominger, M. B., Muller-Stuler, E.-M., Pinto, M., Becker, A., Martini, K., Frauenfelder, T., and Klingmuller, V. (2016). Easy Pulsatile Phantom for Teaching and Validation of Flow Measurements in Ultrasound. *Technical Development*, 2(2):2–6.

Rubin, J. M., Bude, R. O., Carson, P. L., Bree, R. L., and Adler, R. S. (1994). Power Doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency-based color Doppler US. *Radiology*, 190(3):853–856.

Samavat, H. and Evans, J. (2006). An ideal blood mimicking fluid for doppler ultrasound phantoms. *Journal of Medical Physics*, 31(4):275.

Sboros, V., Moran, C., Anderson, T., Gatzoulis, L., Criton, A., Averkiou, M., Pye, S., and McDicken, W. (2001). An in vitro system for the study of ultrasound contrast agents using a commercial imaging system. *Physics in Medicine and Biology*, 46(12):3301–3321.

Sheehan, F. H. and Zierler, R. E. (2018). Simulation for competency assessment in vascular and cardiac ultrasound. *Vascular Medicine*, page 1358863X1775165.

Sheppard, J. and Duck, F. A. (1982). Ultrasonic tissue-equivalent materials using inorganic gel mixtures. *British Journal of Radiology*, 55(657):667–669.

Sigel, B. (1998). A brief history of Doppler ultrasound in the diagnosis of peripheral vascular disease. *Ultrasound in medicine & biology*, 24(2):169–176.

Sung, C. K., Lee, K. H., and Kim, S. H. (2017). Evaluation of factors influencing arterial Doppler waveforms in an in vitro flow phantom. *Ultrasonography*, 36(January):39–52.

Terkamp, C., Walter, B., Benter, T., Hoffmann, B., Kirchner, G., Dettmer, A., Caselitz, M., Wagner, S., Reindell, H., Simanowski, J., Manns, M., and Gebel, M. (2006). Ultrasound education by simulator training high acceptance by ultrasound trainees of all qualification levels. *Praxis*, 95(20):809–813.

Tsai, W. and Savaş, Ö. (2010). Flow pumping system for physiological waveforms. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 48(2):197–201.

Uddin, S. (2004). *Multimodales Phantommodell für die Evaluierung von Stenosen in kleinen Gefässen*. PhD thesis, Justus-Liebig-Universität, Otto-Behaghel-Str. 8, 35394 Gießen.

Zell, K., Sperl, J. I., Vogel, M. W., Niessner, R., and Haisch, C. (2007). Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 52(20):N475–N484.

Publikationsverzeichnis

Hart TJ, Klingmüller V, Knörr F, Baumgart-Vogt E. Entwicklung eines kostengünstigen Phantoms für die vaskuläre Sonografie zum Erlernen dopplertechnischer Sonografieverfahren [Bericht über Entwicklungsprozess]. In: Jahrestagung der Gesellschaft für Medizinische Ausbildung (GMA). Wien, 19.-22.09.2018. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House; 2018. DocP01.8. DOI: 10.3205/18gma205, URN: urn:nbn:de:0183-18gma2059

Gewinner des Preises „Best Poster“:

Hart TJ, Klingmüller V, Knörr F, Baumgart-Vogt E. Entwicklung eines kostengünstigen Phantoms für die vaskuläre Sonografie zum Erlernen dopplertechnischer Sonografieverfahren. 2. Gießener Science Day: 16.11.2018. Gießen.

Hart TJ, Repp H, Klingmüller V. Entwicklung eines kostengünstigen Phantoms zum Erlernen dopplertechnischer Sonografieverfahren. In: 14. Internationales SkillsLab Symposium 2019. Brandenburg (Havel)/Neuruppin, 29.-30.03.2019. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House; 2019. DocD07. DOI: 10.3205/19isls043, URN: urn:nbn:de:0183-19isls0432

Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Klingmüller für seine ständige Bereitschaft, mir mit seinem großen Wissen und seiner langjährigen Erfahrung zu helfen sowie die liebenswerte Betreuung.

Zudem möchte ich meinen Eltern herzlich danken, die mich in vielen Teilen der Arbeit unterstützten und unzählige Male Korrektur lasen. Auch meinem Bruder Hans-Christian gilt der Dank, der mir bei statistischen Fragestellungen immer zu Seite stand. Des Weiteren möchte ich meinem Zwillingsbruder Fabian für seine stete Aufmunterung und wohlen Worte danken.

Ohne die Hilfe des Sonokurses Gießen hätte diese Arbeit nicht stattfinden können. Stellvertretend möchte ich mich bei Dr. Fabian Knörr und Dr. Marius Rohde für die Bereitstellung der Ultraschallgeräte und die Hilfestellungen bedanken.

Großer Dank gilt auch AOR Dr. Repp und Prof. Dr. Gissel des Dekanats FB11 der JLU Gießen für ihre Unterstützung in allen Facetten, die ich während des gesamten Projektes erhalten habe.

Vielen Dank auch an meine sonografischen Mittutorinnen und -tutoren für das ausführliche Testen des Flussmodells und für die Hilfe an der stetigen Weiterentwicklung. Für die Toleranz, die WG-Küche als Labor verwenden zu dürfen und die aufmunternden Worte bedanke ich mich herzlich bei meinen Mitbewohnern Tim Böttrich und Florian Gerold.

Abschließend möchte ich mich bei allen, bisher nicht genannten Personen und Freunden bedanken, die zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben.

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel „Entwicklung eines kostengünstigen Phantoms für das Erlernen der Dopplersonografie“ in der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie unter Leitung von Prof. Dr. A. H. Mahnken mit Unterstützung durch Prof. Dr. V. Klingmüller ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Ich versichere, dass ich sämtliche wörtlichen oder sinngemäßen Übernahmen und Zitate kenntlich gemacht habe.

Mit dem Einsatz von Software zur Erkennung von Plagiaten bin ich einverstanden.

Vorliegende Arbeit wurde in den im Publikationsverzeichnis gelisteten Publikationsorganen veröffentlicht.

.....

Ort, Datum, Unterschrift Doktorand

Die Hinweise zur Erkennung von Plagiaten habe ich zur Kenntnis genommen.

.....

Ort, Datum, Unterschrift Referent

Anhänge

A) Fragebogen

B) Ergebnisse der Umfrage

C) Freitexte der Umfrage

D) Kosten des Phantoms

E) Bauanleitung des Flussmodells

A) Fragebogen

Fragebogen zum Flussphantom

Demografische Daten:

Geschlecht: ☐ männlich ☐ weiblich

Alter:
_____ Jahre

Vorerfahrung Sonografie: _____ Semester

Vorerfahrung Dopplertechniken: ☐ ja ☐ nein

wenn ja, wie lange? _____ Semester

Echo-Tutor? ☐ ja
☐ nein

wenn ja, wie lange? _____ Semester

Die folgenden Fragen beziehen sich auf DEINE Erfahrung mit dem Phantom:

1. **Das Modell hilft mir beim Verstehen von Dopplerverfahren:**

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

2. **Das Modell hilft mir beim Üben von Dopplertechniken:**

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

3. **Mithilfe des Modells erkenne ich meine eigenen Fehler beim Anwenden dopplertechnischer Verfahren:**

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

4. **Das Modell hilft mir beim Verstehen von Stenosen:**

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

5. Die Untersuchung von Stenosen würde mir auch ohne Modell problemlos gelingen:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

6. Durch das Üben am Modell wurden meine Fähigkeiten, Stenosen zu beurteilen, in folgenden Maße verbessert:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

7. Das Modell wirkt auf mich realistisch:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

8. Die Steuerung der Pumpe fällt mir leicht:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

9. Die Blut-imitierende Flüssigkeit wirkt auf mich realistisch:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

10. Die Flussprofile sind realistisch:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

11. Die Flussgeschwindigkeiten sind realistisch:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

12. Es gibt genügend Flussprofile:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

13. Die Pumpe ist zu laut:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

14. Es fällt mir schwer, das Modell zu bedienen:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

15. Das Modell lässt sich gut in einen studentischen Kurs integrieren:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

16. Das Modell ist einfach gehalten (es ist leicht es auf/abzubauen):

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

17. Das Modell ist einfach nachzubauen:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

Die folgenden Fragen beziehen sich auf deine Meinung, in welchem Rahmen es für die Lehre, also für andere, nützlich ist:

18. Ich glaube, andere Studierende können Stenosen mit Hilfe des Modells besser verstehen:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

19. Ich glaube, andere Studierende können Doppler-Techniken mit Hilfe des Modells besser erlernen als ohne:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

20. Ich glaube, andere Studierende können mit Hilfe des Modells ein tieferes Verständnis für Stenosen erhalten, als es ohne möglich wäre:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

21. Ich glaube, andere Studierende können mit Hilfe des Modells ihre eigenen Fehler beim Nutzen von Doppler-Techniken selbst feststellen:

	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
gar nicht	0	1	2	3	4	5	sehr

22. Freitext: Folgendes finde ich gut am Phantom / gefällt mir

23. Freitext: Folgende Dinge könnten verbessert werden

24. Freitext: Weitere Kommentare

B) Ergebnisse der Umfrage

																								Anzahl	Mittelwert
Geschlecht	m	w	w	w	m	w	m	m	w	w	m	m	w	w	m	m	w	m	w	w	w	w	m	23	
Alter	23	24	28	22	25	21	20	22	21	22	23	32	22	22	21	24	19	21	23	31	24	22	23	23	23,26
Fachsemester	9	9	5	8	7	8	5	7	8	9	8	Arzt	8	7	5	7	5	5	8	9	10	5	10	23	7,36
Vorerfahrung Sonografie	5	3	4	2	1	2	2	4	2	5	3	viele	5	2	1	1	1	1	6	2	7	1	4	23	2,91
Vorerfahrung Doppler	4	0	0	0	0	0	0	1	1	2	2	viele	0	1	0	0	0	0	1	0	4	0	3	23	0,86
Echo-Tutor	4	0	0	0	0	0	0	0	0	2	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	4	0	3	23	0,65
Frage 1	3	5	5	3	5	3	5	4	4	5	4	4	5	5	5	4	5	4	1	3	5	4	2	23	4,04
Frage 2	4	5	4	4	5	3	5	5	5	5	3	4	4	3	4	5	4	5	4	4	5	3	4	23	4,22
Frage 3	3	5	4	3	5	4	4	3	5	5	2	2	3	4	3	3	3	4	3	4	5	2	2	23	3,52
Frage 4	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	4	5	5	5	4	5	5	4	5	4	5	4	4	23	4,74
Frage 5	1	3	2	1	1	1	3	2	3	3	2	3	3	3	3	3	1	2	2	0	3			21	2,14
Frage 6	4	3	3	4	4	4	5	5	4	4	2	3	4	4	4	5	4	4	2	1	4			21	3,67
Frage 7	3	5	4	4	5	4	4	5	4	4	2	3	4	5	4	4	4	4	4	4	5			21	4,05
Frage 8	5	5	5	4	5	5	5	5	4	5	4	4	5	4	4	5	5	5	5	3	4			21	4,57
Frage 9	4	5	3	4	5	4	4	5	4	5	3	3	4	4	4	4	3	5	1	3	4			21	3,86
Frage 10	4	4	3	3	5	5	3	5	3	5	2	4	4	4	4	4	4	5	5	4	4			21	4
Frage 11	1	4	3	4	5	4	5	5	3	5	2	4	5	4	4	4	5	5	5	4	4			21	4,05
Frage 12	4	5	5	5	5	5	3	5	5	5	3	4	5	4	4	4	4	4	5	3	5			21	4,38
Frage 13	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	1	0			21	0,19
Frage 14	1	0	0	1	0	1	0	0	1	0	1	0	0	0	2	0	0	0	0	3	0			21	0,48
Frage 15	4	4	4	4	4	4	4	5	3	5	2	3	4	5	4	3	5		5	4	5		5	21	4,1
Frage 16	5	5	4	3	5	5	3	3	3	4	4	2	5	5	4	3	5		4	3	3		5	21	3,95
Frage 17	2	5	5	0	3	3	2	4	2	3	4	1	2	3	4	2	4		1	3	3		0	21	2,67
Frage 18	4	5	5	5	5	4	5	5	4	5	4	4	5	5	4	5	5		5	4	5		5	21	4,67
Frage 19	4	5	5	4	5	4	5	4	4	5	1	2	4	3	4	5	4		2	4	5		3	21	3,9
Frage 20	4	5	5	4	5	4	5	5	4	5	3	5	5	4	4	4	4		5	4	5		4	21	4,43
Frage 21	4	5	4	4	4	4	3	5	4	5	3	2	3	4	3	3	4		3	4	5		3	21	3,76

C) Freitexte

Frage 22: „Folgendes finde ich gut am Phantom / gefällt mir“:

- Einstellmöglichkeiten
- Sinnvoll zum Veranschaulichen von Pathologie
- Einfacher Systemaufbau ermöglicht leichtes Verständnis
- einfacher Aufbau -> gutes Verständnis
- es ist einfacher, das Gefäß einzustellen -> erleichtert für Anfänger die Schallbedingungen
- die physikalischen Hintergründe werden realistisch dargestellt,
- verschiedene Flussprofile
- atemunabhängige Schallbarkeit
- genügend Zeit, Einstellungen zu machen
- gelingt jedem
- einfach und günstig gebaut.
- gut nachzuvollziehen, prima Handhabung,
- klasse Halterung für Schallkopf
- Flussprofile, Steuerung durch Controller
- insb. in studentischen Kursen findet man keine Stenosen und mit diesem Modell bietet man die Möglichkeit, das Flussprofil einer Stenose selbst abzuleiten und so der Person greifbarer zu machen, da man jeden einzelnen Punkt abtasten kann und so die Pathophysiologie besser nachvollziehen kann
- auch die Verdeutlichung von Geräteeinstellungen lässt sich mit diesem Phantom einfacher durchführen, indem man ein konkretes Bild hat
- Anlotung leichter als z.B. am Hals. - Stenose deutlich erkennbar
- schnelle Erfolgserlebnisse (auch bei ungeübten Studenten).
- unterschiedliche Flussprofile, die sehr realistisch aussehen
- unterschiedliche Flussprofile
- einfache Bedienung
- es ist sehr einfach zu bedienen
- realistische Simulation verschiedener Stenosen
- realistische Gelatine
- einfacher Aufbau -> gut verständlich
- relativ klein, also gut handhabbar
- eignet sich super als praktischer Einstieg vor Übung am Kommilitonen -> Erlernen der Bedienung; Sehen der Flussprofile
- Das Einstellen von verschiedenen Programmen.
- Die Halterung für den Schallkopf
- nachvollziehen von Dopplertechniken bei Stenosen und deren Flussprofile.
- man versteht wie man die PRF zB verändern sollte bei Stenose
- die verzinkte Box.
- die Programme der Pumpe

Frage 23: „Folgende Dinge könnten verbessert werden“:

- man könnte mehrere Gefäße einschleusen
- Evtl. HF einblenden
- weitere Stenosen einbauen (parallele Kreisläufe, die man an das Gefäßsystem an/umstecken kann).
- Stenosen hintereinander bauen.
- Schwierigkeitsgrade durch Gefäßsysteme die geschlängelt/schräg eingebaut sind etc.
- Aufbau vereinfachen bzw. zusammenfassen
- in dieser Form eher schwierig zu transportieren
- Gelatine „blickdicht“ machen -> Stenose müsste gesucht werden
- Flussprofile noch genauer definieren
- alles in einer Box -> besserer Transport, schnellerer Aufbau.
- Aufbau vereinfachen. -Skript dazu -> pro Modell eine Erklärung mit Schema des Fluss
- mehrere Gefäße, Stenose müsste man quasi erst suchen, vlt. Auch mehrere.
- evtl. auch Äste / Abgänge etc.
- größere Schallfläche

Frage 24: „Weitere Kommentare“:

- ich fände es perfekt zum Einstieg, bevor man an den Patienten geht
- Problem bei realitätsnaher Darstellung / Atemkommando; wie koppel ich an?
- Mega coole Idee!
- EKG parallel
- Meiner Meinung nach ist eine Schwierigkeit beim Dopplersono, den Winkel richtig einzustellen und zu halten. Da beim Phantom schon der Winkel berücksichtigt wird, kann man diese Fähigkeit nicht lernen
- ich denke, dass man das Phantom gut in einem Kurs integrieren kann
- mir gefällt das
- Gute Arbeit!

D) Kosten des Flussmodells

Tabelle 4: Kosten der Materialien des Flussmodells (Stand 30. 07. 2018)

Material	**Bezugsort**	**Preis**	**Link**[1]
Kunststoffbehälter 4 Stück	Edeka	2,99 €	
2x RUF Gelatine weiß gemahlen 27,6 g	Edeka	1,30 €	
Lebensmittelfarbe Pulver rot	Amazon	5,95 €	Link
Glycerin 1 Liter	eBay	7,90 €	Link
Rückschlagventil Reco 8 mm	eBay	7,99 €	Link
1 m PVC-Schlauch 6 mm Innendurchmesser	OBI	0,99 €	
1 m PVC-Schlauch 8 mm Innendurchmesser	OBI	1,29 €	
1 m Schrumpfschlauch 6 mm	OBI	3,20 €	
Schlauchadapter 6 mm	OBI	3,98 €	
Motortreiber L298N	eBay	4,50 €	Link
Kreiselpumpe 24 V 1000 L / min	Amazon	4,99 €	Link
Mikrokontroller Arduino Nano	eBay	4,59 €	Link
16x2 Display I2C	eBay	4,89 €	Link
Schwammtuch	Edeka	0,75 €	
Talkum (Penaten® Babypuder)	dm	1,35 €	
Netzteil 24 V 3 A	eBay	14,99 €	Link
Verschiedenes (Kabel, Lötzinn, Drehschalter, Widerstände, Holz, Kabelbinder etc.)	divers	15,00 €	
Summe		**86,65 €**	

[1] Links sind nur in der elektronischen Version verfügbar

E) Bauanleitung des Flussmodells

Bauanleitung für ein Doppler-Flussphantom mit programmierbarem, pulsatilem Fluss

Autor:

Tilmann J. Hart, Gottlieb-Gnanntstr. 18, 88422 Bad Buchau

tilmann.hart@googlemail.com

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis **a.2**

Abbildungsverzeichnis **a.3**

I. Überblick **a.5**

II. Gefäßphantom **a.6**

I. Benötigte Materialien a.6

II. Benötigte Utensilien und Werkzeuge a.6

III. Herstellung des Gelatinephantoms a.7

III.I. Vorbereitung des Behältnisses a.7

III.II. Gewebeähnliches Material (TMM) a.12

III. Pumpenmodul **a.17**

I. Benötigte Materialien a.17

II. Benötigte Utensilien / Werkzeuge a.17

III. Aufbau des Pumpenmoduls a.17

IV. Kontrollermodul **a.20**

I. Benötigte Materialien a.20

II. Benötigte Utensilien / Werkzeuge a.20

III. Übersicht des Schaltkreises a.21

III.I. Allgemeines zum Arduino a.22

III.II. Aufbau des Drehschalters a.23

III.III. Anschließen des Displays a.27

III.IV. Motortreiber und Buchse für Motor a.28
III.V. Übersicht der elektronischen Schaltung a.30

V. Programmierung des Arduinos **a.31**

VI. Gesamtaufbau **a.36**

I. Benötigte Materialien a.36
II. Benötigte Utensilien / Werkzeuge a.36
III. Aufbau des Flussmodells a.37
IV. Abbau des Flussmodells a.47

Vorwort

Die hier folgende Aufbauanleitung ist Teil der Dissertation „Entwicklung eines kostengünstigen Phantoms für das Erlernen dopplertechnischer Sonografieverfahren“. Dort wird die Entwicklung eines Phantoms besprochen. Diese Anleitung zeigt die Teilschritte zum Herstellen des Flussmodells.
Alle Bilder wurden vom Autor angefertigt.

Abkürzungsverzeichnis

ACC	Arteria carotis communis
ACE	Arteria carotis externa
ACI	Arteria carotis interna
BMF	Blood Mimicking Fluid (dt.: Blut imitierende Flüssigkeit)
GND	Ground (dt.: Masse)
PWM	Pulsweitenmodulation
TMM	Tissue Mimicking Material
V	Volt
XLR	eXternal Live Return (Steckersystem in der Audiotechnik)

Abbildungsverzeichnis

A.1. Komponenten des Flussmodells a.5

A.2. Behältnis mit Bohrung. a.7

A.3. Klebestellen werden eingebracht. a.8

A.4. Behältnis mit eingeklebtem Küchenschwammtuch. a.9

A.5. Behältnis mit eingesetztem Schrumpfschlauch. a.10

A.6. Silikon wird um das Loch herum appliziert. a.10

A.7. Pappestück mit Loch. a.11

A.8. Pappestück wird aufgedrückt. a.11

A.9. Gelatine in Pulverform. a.12

A.10. Glycerin. a.12

A.11. Gequollene Gelatine wird im Glycerin-Wasser-Gemisch aufgelöst. a.13

A.12. Komplett aufgelöste Gelatine vor Hinzufügen von Farbpulver und Babypuder. a.13

A.13. Babypuder. a.14

A.14. Kunstblutpulver auf Teelöffel. a.15

A.15. Gießen der Masse in das vorbereitete Behältnis. a.15

A.16. Schaumbildung durch das Eingießen. a.16

A.17. Schaum durch Papiertuch größtenteils entfernt. a.16

A.18. Detailansicht des Pumpenmoduls. a.18

A.19. Übersicht des Pumpenmoduls. a.19

A.20. Schaltplan des Controllers. a.21

A.21. Ansicht des Kontrollermoduls von hinten. a.22
A.22. Innenansicht des Kontrollers, rechts im Deckel der Drehschalter mit den eingelöteten Widerständen a.24
A.23. Löt- und Verbindungsschema des Drehschalters a.25
A.24. Anlöten der Widerstände. a.25
A.25. Darstellung des mit Widerständen und Anschlusskabeln versehenen Drehschalters. a.26
A.26. Drehschalter mit Drehbegrenzer auf 8 Schalterstellungen. a.26
A.27. Display von hinten mit Anschlüssen. GND weiß, VCC grau, SDA lila, SCL blau. a.27
A.28. Anschlüsse am Arduino nano. a.28
A.29. Abbildung des Motortreibers. a.29
A.30. Übersicht der elektronischen Schaltung. Sowohl 24V Buchse als auch XLR-Buchse für den Motorausgang sind angelötet. a.30

A.31. Detailansicht Pumpenmodul a.37
A.32. Gefäßphantom mit zuführendem Schrumpfschlauch. Dieser wird mit einem Nadelhalter aufgeweitet. a.38
A.33. Aufweiten des Schrumpfschlauchs, Detailansicht. a.39
A.34. Rückschlagventil mit Schlauchstück und Schlauchadapter. a.39
A.35. Anschrumpfen des Schlauchadapters. a.40
A.36. Gefäßphantom mit Rückschlagventil. a.41
A.37. Rückführender Schlauch im Reservoir. a.41
A.38. Vollständig aufgebautes Flussmodell. a.42
A.39. Befüllen des Reservoirs mit abgekochtem Wasser. a.43
A.40. Herstellen der Wasser-Talkum-Suspension. a.44
A.41. Titrieren der Wasser-Talkum-Suspension in das Reservoir. a.45
A.42. Schallkopf mit Halterung. a.46
A.43. Gesamtübersicht über das Flussmodell. a.46

I. Überblick

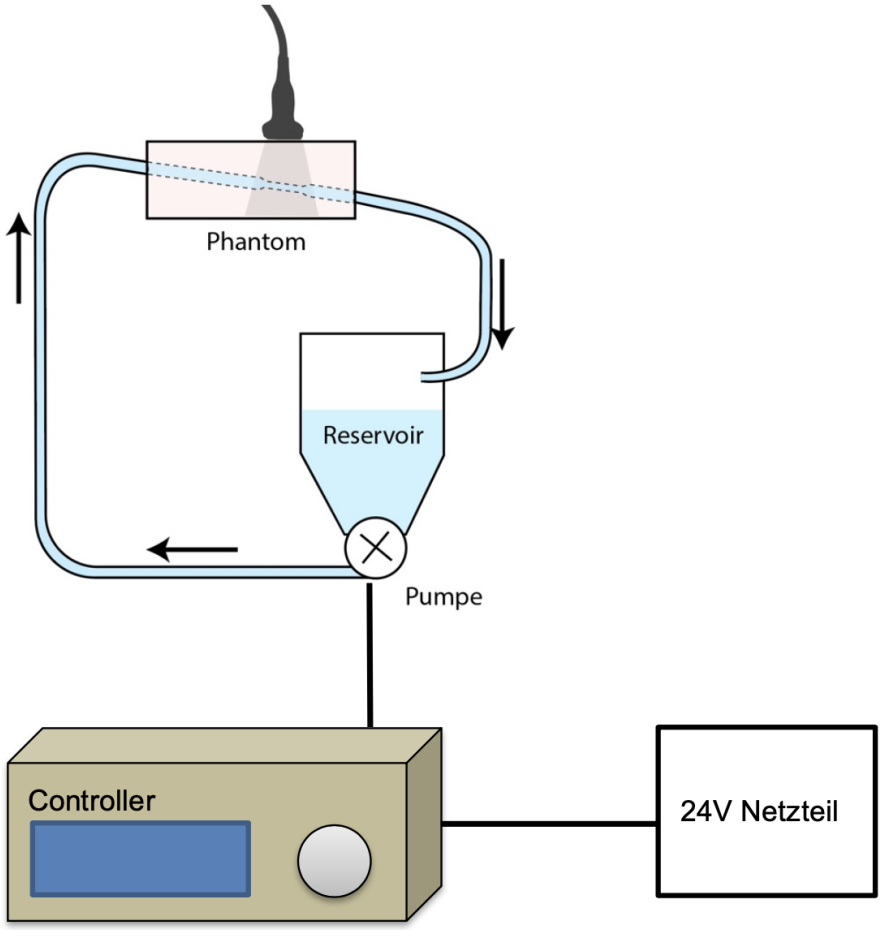


Abbildung A.1.: Komponenten des Flussmodells

II. Gefäßphantom

I. Benötigte Materialien

- 1 Liter fassendes Behältnis
- 700ml Wasser
- 300ml Glycerin
- 35cm Schrumpfschlauch 6mm, Schrumpfverhältnis 1:2
- Küchenschwammtuch Ausschnitt etwa 5x15cm (Größe des Bodens des Behältnisses)
- 2x Pappestück (2x2cm) mit 6mm Loch zentral
- 25g Babypuder (z.B. von PENATEN)
- evtl. Kunstblutpulver oder Lebensmittelfarbe
- Chlortabletten oder Salz
- 70g Gelatine 260-280 Bloom (bei niedrigerer Bloomzahl ggfs. mehr Gelatine)

II. Benötigte Utensilien und Werkzeuge

- Kochplatte
- Kühlschrank
- Papiertücher
- Thermometer
- 6mm Holzbohrer
- Fugensilikon
- Klebstoff
- Feuerzeug
- Rührbesen
- Metallstab 40cm, 2mm Durchmesser

- Teesieb

III. Herstellung des Gelatinephantoms

III.I. Vorbereitung des Behältnisses

An den Längsseiten des Behältnisses werden die Durchführungslöcher für den Schrumpfschlauch gebohrt. Es empfiehlt sich, vorher an einem anderen Gegenstand, bspw. Holz, eine Probebohrung durchzuführen und zu schauen, ob der Schrumpfschlauch hindurch passt. Ggf. kann auch an der Plastikdose nochmal nachgebohrt werden. Die Bohrlöcher werden mit dem 6mm Holzbohrer so gesetzt, dass der Schrumpfschlauch schräg von oben nach unten verläuft. Dies hilft später zur besseren Anlotung der Stenose.

Abbildung A.2.: Behältnis mit Bohrung.

Abbildung A.3.: Klebestellen werden eingebracht.

Aus einem Küchenschwammtuch wird ein Stück mit den Abmaßen des Bodens ausgeschnitten. Durch das Anbringen des Küchenschwammtuchs mit seiner unebenen Oberfläche werden später im Phantom starke Spiegelungen vermieden. Mit einigen Klebepunkten wird das Stoffstück in den Boden geklebt.

Abbildung A.4.: Behältnis mit eingeklebtem Küchenschwammtuch.

Der Schrumpfschlauch wird gekürzt, sodass er auf beiden Seiten des Phantoms 5 - 7 cm übersteht. An diesen Stellen wird später der Schlauchadapter angeschlossen. Auf etwa 1/3 der Strecke des Schrumpfschlauches wird eine Stenose gesetzt: Durch Hitzeapplikation mit einem Feuerzeug und gleichmäßiger rotierender Bewegung schrumpft der Schlauch. Dieser Schlauch mit der jetzt darin befindlichen Stenose wird durch die gebohrten Löcher geschoben, sodass sich die Stenose etwa 5 cm vor der „tiefen“ Bohrung befindet. Es empfiehlt sich, einen Metallstab in den Schrumpfschlauch einzuführen. Während des Schrumpfvorganges wird so das Abknicken des Schlauches vermieden.

Die Durchtrittsstellen des Schrumpfschlauchs werden mit Fugensilikon abgedichtet, sodass das später eingefüllte, flüssige Material nicht herausfließt. Über den Schrumpfschlauch wird das vorgebohrte Pappstück geschoben. Es dichtet das Loch nach außen hin ab.

Abbildung A.5.: Behältnis mit eingesetztem Schrumpfschlauch.

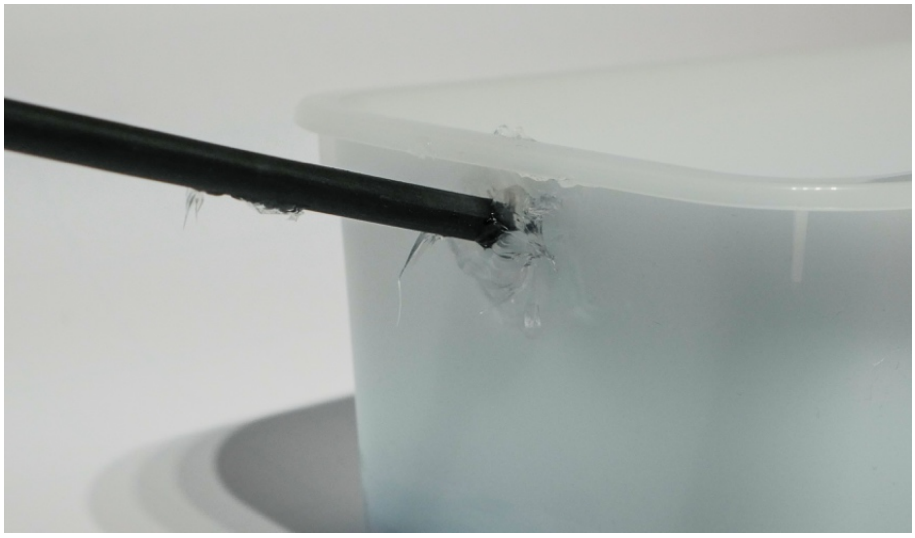


Abbildung A.6.: Silikon wird um das Loch herum appliziert.

Das Silikon braucht einige Minuten, um zumindest an der Oberfläche zu trocknen. Während dieser Zeit kann die Gelatinemasse zubereitet werden:

Abbildung A.7.: Pappestück mit Loch.

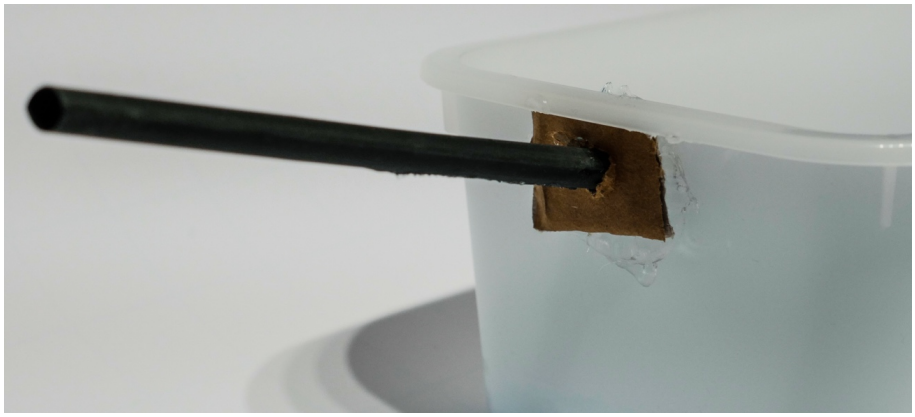


Abbildung A.8.: Pappestück wird aufgedrückt.

III.II. Gewebeähnliches Material (TMM)

Das Gelatine-Pulver wird in 300 ml kalten Wasser in einer kleinen Schüssel zum Quellen gebracht. Nach 10 min ist die Gelatine gequollen. In einem Topf werden das restliche Wasser und das Glycerin vermischt und auf niedrigster Stufe auf etwa 40°C erwärmt. CAVE: Die Gelatine darf nie kochen. Dies zerstört die Molekülstruktur und die Masse wird nicht gelieren.

Die gequollene Gelatine wird in die Wasser-Glycerin-Mischung gegeben und unter langsamem Rühren aufgelöst. Die Volumina können den Behältnissen entsprechend angepasst werden.

Abbildung A.9.: Gelatine in Pulverform.

Abbildung A.10.: Glycerin.

Abbildung A.11.: Gequollene Gelatine wird im Glycerin-Wasser-Gemisch aufgelöst.

Abbildung A.12.: Komplett aufgelöste Gelatine vor Hinzufügen von Farbpulver und Babypuder.

Sobald die Gelatine komplett gelöst ist, wird Babypuder und das Kunstblutpulver hinzugefügt (siehe Abbildung A.14). Die Masse sollte sich jetzt trüb-rot verfärben (siehe Abbildung A.15).

Der entstandene Schaum an der Oberfläche kann mithilfe eines Teesiebs abgeschöpft werden. Alternativ kann der Schaum mit einem Stück Küchenrolle von der Oberfläche „gestrichen“ werden (siehe Abbildung A.17). Achtung, die Masse klebt sehr. Durch längeres, sehr vorsichtiges Rühren geht der Schaum auch von selbst weg. Die Temperatur

Abbildung A.13.: Babypuder.

sollte 40-50°C nicht übersteigen. Damit der Schrumpfschlauch durch die Wärme oder den mechanischen Einfluss nicht knickt, kann ein Metallstab eingeführt werden (bspw. von einem alten Kleiderbügel).

Nun wird die Masse langsam und mit so wenig Schaumbildung wie möglich in die vorbereitete Form gegossen (siehe Abbildung A.15).

Direkt nach dem Eingießen ist noch etwas Schaumbildung zu beobachten. Der Schaum kann mit einem Papiertuch abgewischt werden.

Das Phantom wird über Nacht kalt gestellt.

Abbildung A.14.: Kunstblutpulver auf Teelöffel.

Abbildung A.15.: Gießen der Masse in das vorbereitete Behältnis.

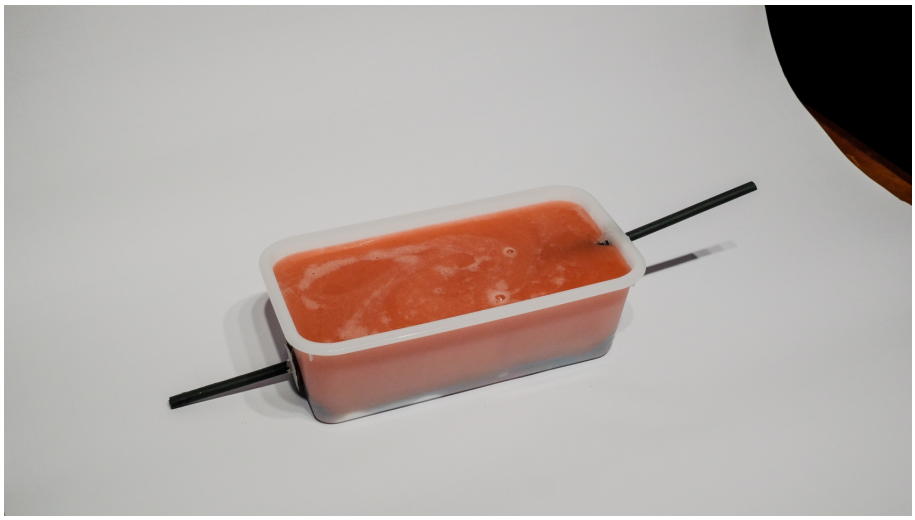


Abbildung A.16.: Schaumbildung durch das Eingießen.

Abbildung A.17.: Schaum durch Papiertuch größtenteils entfernt.

III. Pumpenmodul

I. Benötigte Materialien

- Pumpe mit Schlauchadaptern
- leere Wasserflasche
- XLR-Stecker oder Hohlstecker
- Holzplatte 20 x 30cm
- Winkel
- Kabelbinder

II. Benötigte Utensilien / Werkzeuge

- Lötkolben / Lötzinn
- Heißkleber
- Schere
- evtl. Bohrer

III. Aufbau des Pumpenmoduls

Auf die Holzplatte wird der Winkel geschraubt oder geklebt. An das vertikale Stück des Winkels kann eine weitere kleinere Platte montiert werden, an welcher die Pumpe befestigt wird. Dies kann bspw. mit Kabelbindern geschehen. Die Pumpe sollte so montiert werden, dass der Einlass nach oben zeigt. Der große, der Pumpe beiliegende Schlauchadapter wird aufgeschraubt. Eine Flasche (z.B. Sprudelflasche aus Polyethylenterephthalat (PET)) mit konischem Hals wird von ihrem Boden befreit. Mit dem Flaschenhals nach

unten wird sie mit Heißkleber auf den Schlauchadapter der Pumpe geklebt. Dies stellt eine feste, wasserdichte Verbindung her. Etwa 3 cm unter dem oberen Rand wird mit einem Bohrer oder einer Schere ein Loch in der Flasche erzeugt. Durch dieses Loch wird der rückführende 8 mm Schlauch gesteckt. Der Kreislauf ist damit geschlossen. Der XLR-Stecker oder Hohlstecker wird an das Kabel der Pumpe gelötet.

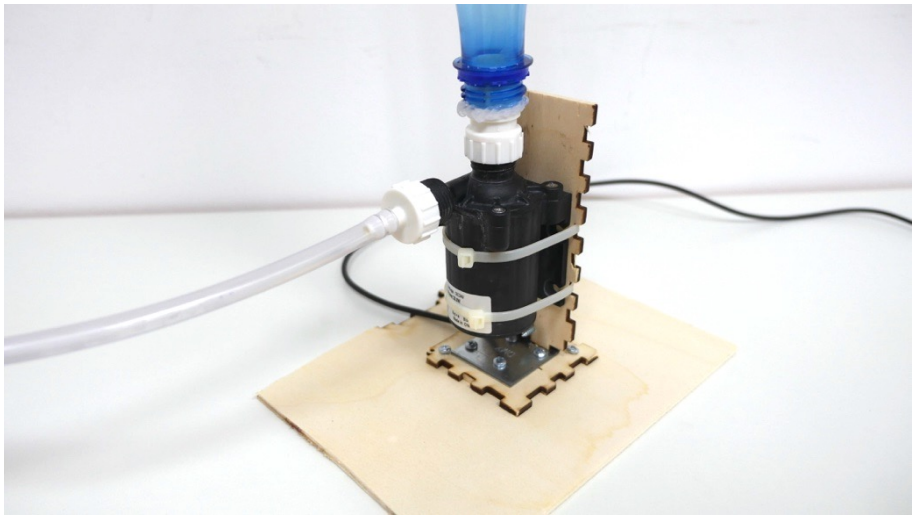


Abbildung A.18.: Detailansicht des Pumpenmoduls. An den Ausgang der Pumpe ist ein Schlauchadapter mit 6 mm Schlauch angeschlossen.

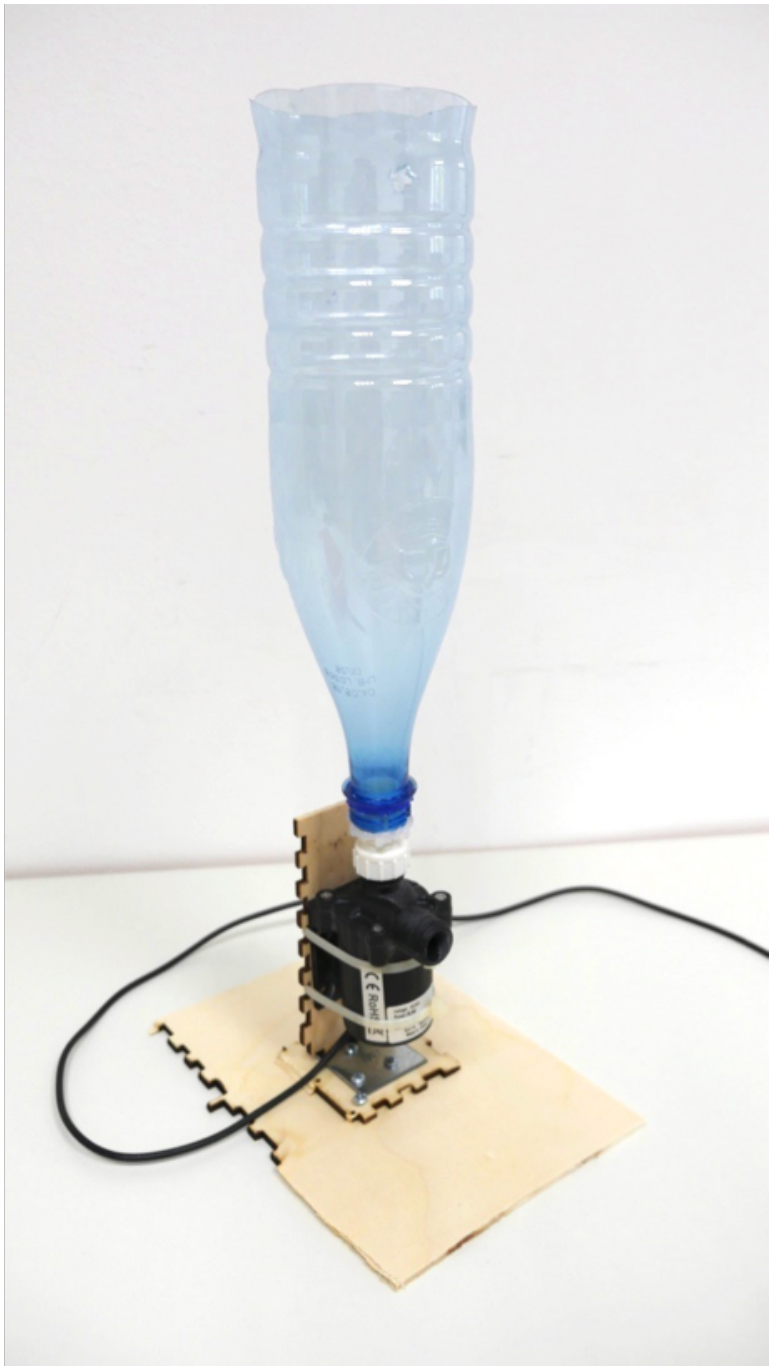


Abbildung A.19.: Übersicht des Pumpenmoduls.

IV. Kontrollermodul

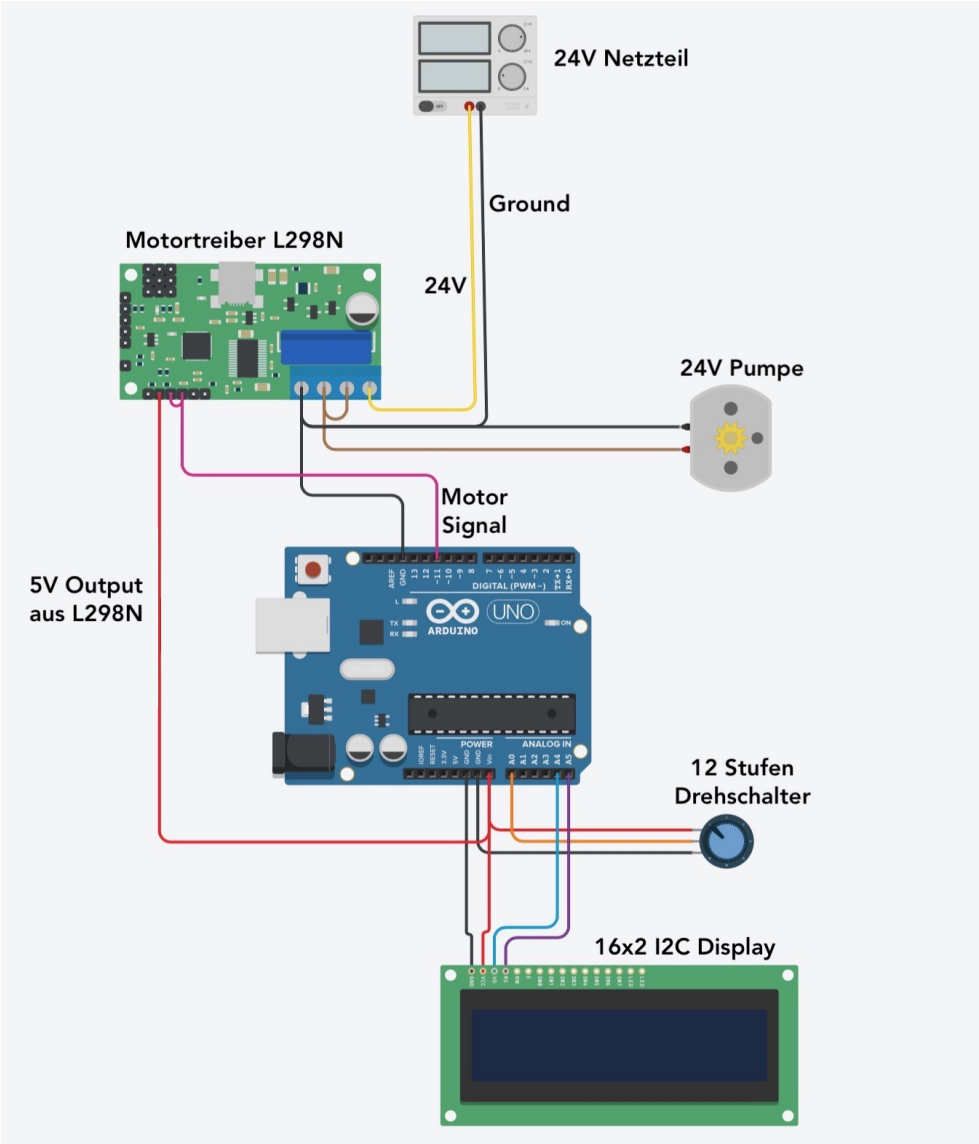
I. Benötigte Materialien

- 1 Arduino Nano
- 16x2 I2C Display
- Stufenschalter mit 12 Stufen
- 12x 1 kOhm Widerstand
- Netzteil Buchse 5,5 x 2,1mm
- XLR Buchse
- XLR Stecker
- Motortreiber L298N
- Kabel / Litze
- Gehäuse (Pappbox, Holz,...)

II. Benötigte Utensilien / Werkzeuge

- Lötkolben Set
- Pinzette
- Messer
- Abisolierzange
- Multimeter

III. Übersicht des Schaltkreises



Farbe		Bedeutung
schwarz		Masse (Ground)
rot		+ 5 V Spannung
gelb		+ 24 V Spannung
braun		+ 24 V Motorkabel
orange		Analoger Input Drehschalter
magenta		Datensignal (PWM) für Motortreiber L298N
lila		Datensignal für I2C Display
türkis		Datensignal für I2C Display

Abbildung A.20.: Schaltplan des Controllers.

Abbildung A.21.: Ansicht des Kontrollermoduls von hinten.

III.I. Allgemeines zum Arduino

Der Arduino ist eine Soft- und Hardware-Plattform. Auf Hardwareseite gibt es eine Reihe von Arduinos, die sich in ihrer physischen Größe, den Anschlüssen und weiteren Merkmalen unterscheiden. Der hier gewählte Arduino nano besitzt sechs analoge Eingänge (A0 bis A5), die, je nach Programmierung, ebenso als Ausgänge dienen können. Die Werte der analogen Ein- / Ausgänge betragen jeweile 0 bis 1023. Desweiteren besitzt der Arduino nano vierzehn digitale Ein- / Ausgänge D0 bis D13. Digitale Ein- / Ausgänge können entweder an (1) oder aus (0) sein. Die Ein- / Ausgänge 3, 5, 6, 9, 10 und 11 können per Pulsweitenmodulation (PWM) angesteuert werden. Dies erlaubt eine Steuerung der Pumpe auf Geschwindigkeitsstufen, die zwischen an (1) und aus (0) liegen. Das Signal wird dabei hundertfach pro Sekunde zwischen an und aus geschaltet, wodurch sich ein Mittelwert ergibt. Durch die Verwendung von PWM-Signalen ergibt sich ein Vorteil: Ein digitaler Verstärker, wie hier der Motortreiber L298N, muss das Signal nicht auf verschiedene Spannungsstufen herunterbrechen; der digitale Verstärker lässt in kurzen Zeitintervallen die Spannung vom 24 V durch bzw. nicht durch. Der

Motor erhält also nur einen Teil der Zeit seine Betriebsspannung, was in niedrigeren Drehzahlen resultiert.
Das Verhältnis der Zeiten von an und aus bestimmt dabei, wie schnell die Pumpe läuft. Diese Werte können zwischen 0 (aus) und 1023 (an) gewählt werden. Ein Wert von 102 bedeutet also, dass 10 % der Zeit das Signal 1 ausgegeben wird, 90 % der Zeit das Signal 0. Bei einem Wert von 512 wird zu 50 % der Zeit das Signal 1 und 50 % der Zeit das Signal 0 ausgegeben. Die Betriebsspannung des Arduinos beträgt 5 - 12 V. In unserem Falle wird der Arduino direkt mit der Spannung von 5 V vom Motortreiber aus betrieben.
Die Plattform Arduino ist open source, wodurch sich viele preiswerte Nachbauten etabliert haben. Diese unterscheiden sich hinsichtlich Programmierung und Leistungsfähigkeit nicht vom Original. In dieser Arbeit wurde ein Nano V3.0 ATMega328P von eBay genutzt.
Die Programmierung des Arduinos erfolgt über eine Software, die plattformübergreifend erhältlich ist (www.arduino.cc). Mit der Programmierungssoftware werden auch Beispielprogramme mitgeliefert. Der Arduino nano wird per USB-Mini Kabel angeschlossen. In der Programmierungssoftware wird der entsprechende USB-Port ausgewählt sowie der passende Arduino, hier ein Arduino nano.

III.II. Aufbau des Drehschalters

Der Drehschalter besitzt 12 Drehpositionen. Je nach Schalterstellung verändert sich der Widerstand, der am Arduino an Pin A0 ausgelesen wird. Dieser Wert liegt zwischen 0 und 1023. Der Drehschalter wird komplett nach links bis an den Anschlag gedreht. Nun sollte zwischen Pin 1 und der Mitte ein Kontakt hergestellt sein, was mit einem Multimeter nachgemessen werden kann. Von diesem Pin wird im Uhrzeigersinn immer ein 1 kOhm Widerstand an den nächsten gelötet, siehe Abbildung 22. Pin 1 wird dann mit dem 5V Ausgang des Arduinos verbunden, der letzte Pin mit der Masse (GND). Der mittlere Pin des Drehschalters wird an ein Kabel gelötet, welches am anderen Ende an A0 des Arduinos gelötet wird (siehe Abbildung A.25). Der Drehschalter wird durch

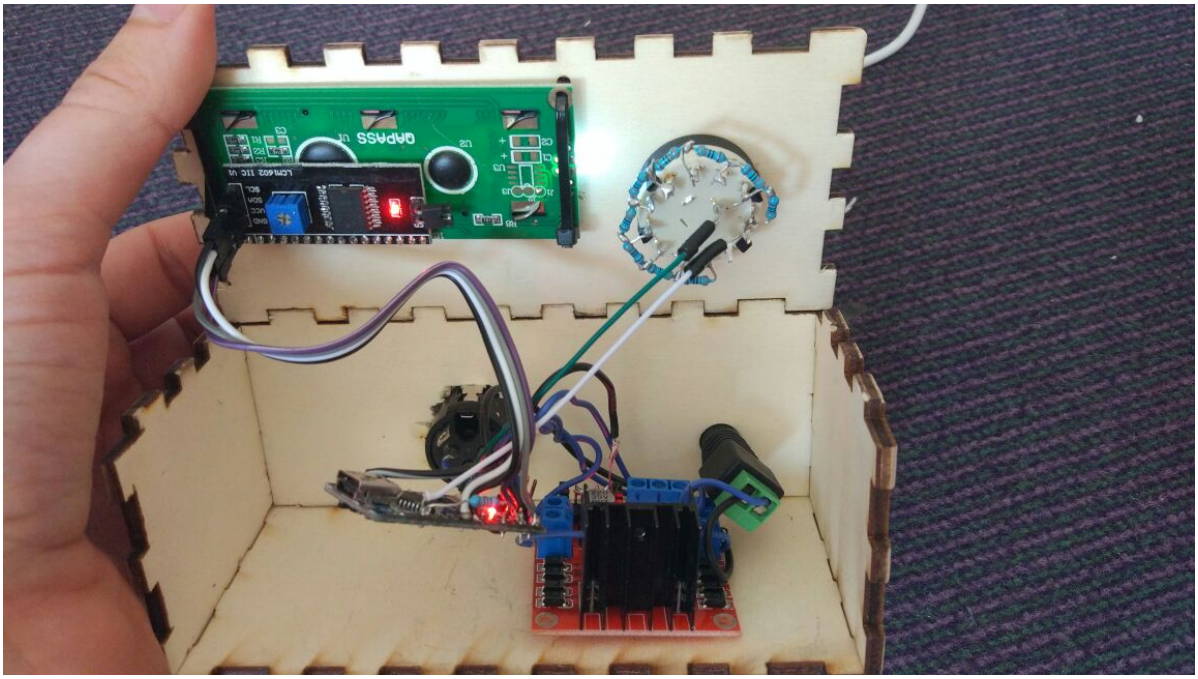


Abbildung A.22.: Innenansicht des Kontrollers, rechts im Deckel der Drehschalter mit den eingelöteten Widerständen. Die Farben der Anschlusskabel entsprechen nicht dem Schaubild in Abbildung A.20.

das Loch im Gehäuse gesteckt und mit einer Kontermutter befestigt. Der Schalter wird ganz nach links gedreht und der Drehknopf auf Programm 1 befestigt.

Die Widerstände haben keine Polung, können also „links“ und „rechts“ herum verwendet werden; die Stromflussrichtung ist egal.
Der Drehschalter kann anstelle der 12 Einstellungen auch auf weniger begrenzt werden. Dazu wird der Ring mit seiner Nase aus seiner Position gehoben und gedreht wieder in das entsprechende Loch gesteckt. Sollen nur 8 Schalterpositionen genutzt werden, so wird die Nase des Rings in das Loch mit dem Aufdruck 8 gesteckt (siehe Abbildung A.26).
Anstelle eines Drehschalters kann auch ein 10 kOhm Potentiometer verwendet werden. Dieses muss nicht, wie beim Drehschalter, mit Widerständen versehen werden, sondern kann direkt an den Arduino gelötet werden. Der Nachteil besteht im Fehlen der Rasterungen, wodurch ein gezieltes Anwählen von Programmen erschwert wird. Durch Markierungen auf dem Holzkasten können Positionen des Potentiometers angezeigt werden.

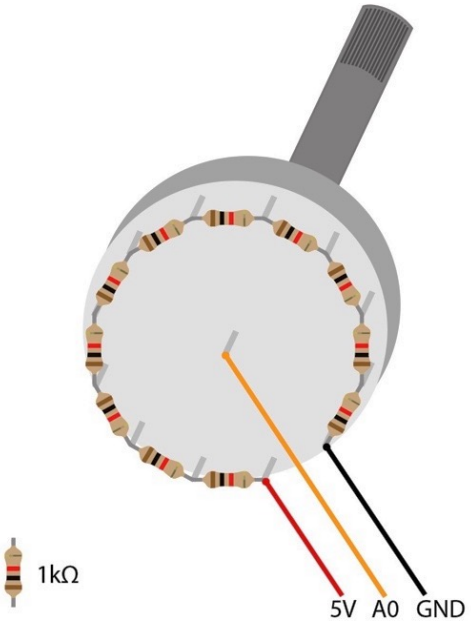


Abbildung A.23.: Löt- und Verbindungsschema des Drehschalters

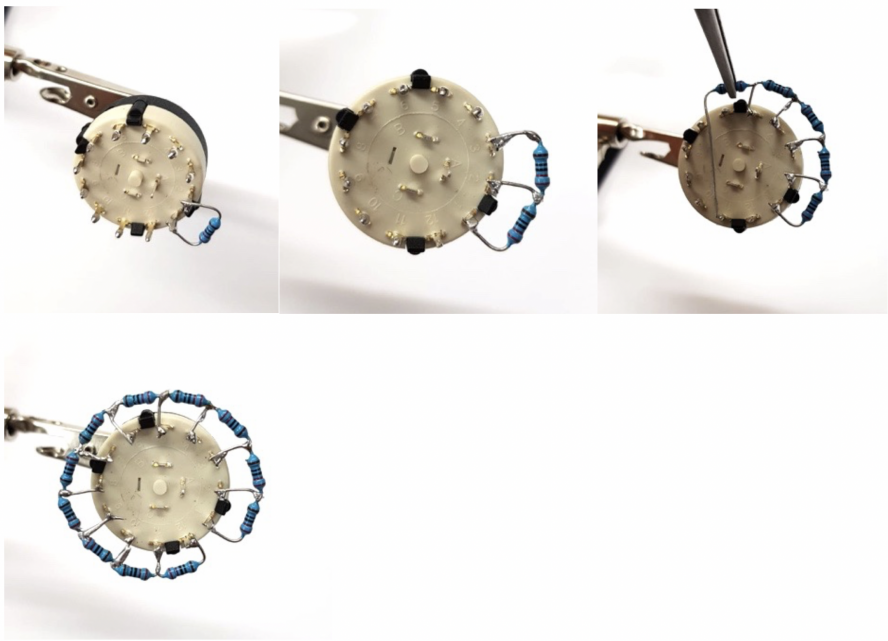


Abbildung A.24.: Anlöten der Widerstände.

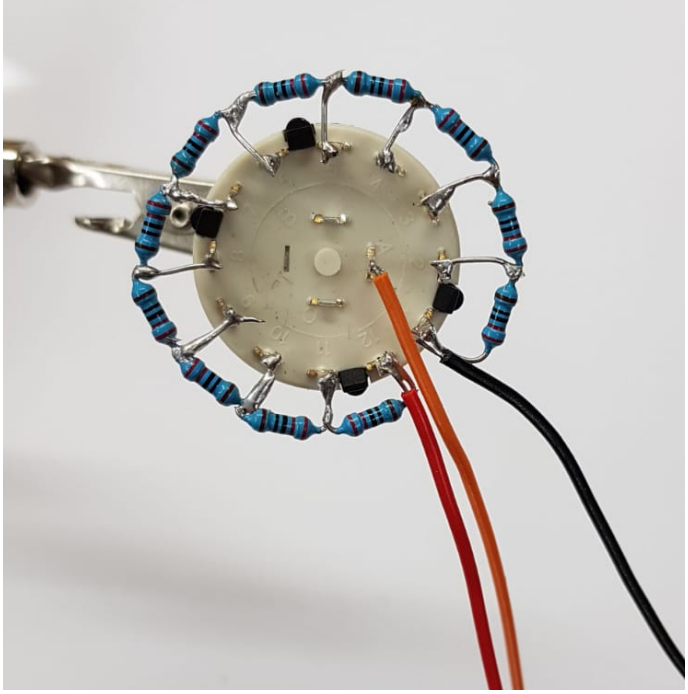


Abbildung A.25.: Darstellung des mit Widerständen und Anschlusskabeln versehenen Drehschalters. Die Farben der Anschlusskabel entsprechen nicht dem Schaubild in Abbildung A.20.

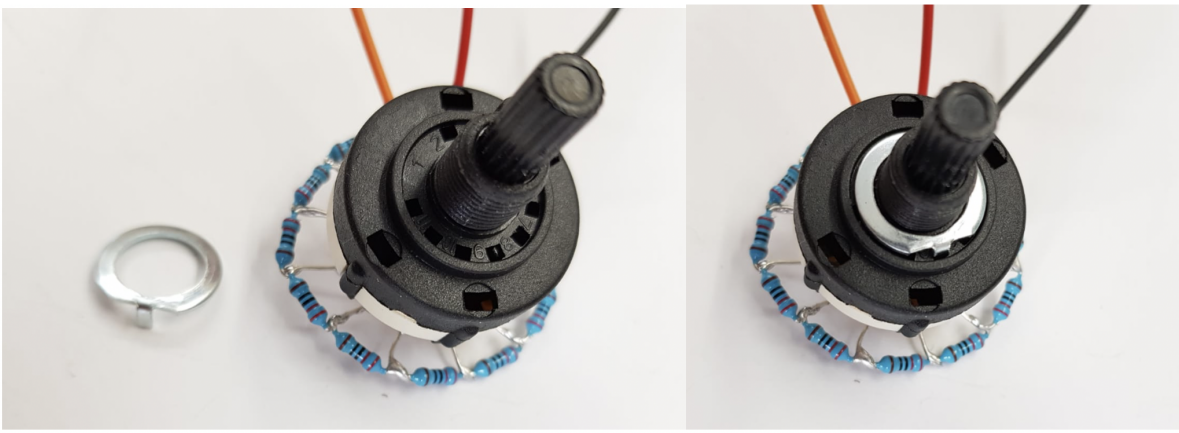


Abbildung A.26.: Drehschalter mit Drehbegrenzer auf 8 Schalterstellungen.

III.III. Anschließen des Displays

Das Display verfügt über einen I2C-Controller. Dieser ermöglicht, sodass das Display an zwei Analogausgängen (A4 + A5) betrieben werden kann. Die Stromversorgung des Displays erfolgt direkt vom 5V-Ausgang des Motorcontrollers. Würde das Display direkt an den 5V-Ausgang des Arduinos angeschlossen werden, könnte dessen Stromversorgung zusammenbrechen oder das Display nicht ausreichend mit Strom versorgt werden, was zu fehlerhafter Darstellung der Zeichen führt.

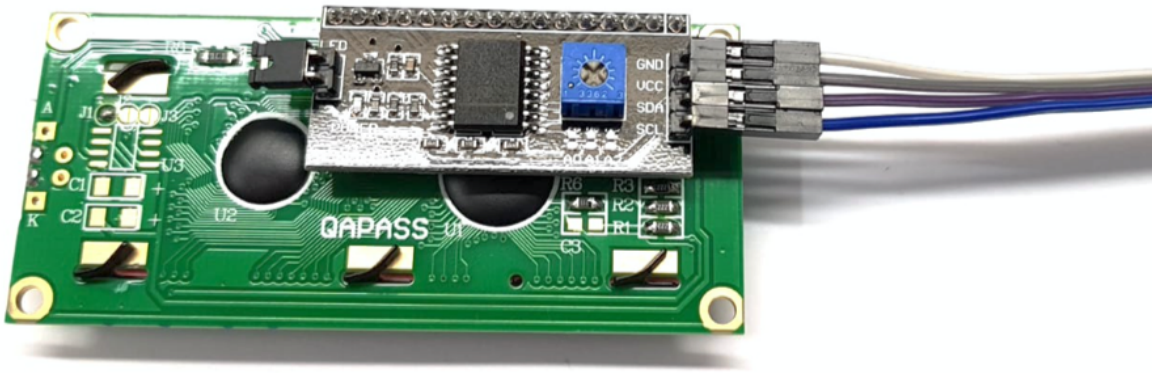


Abbildung A.27.: Display von hinten mit Anschlüssen. GND weiß, VCC grau, SDA lila, SCL blau. Die Farben der Anschlusskabel entsprechen nicht dem Schaubild in Abbildung A.20.

Der GND wird an die allgemeine Masse am Motorcontroller angeschlossen. SCL wird mit A5 des Arduinos, SDA mit A4 des Ardunios verbunden. Zum Betrieb des Displays ist es wichtig, die entsprechenden librarys auf dem Arduino zu installieren. Mehr hierzu im nächsten Kapitel.

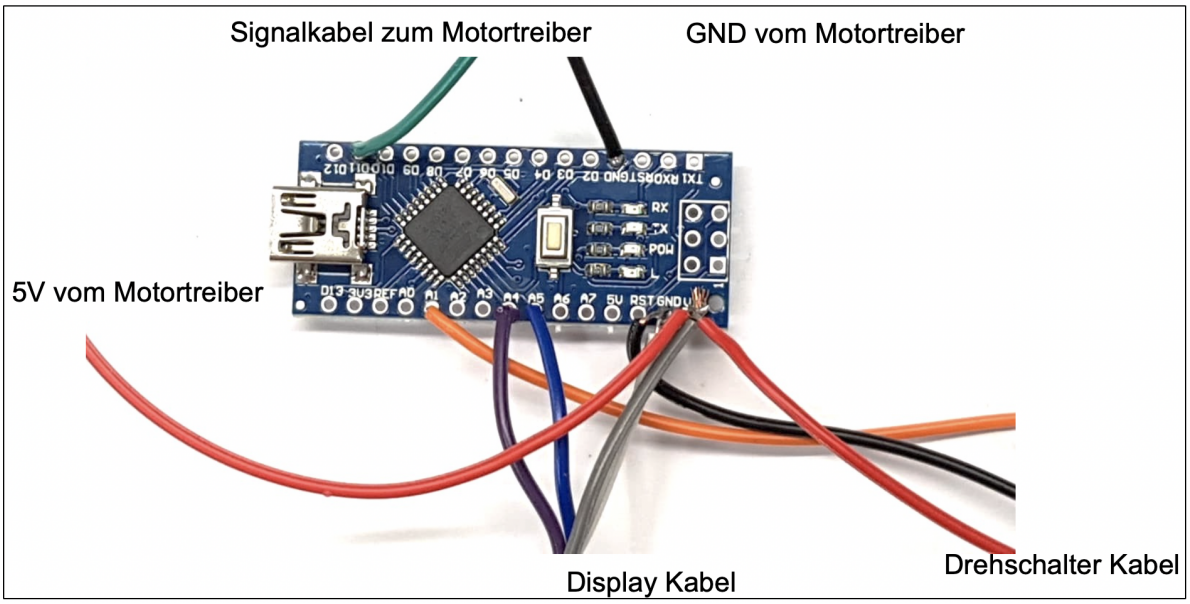


Abbildung A.28.: Anschlüsse am Arduino nano.

III.IV. Motortreiber und Buchse für Motor

Der Motortreiber wird mit 24 V Input und der Masse (GND) verbunden. Der 5 V Ausgang ist mit Display, Arduino und Drehschalter verbunden.

Das Ausgangssignal für die Pumpe wird an Pin 11 des Arduinos ausgegeben. Der Motortreiber hat, eigentlich für einen Steppermotor gedacht, vier Ein- und Ausgänge, die jeweils verstärkt werden. Durch Überbrücken der vier Eingänge können alle vier Ausgänge parallelgeschaltet werden. Dazu wird das Kabel von Pin 11 des Arduinos an alle vier Signaleingänge des Motortreibers gelötet.

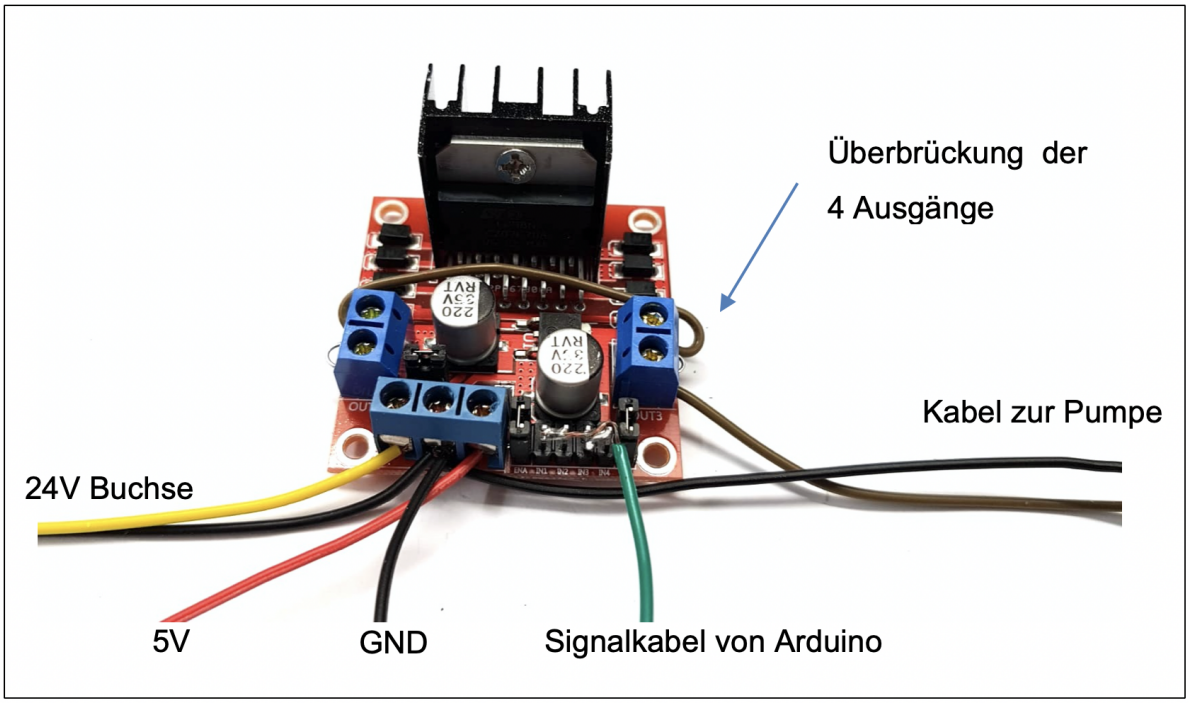


Abbildung A.29.:
Die Überbrückung der vier Signaleingänge geschieht mit dem abisolierten Ende des grünen Kabels. Die Signalausgänge sind mit einem braunen Kabel verbunden.

Auch die Ausgänge des Motortreibers werden verbunden und bilden den Pluspol des Motors. Gemeinsam mit dem GND wird das Kabel an die Buchse für die Pumpe gelötet. Die Buchse-Stecker-Kombination muss nicht zwangsläufig eine XLR-Verbindung (bspw. Neutrik XLR) sein, sondern kann auch eine Modellbau Buchse sein. Wichtig ist, das Plus-Kabel der Pumpe auch an den Signalausgang des Motortreibers zu verbinden. Das Minus-Kabel der Pumpe wird mit GND verbunden.

III.V. Übersicht der elektronischen Schaltung

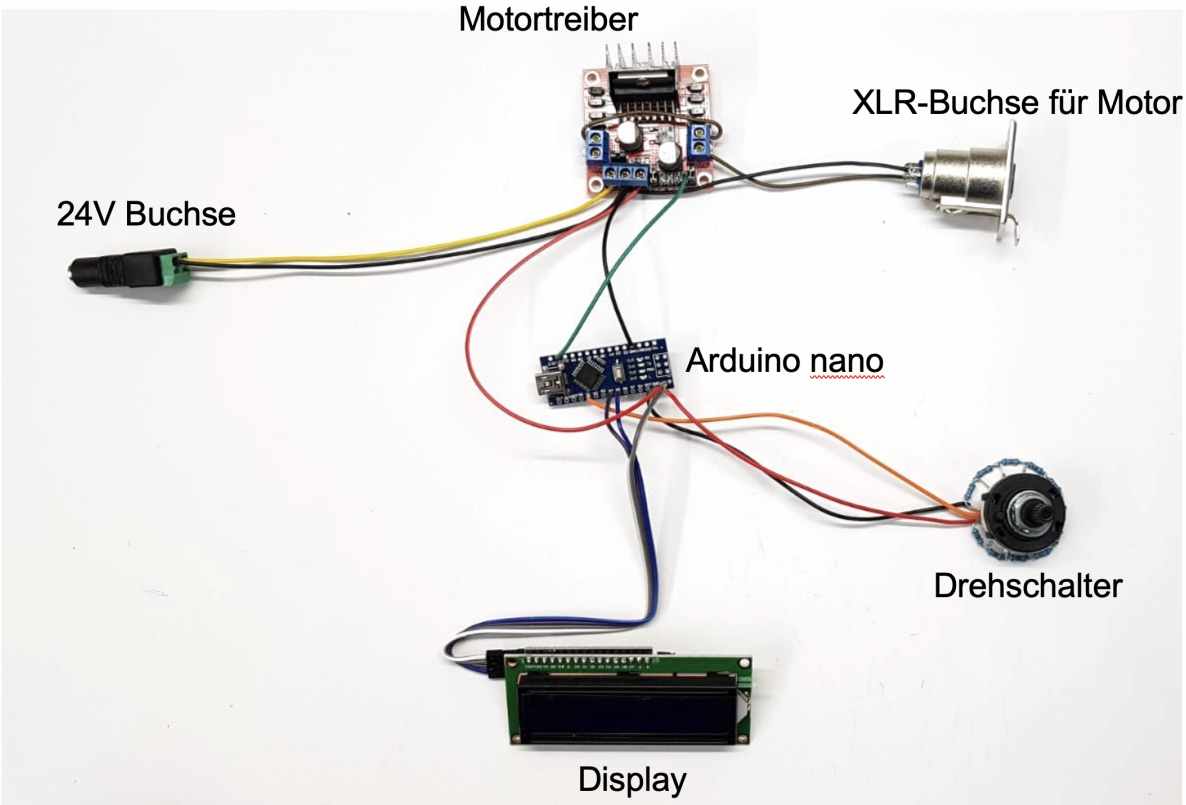


Abbildung A.30.: Übersicht der elektronischen Schaltung. Sowohl 24V Buchse als auch XLR-Buchse für den Motorausgang sind angelötet.

Die Elektronik wird in eine Plastik- oder Holzkiste gebaut, welche entsprechende Öffnungen für Buchsen, Display und Drehschalter hat. Bei Bedarf können die Lasercut Pläne im .dwg Format beim Autor bezogen werden.

V. Programmierung des Arduinos

Der Quelltext ist unten angegeben. Es müssen die librarys „Wire.h“ und „LiquidCrystal_I2C.h“ installiert sein. Diese können im Web heruntergeladen werden. Der Arduino startet und zeigt 500 ms die Nachricht „Phantom-Pumpe, vers. 3.0“ an. Danach beginnt der Kontroller mit dem am Wählschalter eingestellten Programm. Durch Drehen am Drehschalter wird dessen Widerstand geändert. Dies resultiert an A0 in relativen Einheiten von 0 bis 1023. Dieser relative Widerstand wird ausgelesen und aufgrund dessen das entsprechende Programm gewählt. Dieses läuft einmal durch, danach wird die Schalterstellung reevaluiert. Der relative Widerstand sollte vor dem Inbetriebnehmen einmal für jede Stellung gemessen werden. Dies kann mit dem folgenden Programmiercode geschehen:

```
1.    lcd.clear();
2.    lcd.setCursor(0,0);
3.    lcd.print(zpuls);
4.    delay(500);
```

Somit wird auf dem Display in der ersten Reihe und der ersten Stelle der entsprechende Wert für jede Schalterstellung angezeigt. Diese Werte sollten notiert werden und bei den jeweiligen Programmen eingefügt werden. Nützlich ist es, hier einen Bereich anzugeben, da sich der Widerstand (in geringem Maße) auch ändern kann.

5.1 Quellcode

```
1. // Alle Eingänge und Ausgänge am L298N parallelegeschaltet auf D11, für
   Motortreiber L298N
2. // diverse Profile über Programmwahl
3. // Programmwahl (Variable = zpuls) über Poti an A0
4. // 255 maximal, 74 minimale Geschwindigkeit, bei laufender Pumpe auch 64
   möglich
5.
6. #include <Wire.h>
7. #include <LiquidCrystal_I2C.h> //librarys für 16x2 Display
8. LiquidCrystal_I2C lcd(0x3F, 2, 1, 0, 4, 5, 6, 7, 3, POSITIVE);
9.
10.void setup()
11.{
12.  lcd.begin(16,2);
13.  lcd.print(" Phantom-Pumpe ");
14.  lcd.setCursor(3,1);
15.  lcd.print("vers. 3.0");
16.  delay(500);
17.  lcd.clear();
18.  Serial.begin(9600);
19. int PULS = A0;
20. int zpuls = 0;
21.}
22.
23.void loop()
24.{
25. int  zpuls = (analogRead(0));
26. if (zpuls<10)
                //arteriell 1
27.{
28.  lcd.clear();
29.  lcd.setCursor(0,0);
30.  lcd.print("P01    ");
31.  lcd.setCursor(0,1);
32.  lcd.print("arteriell 1 ");
33.      analogWrite(11,255);
34.      delay(55);
35.      analogWrite(11, 110);
36.      delay(100);
37.      analogWrite(11, 99);
38.      delay(200);
39.      analogWrite(11, 95);
40.      delay(200);
41.      analogWrite(11, 87);
42.      delay(200);
43.}
44.else if (zpuls < 130 and zpuls > 90)              // arteriell 2
45.{
46.  lcd.clear();
47.  lcd.setCursor(0,0);
48.  lcd.print("P02   ");
49.  lcd.setCursor(0,1);
50.  lcd.print("arteriell 2 ");
51.      analogWrite(11,250);
52.      delay(30);
53.      analogWrite(11, 0);
54.      delay(0);
55.      analogWrite(11, 90);
```

```
56.       delay(30);
57.       analogWrite(11, 86);
58.       delay(666);
59.       analogWrite(11, 80);
60.       delay(000);
61.}
62.else if (zpuls > 190 and zpuls < 270)                    // arteriell 3
63.{
64.   lcd.clear();
65.   lcd.setCursor(0,0);
66.   lcd.print("P03 ");
67.   lcd.setCursor(0,1);
68.   lcd.print("arteriell 3    ");
69.       analogWrite(11,255);
70.       delay(80);
71.       analogWrite(11, 0);
72.       delay(126);
73.       analogWrite(11, 76);
74.       delay(166);
75.       analogWrite(11, 70);
76.       delay(166);
77.       analogWrite(11, 68);
78.       delay(166);
79.       analogWrite(11, 64);
80.       delay(166);
81.}
82.else if (zpuls>280 and zpuls<360)                                //venös
83.{
84.   lcd.clear();
85.   lcd.setCursor(0,0);
86.   lcd.print("P04");
87.   lcd.setCursor(0,1);
88.   lcd.print("venoes 1   ");
89.        analogWrite(11,93);
90.        delay(15);
91.        analogWrite(11,83);
92.        delay(151);
93.        analogWrite(11, 80);
94.       delay(111);
95.       analogWrite(11, 75);
96.       delay(111);
97.       analogWrite(11, 72);
98.      delay(111);
99.      analogWrite(11, 75);
100.      delay(111);
101.      analogWrite(11, 80);
102.      delay(random(60,80));
103.  }
104.  else if (zpuls>390 and zpuls<480)                            //ACC
105.  {
106.     lcd.clear();
107.     lcd.setCursor(0,0);
108.     lcd.print("P05 ");
109.     lcd.setCursor(0,1);
110.     lcd.print("ACC  ");
111.      analogWrite(11,150);
112.         delay(50);
113.      analogWrite(11,180);
```

```
114.         delay(10);
115.      analogWrite(11,85);
116.         delay(100);
117.      analogWrite(11,85);
118.         delay(100);
119.      analogWrite(11,85);
120.         delay(100);
121.      analogWrite(11,85);
122.         delay(100);
123.      analogWrite(11,85);
124.         delay(100);
125.      analogWrite(11,80);
126.         delay(100);
127.      analogWrite(11,78);
128.         delay(100);
129.      analogWrite(11,76);
130.         delay(100);
131.  }
132.  else if (zpuls>530 and zpuls<590)                          //ACE
133.  {
134.        lcd.clear();
135.        lcd.setCursor(0,0);
136.        lcd.print("P06    ");
137.        lcd.setCursor(0,1);
138.        lcd.print("ACE ");
139.        analogWrite(11, 180);
140.        delay(35);
141.        analogWrite(11,100);
142.        delay(120);
143.        analogWrite(11, 100);
144.        delay(130);
145.        analogWrite(11, 90);
146.        delay(100);
147.        analogWrite(11,70);
148.        delay(30);
149.        analogWrite(11, 0);
150.        delay(160);
151.        analogWrite(11, 75);
152.        delay(160);
153.        analogWrite(11, 65);
154.                  delay(100);
155.  }
156.  else if (zpuls>650 and zpuls<700)                  //arteriell 4
157.  {
158.       lcd.clear();
159.       lcd.setCursor(0,0);
160.       lcd.print("P07 ");
161.         lcd.setCursor(0,1);
162.         lcd.print("arteriell 4    ");
163.         analogWrite(11,250);
164.            delay(80);
165.          analogWrite(11,0);
166.            delay(5);
167.          analogWrite(11,80);
168.            delay(100);
169.          analogWrite(11,74);
170.                  delay(500);
171.  }
```

```
172.  else if (zpuls>761 and zpuls<850)          // Programm 8: ACI
173.  {
174.       lcd.clear();
175.       lcd.setCursor(0,0);
176.       lcd.print("P08 ");
177.       lcd.setCursor(0,1);
178.       lcd.print("ACI  ");
179.           analogWrite(11,255);
180.             delay(50);
181.             analogWrite(11,0);
182.             delay(80);
183.           analogWrite(11,66);
184.             delay(400);
185.             analogWrite(11,64);
186.                 delay(400);}
187.             else if (zpuls>900 and zpuls<970)      //Programm 9: Low Flow
188.  {
189.         lcd.clear();
190.         lcd.setCursor(0,0);
191.         lcd.print("P09 Low Flow");
192.             analogWrite(11,75);
193.             delay(200);
194.  }
195.  else if (zpuls>991)
      //Programm 10: High Flow
196.  {
197.         lcd.clear();
198.         lcd.setCursor(0,0);
199.         lcd.print("P10 High Flow");
200.         analogWrite(11,255);
201.             delay(200);
202.   }
203.  }
```

VI. Gesamtaufbau

I. Benötigte Materialien

- Gefäßphantom
- Kontrollermodul
- Pumpenmodul
- 24 V Netzteil
- 40 cm Schlauch, 6 mm Innendurchmesser
- 5 cm Schlauch, 6 mm Innendurchmesser
- 100 cm Schlauch, 8 mm Innendurchmesser
- 2 Stück 6 mm auf 6 mm Schlauchadapter
- Rückschlagventil
- 1 Liter Wasser, abgekocht
- Babypuder, z.B. PENATEN

II. Benötigte Utensilien / Werkzeuge

- Kabelbinder
- Feuerzeug
- Nadelhalter
- Schere
- Tasse
- 20 ml Spritze
- Auffangbehälter, mindestens 2500 ml Volumen
- Lappen zum Trockenwischen

III. Aufbau des Flussmodells

Pumpenmodul, Kontrollermodul und Gefäßphantom werden auf die Arbeitsfläche gestellt. Im ersten Schritt werden Gefäßphantom mit dem Pumpenmodul verbunden. Danach wird das Pumpenmodul mit dem Kontrollermodul verbunden und der Strom angeschaltet. Als letztes wird das System mit Flüssigkeit befüllt.

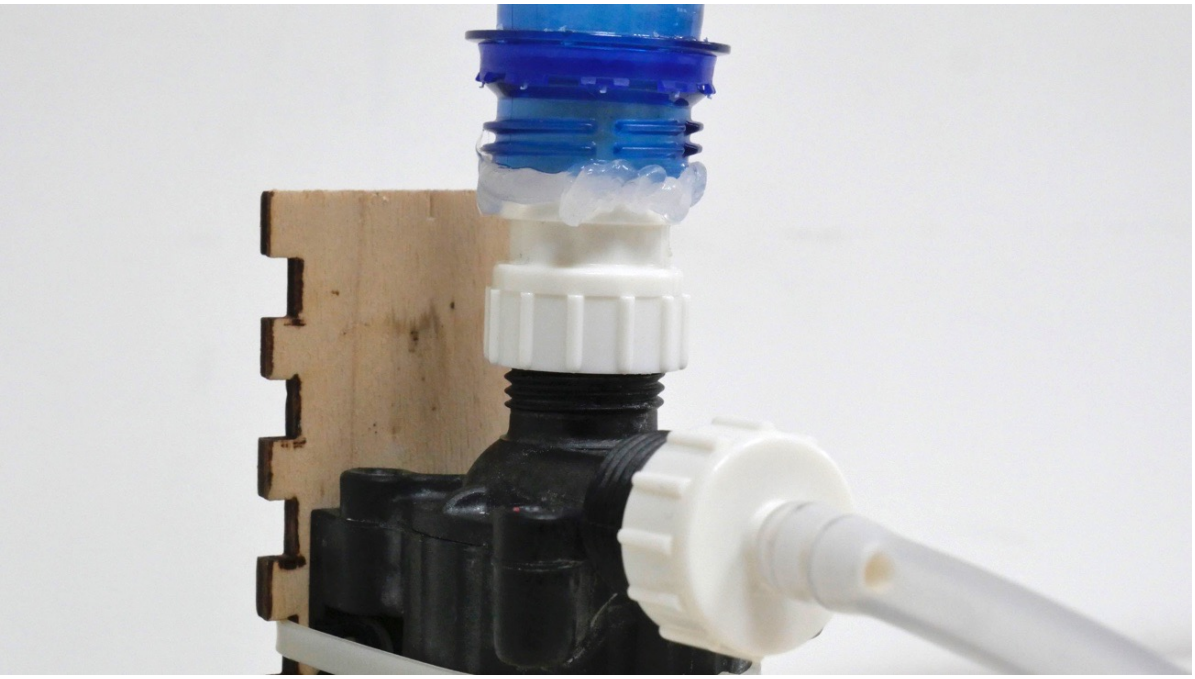


Abbildung A.31.: Detailansicht Pumpenmodul

Am Pumpenmodul wird der Schlauchadapter angebracht. Auf den Stutzen wird der 40 cm Schlauch mit 6 mm Durchmesser gesteckt.
Der zuführende Schrumpfschlauch des Gefäßphantoms wird mit einem Nadelhalter aufgeweitet, sodass der 6 mm auf 6 mm Schlauchadapter hineinpasst.
Der 6 mm Schlauchadapter wird in den Schrumpfschlauch gesteckt und mit Hilfe des Feuerzeugs festgeschrumpft. Das 40 cm Schlauchstück wird am Adapter angebracht.
Am anderen Ende des Gefäßphantoms wird ebenfalls der Schrumpfschlauch geweitet. Das 5 cm lange Schlauchstück mit 6 mm Innendurchmesser wird auf der einen Seite auf das Rückschlagventil gesteckt (auf die Richtung achten!), die andere Seite wird mit dem

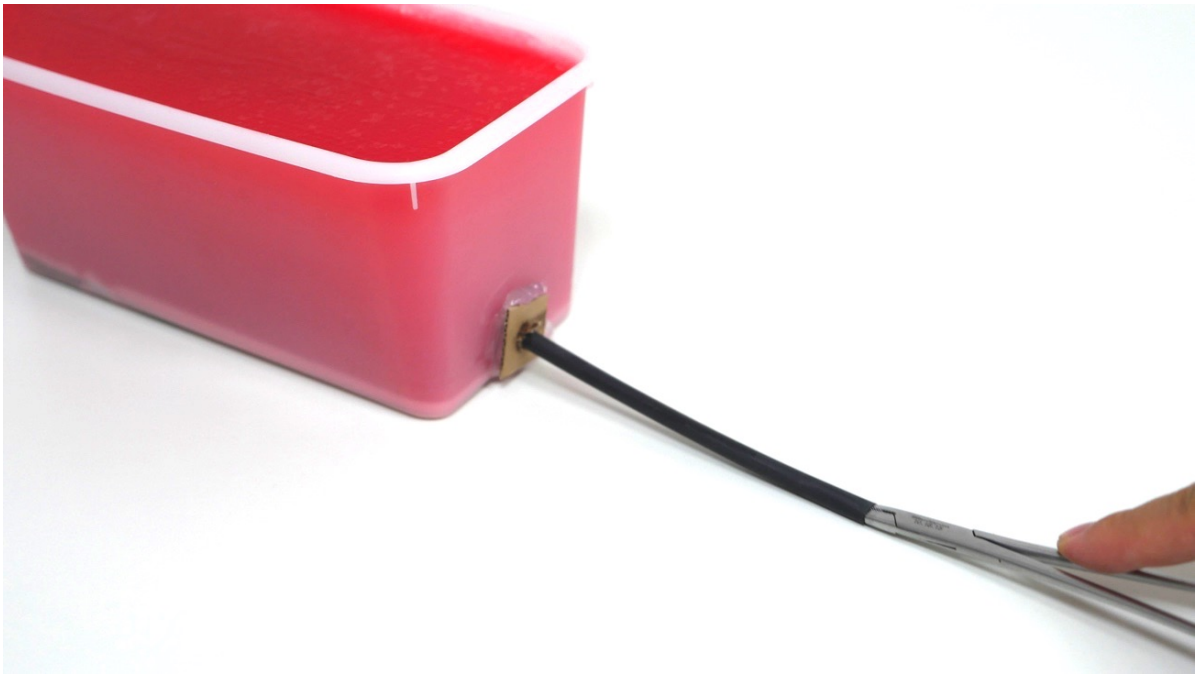


Abbildung A.32.: Gefäßphantom mit zuführendem Schrumpfschlauch. Dieser wird mit einem Nadelhalter aufgeweitet.

zweiten 6 mm Schlauchadapter versehen. Beim Rückschlagventil muss gegebenenfalls mit etwas Druck gearbeitet werden, dafür erhält man aber eine feste Verbindung.

Abbildung A.33.: Aufweiten des Schrumpfschlauchs, Detailansicht.

Abbildung A.34.: Rückschlagventil mit Schlauchstück und Schlauchadapter.

Die Einheit aus Rückschlagventil, Schlauch und Schlauchadapter wird in das geweitete Ende des flussabwärts liegenden Schrumpfschlauches gesteckt und mit einem Feuerzeug fest geschrumpft.

Abbildung A.35.: Anschrumpfen des Schlauchadapters.

Der 100 cm lange Silikonschlauch mit 8 mm Innendurchmesser wird auf das Rückschlagventil gesteckt, das andere Ende wird durch das Loch im Reservoir des Pumpenmoduls gesteckt.

Der Flüssigkeitskreislauf ist nun geschlossen. Das Pumpenmodul wird mit dem Kontrollermodul verbunden.

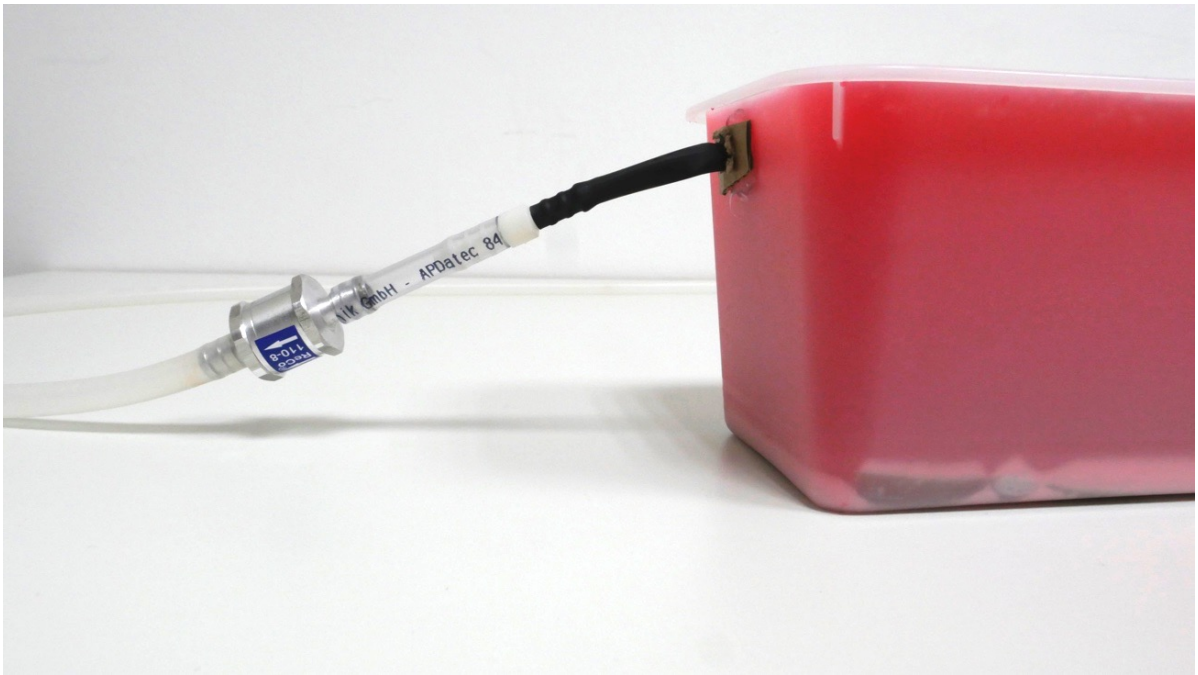


Abbildung A.36.: Gefäßphantom mit Rückschlagventil.

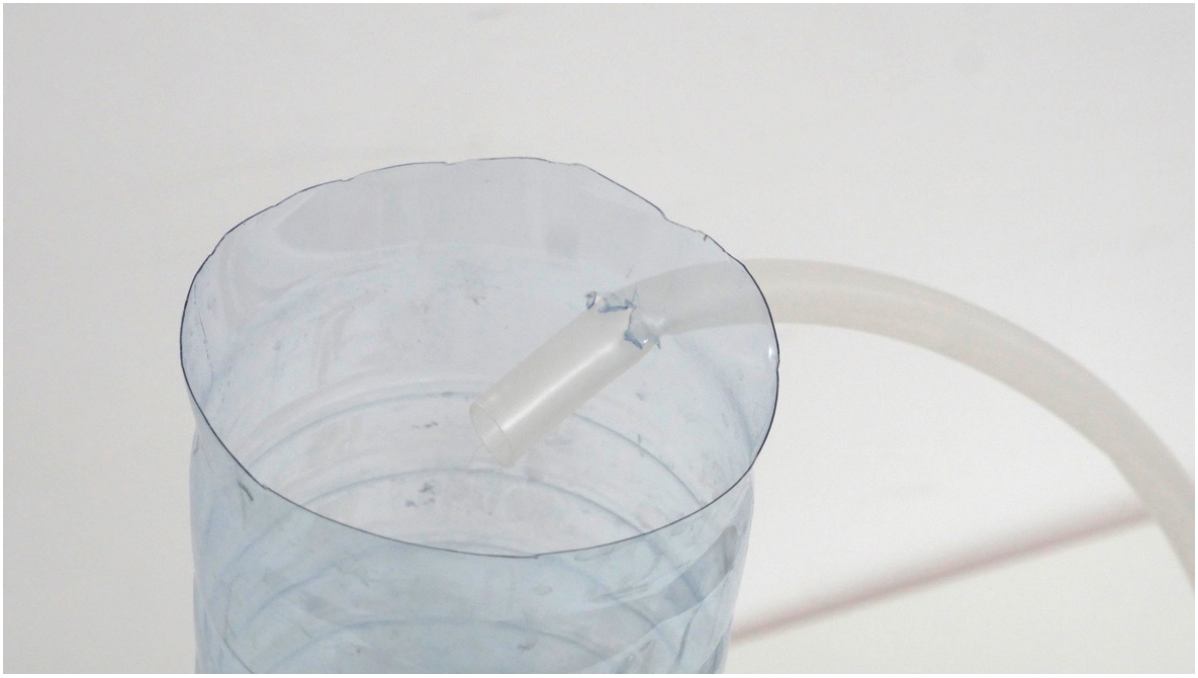


Abbildung A.37.: Rückführender Schlauch im Reservoir.

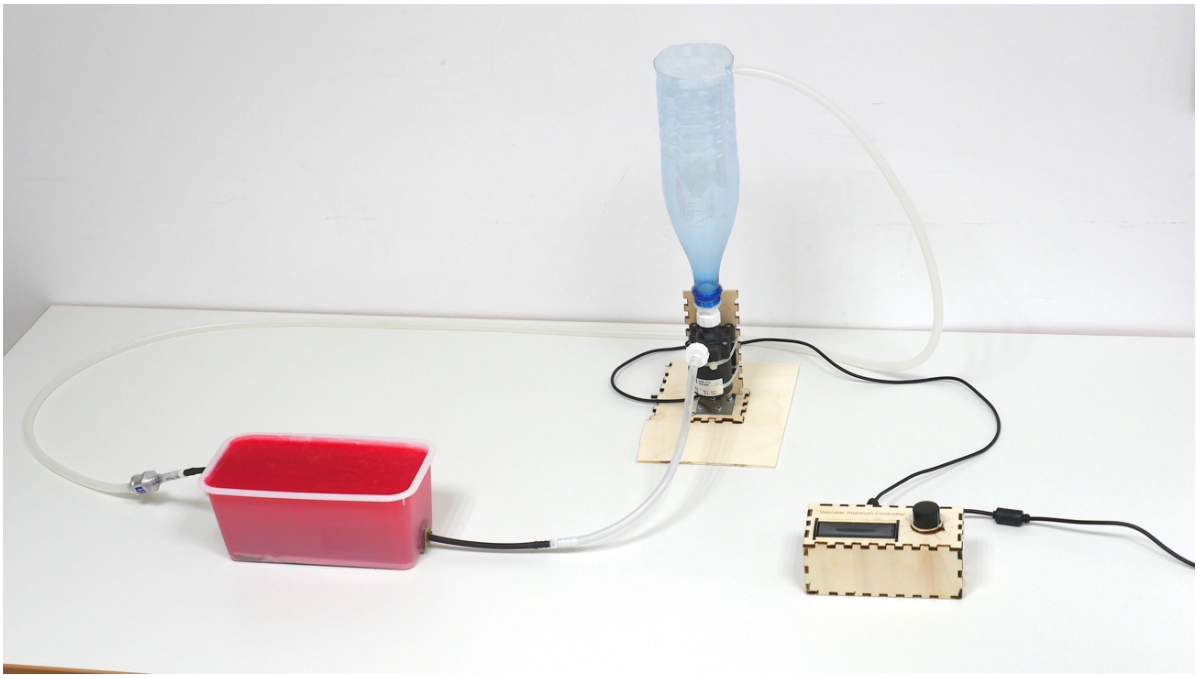


Abbildung A.38.: Vollständig aufgebautes Flussmodell.

Nun wird das abgekochte, inzwischen erkaltete Wasser in den Kreislauf eingefüllt (heißes Wasser würde die Gelatine um den Schrumpfschlauch herum flüssig werden lassen!). Bei etwa halber Füllung der Flasche wird das 24 V Netzteil eingesteckt, das Display des Kontrollers sollte nun leuchten. Aus Sicherheitsgründen ist es wichtig,das Netzteil separat zu lagern, z.B. auf der Ablage. So lassen sich Stromunfälle mit 220 V vermeiden. Es wird das Programm „low flow“ angewählt, die Pumpe beginnt, den Flüssigkeitskreislauf zu füllen. Weiterhin wird Wasser eingefüllt, sodass etwa ein Drittel bis die Hälfte des Reservoirs gefüllt sind.

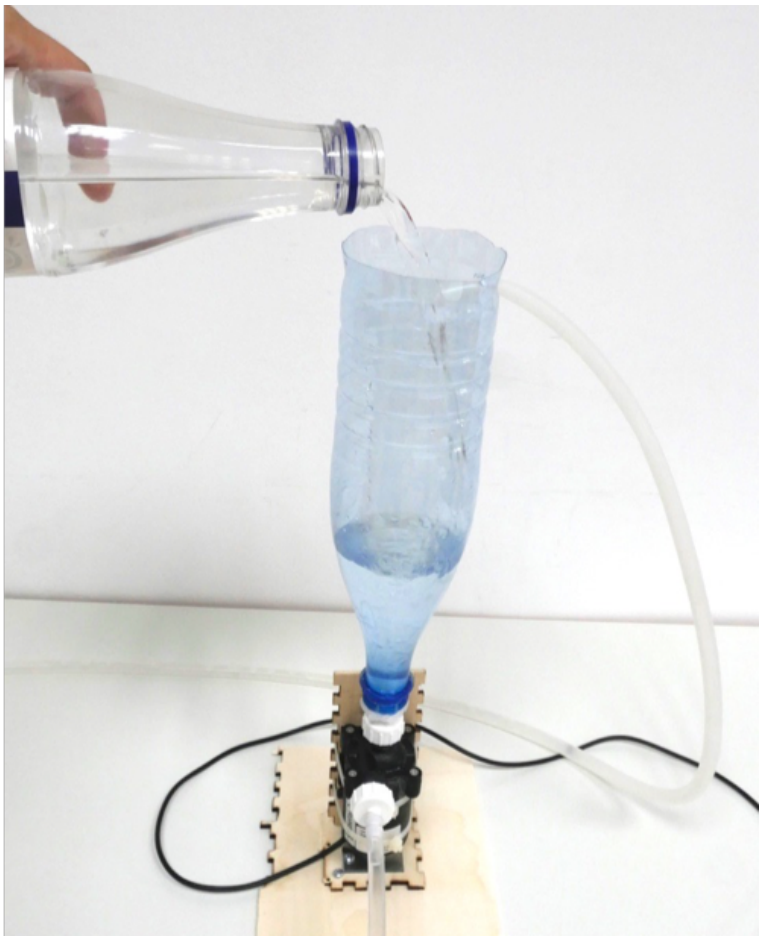


Abbildung A.39.: Befüllen des Reservoirs mit abgekochtem Wasser.

Danach wird das Programm „high flow“ ausgewählt, wodurch verbleibende Luftblasen ausgeschwemmt werden. Makroskopisch sichtbare Luftblasen können durch Knicken am Schlauch entfernt werden. Das System sollte nun einige Minuten laufen, was die restlichen

Luftblasen verringert. Währenddessen wird die Tasse mit 100 ml Wasser und zwei Stößen Babypuder gefüllt. Mit der Spritze wird die Suspension gut durchmischt.

Abbildung A.40.: Herstellen der Wasser-Talkum-Suspension.

Ein B-Bild des Phantoms mit Gefäß wird eingestellt. Hierbei kann eine Sonden-Halterung gute Dienste leisten (siehe Abbildung A.42). 20 ml der Wasser-Talkum-Suspension sind ausreichend, um ein ausreichendes Reflexverhalten der Flüssigkeit zu erreichen. Diese 20 ml werden langsam und gleichmäßig in das Reservoir titriert. Sollte es zum Austreten von Wasser an den Schlauchverbindungen kommen, können Kabelbinder hilfreich sein.

Abbildung A.41.: Titrieren der Wasser-Talkum-Suspension in das Reservoir.

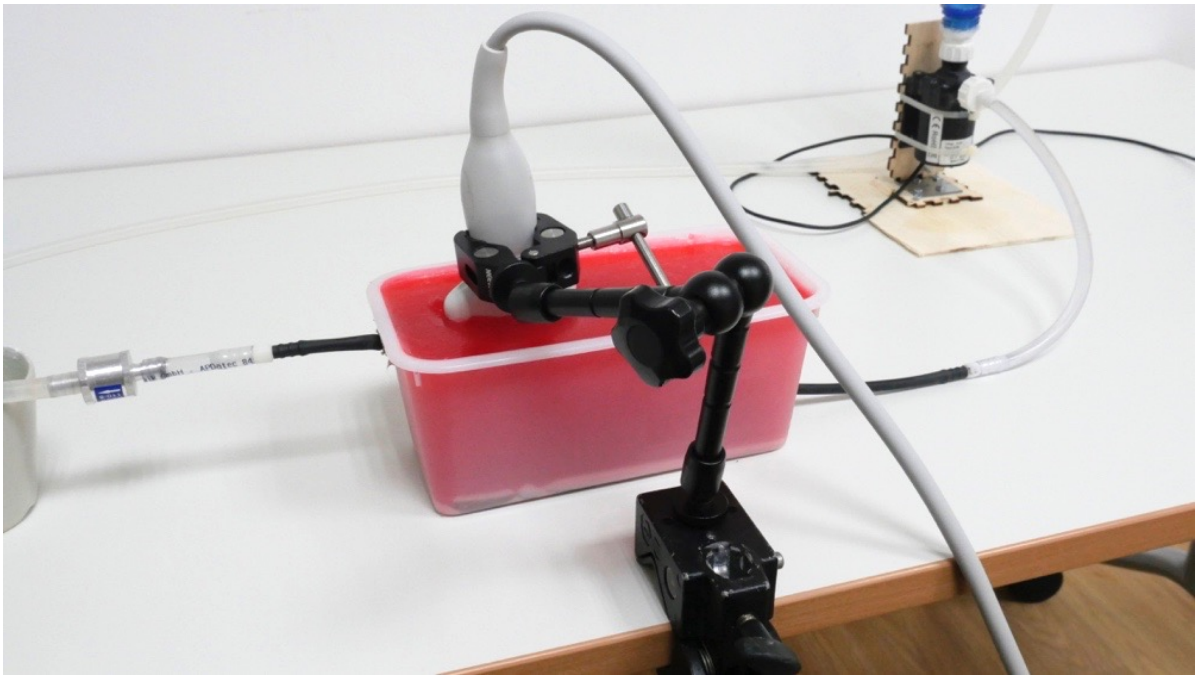


Abbildung A.42.: Schallkopf mit Halterung.

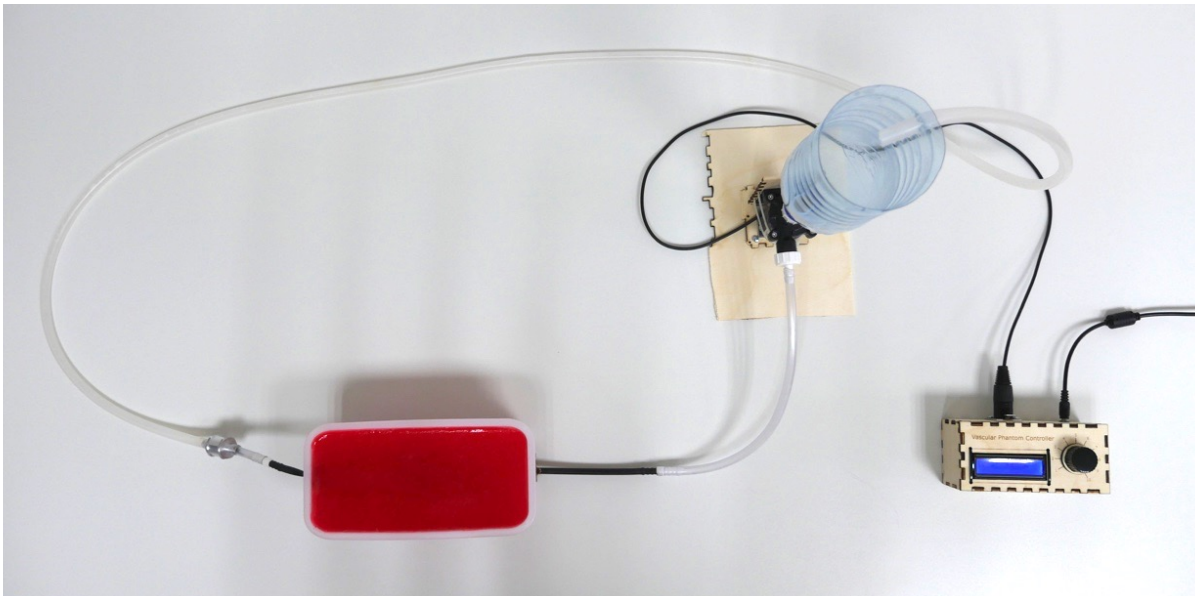


Abbildung A.43.: Gesamtübersicht über das Flussmodell.

IV. Abbau des Flussmodells

Der Strom am Kontrollermodul wird unterbrochen. Der rückführende Schlauch wird aus dem Reservoir gezogen und in einen Auffangbehälter, bestenfalls unter dem Tisch bzw. unter der Ebene des Reservoirs, geleitet. Nun wird der Strom wieder angeschaltet. Mit dem Programm „high flow“ wird die Flüssigkeit aus dem System in den Auffangbehälter entfernt. Sobald das Reservoir nur noch etwa 10 % gefüllt ist, wird 1 - 2 Liter Frischwasser hinzugegeben. Dieses spült die zurückbleibenden Talkumreste aus, sodass diese bei der nächsten Verwendung nicht als Plaques mobilisiert werden. Sobald das Frischwasser das Reservoir verlassen hat, wird die Pumpe abgeschaltet. Die Schläuche werden entfernt und gegebenenfalls noch entleert. Das Phantom sollte luftdicht verpackt in einem Kühlschrank gelagert werden.