

# **Bachelor-Thesis an der Hochschule Luzern - Technik & Architektur**

<b>Titel</b>	<b>Messen von Blutflussänderungen durch Doppler Ultraschall</b>
<b>Diplomandin/Diplomand</b>	<b>Siebeneich, Timothy</b>
<b>Bachelor-Studiengang</b>	<b>Bachelor Medizintechnik</b>
<b>Semester</b>	<b>FS20</b>
<b>Dozentin/Dozent</b>	<b>Prof. Dr. Schütz, Philipp</b>
<b>Expertin/Experte</b>	<b>Dr. Jerjen, Iwan</b>

## **Abstract Deutsch**

Doppler-Ultraschallgeräte nutzen den Dopplereffekt, um die Geschwindigkeiten in einem Blutgefäss zu bestimmen. Die Arbeit befasst sich mit einem handelsüblichen Baby Doppler, mit welchem die Geschwindigkeiten der Extremitätenarterien gemessen werden. Der Baby Doppler nützt ebenfalls den Dopplereffekt, um den fetalen Herzschlag für die Mutter hörbar zu machen. Dadurch dass die Dopplerfrequenzverschiebung, die Differenz zwischen gesendetem und empfangenem Signal, proportional zur Geschwindigkeit und im hörbaren Bereich ist, kann anhand der Frequenzen des Audiosignals die Geschwindigkeit bestimmt werden. Die intravaskuläre Blutflussgeschwindigkeiten werden in einem Dopplerspektrum dargestellt. Durch verschiedene Messungen des Wasserstroms werden das Audiosignal und das Rauschen des Gerätes analysiert. Zuletzt wird den Frequenzen anhand von Messungen der Arteria radialis und den Referenzgeschwindigkeiten durch ein Toshiba-Ultraschallgerät eine Geschwindigkeit zugeordnet.

## **Abstract Englisch**

Doppler ultrasound devices use the Doppler effect to determine the velocities in a blood vessel. The thesis deals with a commercially available baby Doppler, which is used to measure the speeds of the arteries of the extremities. Baby Doppler also uses the Doppler effect to make the fetal heartbeat audible to the mother. Because the Doppler frequency shift, the difference between the transmitted and received signal, is proportional to speed and within the audible range, the speed can be determined from the frequencies of the audio signal. The intravascular blood flow velocities are represented in a Doppler spectrum. The audio signal and the noise of the device are analyzed by various measurements of water flow. Finally, a velocity is assigned to the frequencies based on measurement of the radial artery and the reference velocities by a Toshiba ultrasound device.

Ort, Datum Olten, 08.06.2020

© **Timothy Siebeneich, Hochschule Luzern – Technik & Architektur**

---

Alle Rechte vorbehalten. Die Arbeit oder Teile davon dürfen ohne schriftliche Genehmigung der Rechteinhaber weder in irgendeiner Form reproduziert noch elektronisch gespeichert, verarbeitet, vervielfältigt oder verbreitet werden.

Sofern die Arbeit auf der Website der Hochschule Luzern online veröffentlicht wird, können abweichende Nutzungsbedingungen unter Creative-Commons-Lizenzen gelten. Massgebend ist in diesem Fall die auf der Website angezeigte Creative-Commons-Lizenz.

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Ultraschall .....	1
1.2	Doppler-Sonographie .....	1
1.2.1	Medizinischer Hintergrund .....	2
1.3	Ultraschallerzeugung.....	2
1.4	Verfahren der Dopplersonographie.....	2
1.4.1	Nyquist-Limit und Aliasing.....	3
1.5	Doppler-Effekt.....	3
1.5.1	Besonderheiten bei der Reflexion von Blut .....	4
1.6	Fluiddynamik in Blutgefäßen .....	5
1.7	Flussprofile von peripheren Arterien.....	5
1.8	Dopplerspektrum .....	6
1.9	Rauschen.....	8
1.9.1	Signal-zu-Rausch-Verhältnis.....	8
2	Material und Methode .....	9
2.1	Baby Doppler.....	10
2.1.1	Aufbau und Funktion.....	10
2.1.2	Technische Grundlagen des Baby-Dopplers .....	11
2.1.3	Bestimmung der Geschwindigkeit und der Durchflussmenge .....	12
2.1.4	Positionierung des Sondenkopfs .....	12
2.2	Signalverarbeitung .....	13
2.2.1	Analoges Audiosignal .....	13
2.2.2	Analog zu Digital Wandlung .....	13
2.2.3	Signalabtastung.....	14
2.2.4	Speicherungs.....	14
2.2.5	Signalbearbeitung .....	15
2.2.5.1	Hochpass- und Tiefpassfilter .....	15
2.2.6	Signaldarstellung.....	15
2.2.6.1	Spektralanalyse .....	15
2.2.6.2	Spektrogramm .....	16
2.2.6.3	Berechnung der Hüllkurve.....	18
2.3	Messungen.....	19
2.3.1	Messung einer kontinuierlichen Geschwindigkeit .....	19

2.3.1.1	Mixer.....	20
2.3.1.2	Höhendifferenz .....	21
2.3.1.3	Wasserhahn .....	22
2.3.2	Messung Peristaltikpumpe.....	22
2.3.3	Messungen am Unterarm .....	24
3	Ergebnisse und Auswertung .....	26
4	Schlussfolgerung.....	43
5	Abbildungsverzeichnis .....	44
6	Tabellenverzeichnis .....	45
7	Literaturverzeichnis .....	45
Anhang A .....		I
Anhang B .....		XIV

## 1 Einleitung

Die Bachelorarbeit wird im Auftrag von Herrn Timothy Granata und dem Kompetenzzentrum «Bioscience and Medical Engineering» in Hergiswil durchgeführt. Es soll ein kostengünstiges Ultraschall-Instrument zur Messung der Geschwindigkeit des Blutflusses entwickelt werden. Die erarbeitete Entwicklung soll dem Kompetenzzentrum dienen, Messungen des Blutflusses bei körperlichen Anstrengungen, z.B. Fahrradfahren, durchzuführen. Doppler-Ultraschallmessungen werden häufig im medizinischen Bereich eingesetzt, da sie den Vorteil mit sich bringen, dass sie nicht invasiv sind. Für die Messung der Geschwindigkeit wird die Doppler-Ultraschallmessung genutzt, bei der die Frequenzverschiebung des reflektierten Signals aufgrund der Fließgeschwindigkeit der Blutkörperchen im Blut erfasst wird. Dazu wird der Blutfluss kontinuierlich gemessen und ausgewertet. Grundsätzlich besteht ein Ultraschallgerät aus einem Transmitter (Sender), einem Receiver (Empfänger), einer Verstärkerschaltung und einer Messelektronik. Das Ziel dieser Arbeit ist es, ein kostengünstiges Doppler-Ultraschallgerät zu implementieren und eine Signalverarbeitungstechnik zu entwickeln, um die Blutgeschwindigkeit zu bestimmen. Die Hypothese ist, dass mit Hilfe eines kostengünstigen und portablen Doppler-Ultraschallgeräts die Geschwindigkeit in den Blutgefäßen ermittelt werden kann.

### 1.1 Ultraschall

Grundsätzlich werden bei Ultraschallaufnahmen kurze Ultraschallimpulse in den Körper gesendet. Diese Impulse werden an verschiedenen Grenzflächen reflektiert und die dadurch entstehenden Echos werden registriert. Die Laufzeit eines Echos ist ein Mass für den Abstand der reflektierenden Grenzschicht und erlaubt somit eine bildliche Darstellung der Struktur der Körperinneren in einem B-Bild (Berger, 2002). Für die medizinische Anwendung werden Ultraschallschallwellen bei einer Frequenzbandbreite im Bereich von 1 MHz bis 30 MHz genutzt und sind somit oberhalb des vom Menschen hörbaren Frequenzbereichs. Je höher die Frequenz der Ultraschallwelle ist, desto geringer ist die Eindringtiefe in den Körper und umgekehrt. Die Ultraschalldiagnostik basiert auf der longitudinalen Wellenausbreitung und dabei schwingen alle von der Wellenbewegung betroffenen Teilchen entlang der Ausbreitungsrichtung der Welle. Diese Welle ist ein periodischer Wechsel von Druckerhöhungen und Druckverringerungen und ohne dass die schwingenden Teilchen mitwandern, wird die Energie transportiert (Müller-Stüler, 2011). Die Ausbreitungsgeschwindigkeit  $c$  im Gewebe des menschlichen Körpers liegt je nach Gewebeart (Fett, Knochen etc.) zwischen 1450 m/s und 1570 m/s. Generell wird als Standard für medizinische Ultraschallgeräte eine Schallgeschwindigkeit von 1540 m/s festgelegt. Dies entspricht der Schallgeschwindigkeit in Wasser bei Körpertemperatur (Hausamann, 2011). Jedoch lässt sich der Blutfluss auf herkömmlichen Ultraschallaufnahmen nicht verfolgen, da das Blut auf der Skala der Ultraschallwellenlänge homogen erscheint (Berger, 2002).

### 1.2 Doppler-Sonographie

Die Doppler-Ultraschalluntersuchung ist eine besondere Form des Ultraschalls, bei welcher anhand des Doppler-Effekts die Geschwindigkeit des Blutes durch die Blutgefäße ermittelt wird. Diese Geschwindigkeit ist für eine Reihe von medizinischen Anwendungen interessant. Dabei spielen die roten Blutkörperchen (Erythrozyten) eine entscheidende Rolle (Hehn, 2014). Ihre Aufgabe ist Sauerstoff aus der Lunge in die Organe und Gewebe zu transportieren und Kohlendioxid aus den Geweben in die Lunge zurück zu bringen. Sie nehmen in den Lungenkapillaren den Sauerstoff auf und transportieren ihn über den arteriellen Kreislauf bis in die arteriellen Kapillaren der Gewebe und Organe, wo der Sauerstoff an die Zellen abgegeben wird. Für die Bindung und den Transport des Sauerstoffs ist das Hämoglobin im

Inneren der Erythrozyten verantwortlich (Kraft, 2011). Zur Bestimmung der Geschwindigkeit in den Blutgefäßen detektiert man die reflektierten Frequenzen der Erythrozyten. Das reflektierte Signal ist um eine bestimmte Frequenz zu ausgesandten Frequenz verschoben und diese Frequenzverschiebung nennt man die Dopplereffekt (Schmidt et al., 2001).

Der Doppler-Ultraschall verwendet die Frequenzverschiebung des Echosignals durch den Dopplereffekt als Maß für Strömungsgeschwindigkeit. Dabei wird mit dem Doppler-Spektrum die Verteilung der Strömungsgeschwindigkeiten und deren Häufigkeiten des Auftretens an einem definierten Bereich des Blutgefäßes als Funktion der Zeit ermittelt. Bei der Duplex-Sonographie wird mithilfe vom B-Bild der Probenahmeort bestimmt (Nusirat Adeola Adedewe, 2017).

### **1.2.1 Medizinischer Hintergrund**

Die Doppler-Sonographie wird vor allem genutzt, um eine gestörte Hämodynamik anhand der Flussprofile zu lokalisieren. Diese entstehen durch Ablagerungen in den Blutgefäßen, welche tödliche Krankheiten hervorrufen können. Dies führt zu deutlichen Erhöhungen der Blutflussgeschwindigkeit an der betreffenden Stelle. Zusätzlich kann die Diagnose zur Entdeckung und Beurteilung von Herzklappenfehlern, Verengungen (Stenosen) und dienen (MVZ Diagnostikzentrum, o. D.). Die Spektren innerhalb oder direkt hinter einer Störung zeigen erhöhte Geschwindigkeiten, Turbulenzen und Rückströmungen auf. Diese Veränderungen im Spektrum geben Aufschluss über die Strömung in den Blutgefäßen (Nusirat Adeola Adedewe, 2017). Ausserdem korrelieren die gemessenen Maximalfrequenzen mit dem Stenosegrad. Zudem kann man den Blutfluss während der körperlichen Anstrengung messen, um festzustellen, wie der Körper den Blutfluss reguliert. Dabei spielt die Dehnbarkeit (Elastizität) eines Gefäßes eine grosse Rolle (Elcat AG, o. D.).

### **1.3 Ultraschallerzeugung**

Zur Erzeugung von Ultraschallwellen für die medizinische Diagnostik nutzt man den piezoelektrischen Effekt. Durch das Entstehen eines elektrischen Feldes werden in piezoelektrischen Materialien Ladungsträger verschoben. Dies führt zu einer makroskopischen Längenänderung. Je nach Richtung der Spannung verlängert oder verkürzt sich der Piezokristall durch das Anlegen einer elektrischen Wechselspannung und so werden die Partikel im Medium (z.B. in der Luft) in Schwingung versetzt. Eine Verdichtung der Partikel führt zu einem erhöhten Druck und umgekehrt. Die Wellenlänge des Schalls beschreibt den Abstand zwischen zwei Verdünnungs- bzw. Verdichtungsbereichen in einer Welle. Die so entstehenden Schallwellen breiten sich im umgebenden Medium aus, abhängig von der Dichte und den elastischen Eigenschaften des Mediums, variiert die Geschwindigkeit des Schalls (PI Ceramic GmbH, 2020). Quarz und Turmalin sind stark piezoelektrisch wirksam. Aber oft werden zur Herstellung moderner Ultraschallsonden Kunststoffe mit kristallinen Anteilen verwendet (Schäberle, 2010).

### **1.4 Verfahren der Dopplersonographie**

Man unterscheidet bei der Doppler-Ultraschalltechniken zwischen zwei Anwendungen: Continuous-Wave (CW)-Doppler-Verfahren und Pulsed-Wave (PW)-Doppler-Verfahren.

Beim CW-Doppler-Verfahren ist ein kontinuierliches Senden und Empfangen vorhanden, was durch zwei Schallkopfelemente ermöglicht wird. Es werden alle Geschwindigkeiten im Verlauf des ausgesandten und empfangenen Schallstrahls in jeder Tiefe erfasst. Der Vorteil des CW-Dopplers liegt darin, dass hohe

Geschwindigkeiten ohne Aliasing ermittelt werden können und tief liegende Gefäße gut gemessen werden können. Der Nachteil ist aber, dass wegen des kontinuierlichen Sendebetriebs keine Pulslaufzeit mehr gemessen werden kann und dadurch auch keine Zuordnung zur Tiefe möglich. Zudem kann der CW-Doppler nicht zur Unterscheidung des Flusses von sich überlappenden Gefäßen in unterschiedlichen Tiefen verwendet werden (Einhaus & Greim, 2015).

Beim PW-Doppler werden mit einem Transducer kurze Impulse ausgesendet und zwischen dem Senden werden die gesendeten Frequenzen empfangen. Dabei wird die Frequenzänderung und die Geschwindigkeit bestimmt. In den Sendepausen werden die reflektierten Schallsignale sowohl für die Frequenzanalyse als auch für die B-Bildverarbeitung empfangen und verarbeitet. Durch diese intermittierende Verarbeitung der Signale ist die gleichzeitige Erzeugung eines Echtzeitbildes möglich (Duplex-Sonografie), wenn auch mit reduzierter zeitlicher Auflösung (Steiner & Schneider, 2000).

#### 1.4.1 Nyquist-Limit und Aliasing

Die PW-Doppler-Sonographie hat den Nachteil, dass sie eine Limitierung der maximal messbaren Geschwindigkeit hat. Diese maximale Geschwindigkeit, auch Aliasing-Geschwindigkeit genannt, wird dadurch erreicht, dass die Dopplerrfrequenzverschiebung das Nyquist-Limit überschreitet. Das Nyquist-Limit ist die Hälfte der Abtastfrequenz (Pulsrepetitionsfrequenz, PRF), welche am Gerät eingestellt wird. Das Nyquist-Limit ist durch die eingestellten PRF definiert und um höhere Geschwindigkeiten zu messen, muss die PRF dann ebenfalls erhöht werden. Liegt die Dopplerrfrequenzverschiebung bei hohen Strömungsgeschwindigkeiten über diesem Limit, resultiert das Aliasing-Phänomen (Arning, 2002). Beim Aliasing werden die Geschwindigkeitswerte der Dopplersonographiekurve im gegenüberliegenden Spektralbereich abgebildet. Neben der Veränderung des PRF bietet die Nulllinienverschiebung auch eine Möglichkeit zur Anpassung, indem der Messbereich in einer Richtung auf das Doppelte erweitert wird. Sehr hohe Geschwindigkeiten, wie z.B. bei einer Aortenklappenstenose, sind aber meist nur mithilfe der CW-Doppler-Sonographie vollständig zu erfassen (Einhaus & Greim, 2015).

### 1.5 Doppler-Effekt

Der Doppler-Effekt beschreibt, dass wenn das Blut auf den Ultraschallkopf zufließt, so erscheint die reflektierte Welle in den Frequenzen erhöht. Wenn sich die roten Blutkörperchen umgekehrt vom Ultraschallkopf entfernen, so wird eine in der Frequenz verringerte Welle registriert. Es kommt zu keiner gerichteten Reflexion an den Erythrozyten, sondern zu einer Streuung der Ultraschallwellen in alle Richtungen (Abschnitt 1.5.1). Die Verschiebung dieser Frequenz im Vergleich zur Senderfrequenz erlaubt die direkte Bestimmung der Geschwindigkeit der roten Blutkörperchen und damit des Blutes (Berger, 2002). Zusammengefasst besagt der Doppler-Effekt, dass bei Wellen jeder Form eine Frequenzverschiebung zwischen emittierter und empfangener Welle auftritt, wenn sich Sender und Empfänger relativ zueinander bewegen. Ein berühmtes Beispiel dafür ist das Vorbeifahren eines Krankenwagens. Die Frequenz des Lautsprechers erscheint erhöht bzw. verringert, je nachdem, ob der Wagen auf den Beobachter zu fährt oder sich von diesem weg bewegt. Diese Verschiebung ist positiv, wenn sich Quelle und Beobachter aufeinander zu bewegen und negativ, wenn sie sich voneinander entfernen .

Wenn eine feste Sendefrequenz  $f_s$  herrscht und der Empfänger sich auf den Sender zu bewegt, lässt sich aus der Relativgeschwindigkeit  $v$  und der Schallausbreitungsgeschwindigkeit  $c$  die Empfangsfrequenz  $f_e$  berechnen:

$$f_e = f_s \left(1 + \frac{v}{c}\right)$$

Bewegt sich aber der Sender mit einer Frequenz auf den Empfänger zu, dann gilt folgende Gleichung:

$$f_e = \frac{f_s}{1 - \frac{v}{c}}$$

Diese Gleichungen lassen sich auf die Reflexion des Ultraschalls der Erythrozyten übertragen. Bei dieser Anwendung wechseln die Erythrozyten vom Empfänger zum Sender. Es findet also zweimal eine Verschiebung statt und es entsteht zwischen der Senderichtung des Ultraschalls und der Flussrichtung im Gefäss ein Winkel, falls die Sonde nicht senkrecht zum Blutgefäss gerichtet ist (Joachim Herz Stiftung, 2020).

$$f_e = f_s \cdot \frac{1 + \frac{v \cdot \cos\varphi}{c}}{1 - \frac{v \cdot \cos\varphi}{c}} = f_s \cdot \frac{c + v \cdot \cos\varphi}{c - v \cdot \cos\varphi}$$

Die Differenz zwischen dieser Sendefrequenz  $f_s$  und der Empfangsfrequenz  $f_e$  ist die Dopplerdifferenzfrequenz  $\Delta f$ :

$$\Delta f = f_s \cdot \left(\frac{c + v \cdot \cos\varphi}{c - v \cdot \cos\varphi} - 1\right) = f_s \cdot \frac{2v \cdot \cos\varphi}{c - v \cdot \cos\varphi}$$

Da aber die Geschwindigkeit in den Blutgefässen deutlich niedriger ist als die Schallausbreitungsgeschwindigkeit ( $c \gg v$ ), lässt sich die Formel folgendermassen vereinfachen:

$$\Delta f = f_s \cdot \frac{2v \cdot \cos\varphi}{c}$$

Diese Gleichung zeigt auf, dass  $\Delta f$  direkt proportional zur Geschwindigkeit der Erythrozyten im Blutgefäss ist und dass man aus der Dopplerdifferenzfrequenz die Geschwindigkeit der Blutkörperchen berechnen kann (Hausmann, 2011). Die Dopplerfrequenz ist ausserdem stark vom Einstrahlwinkel  $\varphi$  abhängig und lässt sich dadurch in der Praxis nur schwer berechnen. Der Faktor  $\cos\varphi$  berücksichtigt, dass sich die Erythrozyten nicht direkt auf die Sonde zubewegen. Es tragen also nur die Geschwindigkeitskomponente in Richtung zur Schallquelle zur Dopplerfrequenzverschiebung bei. Eine Messung des Flusses rechtwinklig zum Blutfluss ergibt kein Signal, daher soll der Winkel kleiner als  $90^\circ$  betragen (von Reutern et al., 2000).

### 1.5.1 Besonderheiten bei der Reflexion von Blut

Wie bereits beschrieben, werden Ultraschallfrequenzen für medizinische Anwendungen zwischen 1 MHz und 30 MHz genutzt. Dabei liegen die Wellenlängen ( $\lambda = \frac{c}{f}$ ) zwischen  $50 \mu\text{m}$  und  $1500 \mu\text{m}$  und sind mindestens 6 mal grösser als ein Erythrozyt (Durchmesser von ca.  $8,4 \mu\text{m}$ ). Die Streuung von Wellen an Teilchen, welche kleiner sind, nennt man Rayleigh-Streuung. Die Rayleigh-Streuung beschreibt ein erzeugtes Streuungsfeld durch eine Vielzahl an zufällig orientierten Teilchen, welche ein stochastisches

Signal erzeugen. Die Amplituden des Signals können durch die Beiträge der vielen unabhängigen Reflektoren als standardnormalverteilt angenommen werden. Die einfallenden Ultraschallwellen werden sphärisch zurückgeworfen und daher generiert die Flussgeschwindigkeitsverteilung eine korrespondierende Verteilung der Zeitverschiebungen zwischen den Ultraschallwellen (Müller-Stüler, 2011).

## 1.6 Fluidynamik in Blutgefässen

Die Fluidynamik modelliert den Fluss in einem Blutgefäss. Ein Blutgefäss kann wie ein Rohrsystem modelliert werden und es gibt zwei Arten des Flusses. Laminare Strömung ist eine geschichtete und geordnete Strömung. Die turbulente Strömung weist Geschwindigkeitsschwankungen und ungeordnete Bewegungen auf. Die Viskosität ist der innere Widerstand gegen die Strömung oder auch die Beziehung zwischen Scherspannung und der zeitlichen Dehnungsrate. Da sich die Blutgefässwand nicht bewegt, ist die Geschwindigkeit des Fluids, das die Wand berührt, gleich Null. Wenn die Viskosität verringert wird, bewegt sich das Fluid daher schneller. Die Scherspannung hat für newtonsche Fluide ein lineares Profil, da der Viskositätskoeffizient konstant ist. Rohrsysteme haben zwei unbewegliche Grenzen, so dass das Geschwindigkeitsprofil der laminaren Strömung parabolisch ist, wie die Abb. 1 darstellt.

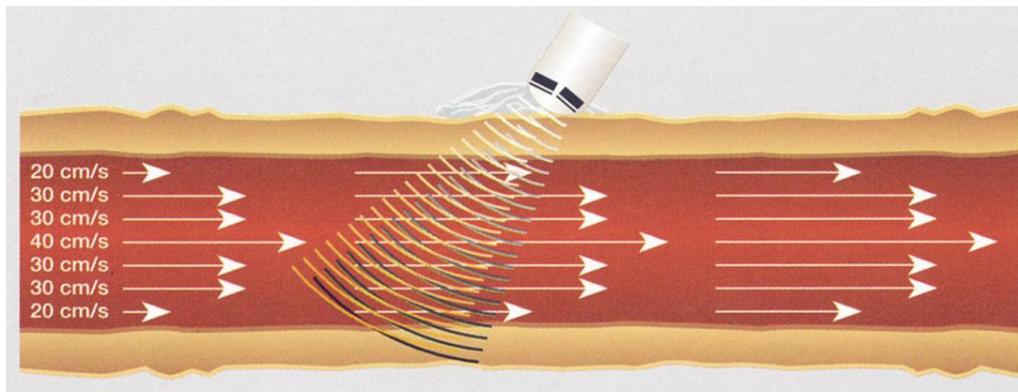


Abb. 1: Strömungsprofil in Blutgefässen (Elcat AG, o. D.)

Unter der Annahme eines parabolischen Geschwindigkeitsprofils kann die Methode der maximalen Geschwindigkeit verwendet werden, die davon ausgeht, dass die mittlere Geschwindigkeit die Hälfte der maximalen Geschwindigkeit beträgt. Diese Methode kann auf den Blutfluss angewendet werden (Case et al., 2013).

Beispielhaft liegen durchschnittliche Geschwindigkeiten des Blutes in der Brustorta zwischen 0.15 - 0.18 m/s (Polak, 2016). In den Arteria femoralis (Oberschenkelinnenseite) und der Arteria brachialis (Bizeps) liegt die Geschwindigkeit zwischen 0.08 - 0.1 m/s und in der Arteria poplitea (Kniekehlarterie) zwischen 0.04 - 0.8 m/s (Eiberg et al., 2010).

## 1.7 Flussprofile von peripheren Arterien

Mit dem Ultraschall-Doppler-Spektrogramm können wichtige Diagnosen von verschiedenen pathologischen Zuständen gemacht werden. Der arterielle Blutfluss ist pulsierend. Die maximale Geschwindigkeit als Funktion der Zeit, oft bezeichnet als die maximale Geschwindigkeitshüllkurve, wird auch in einer Reihe von diagnostischen Anwendungen verwendet und ist eine klinisch signifikante Geschwindigkeit.

Die Abb. 2 zeigt ein typisches Flussprofil einer grossen Extremitätenarterie. Grundsätzlich lässt sich der Blutkreislauf in zwei Teile unterteilen, den Körper- und den Lungenkreislauf. Der Körperkreislauf transportiert sauerstoffreiches Blut vom Herzen zu den Organen und sauerstoffarmes Blut in die Gegenrichtung. Das von den Organen kommende, sauerstoffarme Blut wird an die Lunge weitergeleitet und dort mit Sauerstoff angereichert. Die Arterien, welche das Blut vom Herzen zu den verschiedenen Körperteilen führen, spalten sich immer weiter in Arteriolen und schlussendlich in Kapillaren auf. In den Kapillaren findet der Stoffaustausch statt und von dort führen Venolen, welche sich später zu Venen vereinigen, das Blut zurück zum Herzen. Die Gefässdicke, der Blutdruck und die Fließgeschwindigkeit nehmen mit zunehmendem Abstand zum Herzen ab (Kraft, 2011).

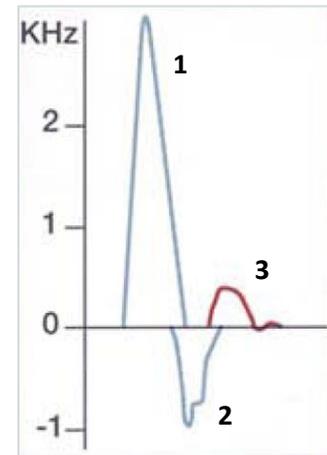


Abb. 2: Flussprofil von peripheren Arterien (Elcat AG, o. D.)

Das Flussprofil wird in 3 Abschnitte unterteilt (siehe Abb. 2) und es handelt sich dabei um einen wellenartigen Pumpvorgang. Bei der Kontraktionsphase der linken Herzkammer wird das Blut stossartig in die Hauptschlagader (Aorta) gepumpt, was den Blutdruck in den Gefässen kurz ansteigen lässt. Diese Kontraktionsphase des Herzens wird Systole (1) genannt. Die Gefässwände sind elastisch und können daher den grossen Druckgradienten in den Gefässen teilweise ausgleichen. Oftmals nimmt die Elastizität der Blutgefässe im Alter ab. In der Diastole, der darauffolgenden Phase, füllt sich das Herz mit venösem Blut und der Druck in den Arterien sinkt. Dadurch kommt es zu einem Rückfluss des Blutes ins Herz (frühen Diastole (2)). Die letzte Strömung vom Herzen zu den Körperteilen entsteht durch die Elastizität der Arterien (späte Diastole (3)). Danach kommt es mehr oder weniger zu keiner Strömung des arteriellen Blutes bis die Systole wieder beginnt (Elcat AG, o. D.).

## 1.8 Dopplerspektrum

Das Dopplerspektrum ist eine Zeit-Geschwindigkeit-Wellenform, welche die intravaskulären Blutflussgeschwindigkeiten während des Herzzyklus darstellt. Die spektrale Geschwindigkeitsmessung umfasst die systematische Analyse des Frequenzspektrums und dahingehend die Geschwindigkeit. Wie im Abschnitt 1.5 hergeleitet ist, ist die Dopplerdifferenzfrequenz proportional zur Geschwindigkeit des Blutes. Das Dopplersignal stellt die Summierung mehrerer Frequenzverschiebungen dar, welche von Millionen von roten Blutkörperchen zurückgestreut werden (Zobly, 2012). Beim Dopplerspektrum wird die Geschwindigkeit des Blutes als Funktion der Zeit dargestellt, wie in Abb. 3 ersichtlich ist. Das Spektrum wird durch die Fouriertransformation des Signals erhalten. Wie das Spektrogramm gebildet wird, wird im Abschnitt 1.5 erläutert. Die Intensität oder Helligkeit der Spektrallinie repräsentiert die Anzahl der roten Blutkörperchen, die den Ultraschallstrahl bei jeder Geschwindigkeit reflektieren. Die Breite der Spektrallinie stellt den Bereich der Geschwindigkeiten innerhalb eines Blutgefässes dar und kann während den Herzzyklen variieren (Burckhardt, 2008).

Da der Winkel in der klinischen Praxis schwer zu messen ist, wurden Indizes entwickelt, die auf Verhältnissen von Frequenzverschiebungen beruhen, um Doppler-Wellenformen zu quantifizieren. Indem sie sich auf Verhältnisse von Frequenzverschiebungen stützen, sind diese Indizes unabhängig von den Auswirkungen des Beschallungswinkels des Ultraschallbündels. Die wichtigsten Messgrößen sind die systolische Spitzengeschwindigkeit (*PSV*), die enddiastolische Geschwindigkeit (*EDV*) und die über einen Herzzyklus gemittelte Geschwindigkeit (*MV*).

Der Widerstand-Index ( $RI$ ) kann aus Spektralmessungen unter Verwendung der Gleichung erfasst werden:

$$RI = \frac{(PSV - EDV)}{PSV}$$

Die Gleichung berechnet und beschreibt, um wie viel das enddiastolische Maximum ( $EDV$ ) gegenüber dem systolischen Maximum ( $PSV$ ) abnimmt. Der  $RI$ -Wert ist ein direktes Maß für den peripheren Gefäßwiderstand und je höher der Gefäßwiderstand wird, desto kleiner wird das enddiastolische Maximum.

Der Pulsatilität-Index ( $PI$ ) kann unter Verwendung der Gleichung:

$$PI = \frac{(PSV - EDV)}{MV}$$

berechnet werden und beschreibt das Verhältnis von peripherem Widerstand zu Blutflussgeschwindigkeit. Je höher der Gefäßwiderstand und je geringer der Blutfluss ist, umso höher ist der  $PI$  und umgekehrt (Steiner & Schneider, 2000).

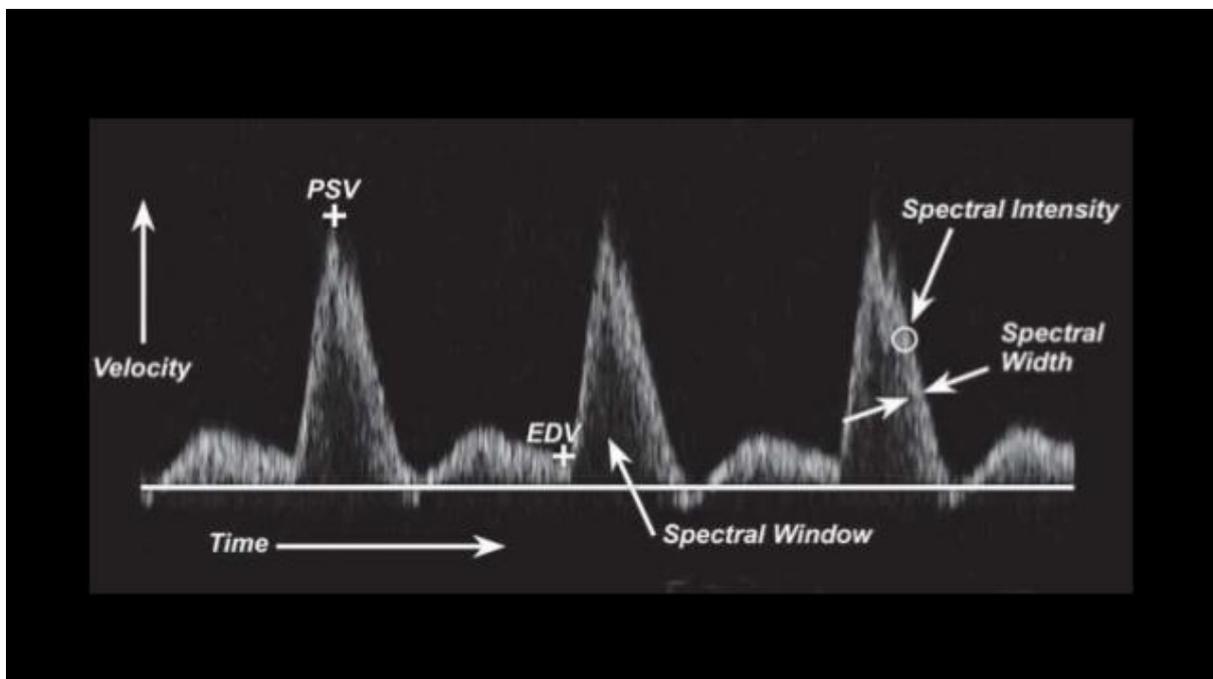


Abb. 3: Dopplerspektrum (Nipun Gupta, 2016)

Der  $RI$  und der  $PI$  liefern Informationen über den Blutfluss und den Widerstand, der aus den Messungen der absoluten Geschwindigkeit nicht gewonnen werden kann. Die Auswirkungen der Variation der Gefäßneigung und -größe werden durch die Berechnungen dieser Indizes eliminiert und die Indizes dienen dazu verschiedene Anomalitäten zu vergleichen. Der Nachteil ist, dass die Ermittlung der durchschnittlichen Geschwindigkeit abhängig von der Einstellung eines optimalen Frequenzspektrums mit einer guten Randschärfe ist (Merz, 2002).

## 1.9 Rauschen

Die Varianz eines medizinischen Geräts basiert im Grunde auf verschiedenen Ursachen. Dies können physiologische Schwankungen, äussere Einflüsse, Artefakte und elektronisches Rauschen sein. Das Rauschen ist in der Elektronik allgegenwärtig und tritt in fast allen Messsystemen auf. Im Gegensatz zu den anderen Ursachen sind Ursprung und Eigenschaften des elektronischen Rauschens oft bekannt. Es wird in zwei Klassen unterschieden: Thermisches (Johnson) Rauschen und Schrotrauschen.

Wie sich aus theoretischen Betrachtungen und aus Messungen ergibt, haben die meisten Rauscharten, darunter das thermische Rauschen und das Schrotrauschen, gaussverteilte Amplituden im Frequenzspektrum und sind oft ein limitierender Faktor in der Leistung des Signalverarbeitungsgeräts (HAMEG, o. D.). Die thermische Bewegung der Ladungsträger in Metallen und Halbleitern verursacht das thermische Rauschen. Neben dem thermischen Rauschen kann auch das Schrotrauschen entstehen. Das Schrotrauschen entsteht, da bei einem makroskopisch fließenden Strom die einzelnen Stromimpulse der Elektronen nicht gleichmäßig, sondern zu voneinander unabhängigen Zeiten auftreten (ZHAW, 2008).

### 1.9.1 Signal-zu-Rausch-Verhältnis

Durch die Signalverarbeitung sollen Informationen aus einem Rohsignal extrahiert werden. Wie schwierig es ist, die Informationen zu extrahieren, hängt sowohl von der Charakteristik des rauschfreien Signals als auch vom Rauschen selbst ab (Lohniger, 2012). Das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) ist das Verhältnis aus der Leistung des übertragenen Nutzsignals zur Leistung des Rauschsignals. Dieses Verhältnis ist ein Maß für die Qualität eines Nutzsignals. Da die Signalleistung bei vielen technischen Anwendungen um mehrere Größenordnungen größer ist als die Rauschleistung und das Verhältnis zwischen Nutzsignal und Rauschsignal mehrere Zehnerpotenzen umfassen kann, wird das Signal-Rausch-Verhältnis im logarithmischen Maßstab Dezibel (dB) angegeben.

$$SNR = 10 \lg\left(\frac{\text{Nutzsignalleistung}}{\text{Rauschleistung}}\right) \text{ dB} = 10 \lg\left(\frac{P_{\text{Signal}}}{P_{\text{Rauschen}}}\right) \text{ dB}$$

Je größer das Signal-Rausch-Verhältnis ist, desto störungsfreier und weniger verrauscht ist das Nutzsignal und desto leichter ist es, Informationen zu extrahieren. Der SNR zeigt auf wie stark das Datensignal im Verhältnis zum Hintergrundrauschen ist. Je niedriger der SNR, desto weniger verwertbare Informationen kommen letztlich am Endgerät an und desto höher fällt prinzipiell auch die Bitfehlerrate aus. Die Folge sind stark sinkende Datenübertragungsraten und irgendwann auch abreißende Verbindungen (DATACOM, 2014).

## 2 Material und Methode

Das Kapitel Material und Methode beschreibt den gesamten Projektaufbau (Abb. 5) und die Funktionsweise der einzelnen Systeme sowie die Prozessschritte der Signalverarbeitung vom Baby Doppler bis zur Signaldarstellung am Computer. Anhand der Literaturrecherche wird ein Doppler-Gerät gekauft oder entwickelt. Dafür werden verschiedene DIY (Do-It-Yourself)-Ultraschallprojekte und Stand-alone-Lösungen gelesen bzw. recherchiert. Um die Signale des Geräts zu verarbeiten, werden sie mit einem Computer aufgenommen, bearbeitet und dargestellt. Um die Signale später zu charakterisieren und auszuwerten, werden verschiedene Messungen mit dem Gerät durchgeführt. Schliesslich soll die Geschwindigkeit anhand eines Spektrogramms in den Blutgefässen bestimmt werden können.

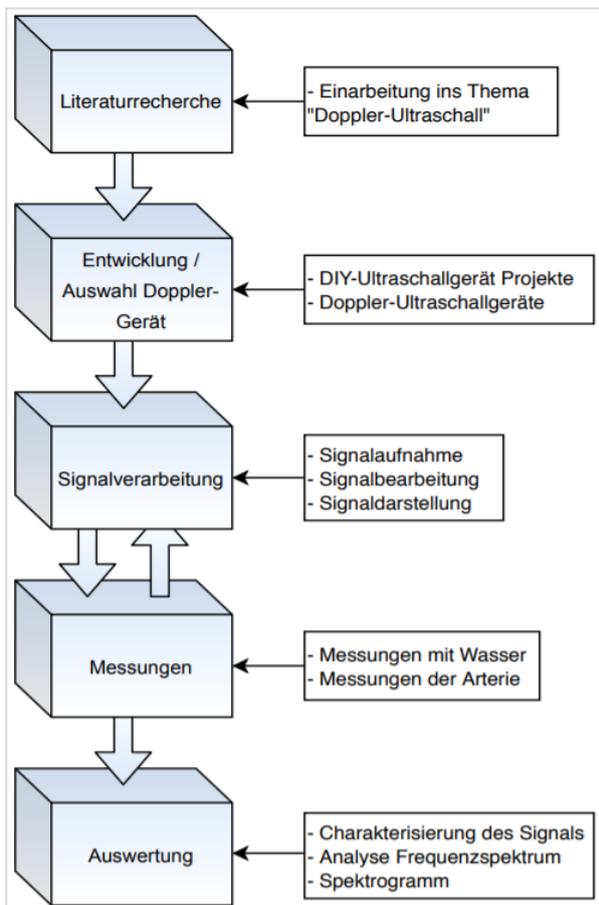


Abb. 5: Projektaufbau

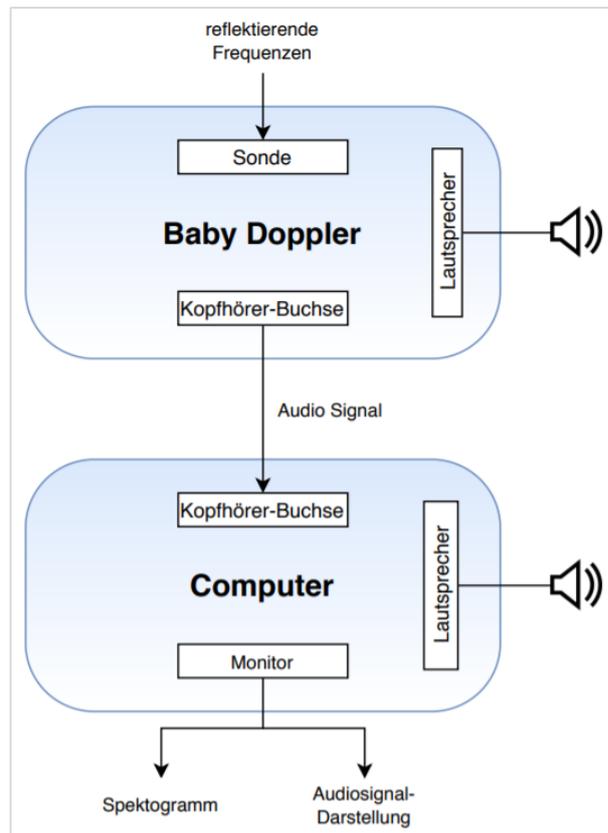


Abb. 4: Systemabgrenzung

In der Abb. 4 ist das gesamte System mit seinen Subsystemen und deren Systemabgrenzungen ersichtlich. Auf der einen Seite ist der Baby Doppler, eine Stand-alone-Lösung, welcher als Input die reflektierende Frequenzen der Blutkörperchen erhält. Das Gerät verarbeitet den Input und gibt ein Audiosignal über die eigenen Lautsprecher oder über die Audiobuchse aus. Dieses Signal wird mit einem AUX-Kabel auf einen Computer übermittelt. Dieser zeichnet das Signal auf, bearbeitet es und stellt es schliesslich in einem Frequenzspektrum oder Spektrogramm dar. Für die Signalverarbeitung wird das Programm MATLAB verwendet. Neben der Signaldarstellung mit MATLAB wird das Signal mit dem Programm Audacity visuell und akustisch wiedergegeben.

## 2.1 Baby Doppler

Der Baby Doppler, auch Fetaldoppler genannt, ist ein kleines, tragbares Handgerät zum Abhören der fetalen Herztöne während Schwangerschaft und Geburt mittels Ultraschall. Es nutzt den Doppler-Effekt, um eine akustische Simulation des Herzschlages zu erzeugen und somit eine Nähe zwischen Mutter und dem Baby aufzubauen. Es ist ein sicheres und einfach zu bedienendes fetales Doppler-Gerät und soll zu Hause Sicherheit für die Gesundheit und das Wohlbefinden des Babys zwischen den Arztbesuchen geben. Die Bedienungsanleitung des Geräts ist im elektronischem Anhang B.1 vorhanden.

Die genaue Funktionsweise des Geräts ist schwer zu ermitteln, da die Chips auf der Leiterplatte nicht auffindbar sind und keine Angabe vom Hersteller, auch nach Rücksprache mit dem Hersteller, erhältlich sind. Um die genaue Funktionsweise des Geräts zu ermitteln, werden verschiedene Messungen (Abschnitt 2.3) durchgeführt. Der Abschnitt 2.1.2 zeigt theoretisch auf, wie ein Ultraschallgerät das Signal verarbeitet.

### 2.1.1 Aufbau und Funktion

Der Baby Doppler (Abb. 6) hat einen LCD-Bildschirm (Flüssigkristallanzeige), auf welchem sowohl die Herzfrequenz in Schläge pro Minute (BPM, Beats per minute) als auch der aktivierte Modus dargestellt werden. Zudem zeigt er auf, welcher Sondentyp (in MHz) angeschlossen ist und er hat eine Batteriestatus-Anzeige. Mit den drei verschiedenen Tasten kann der Modus verändert sowie das Gerät und die Hintergrundbeleuchtung ein- und ausgeschaltet werden. Zusätzlich besitzt das Gerät einen Lautsprecher und einen Kopfhöreranschluss für das Abhören des Herzschlages. Mit einem Mini-USB Anschluss wird eine Sonde an das Gerät angeschlossen.



Abb. 6: Baby Doppler (Elcat AG, o. D.)

Die Bezeichnung der Sonde von «CD3.0 IPX4» bedeutet, dass Continuous-Wave (CW)-Doppler die Arbeitsweise der Sonde ist und sie mit einer Frequenz von 3 MHz  $\pm 10\%$  arbeitet. Zudem bedeutet IPX4, dass die Sonde einen Schutz gegen allseitiges Spritzwasser hat. Der Baby Doppler hat einen Messbereich von 50 BPM – 240 BPM mit einer Genauigkeit von  $\pm 2$  BPM. Das Gerät benutzt zwei ersetzbare 1.5V AA-Alkaline Batterien. Die Ausgangsleistung (P) des Geräts liegt bei 20 mW. Die Intensität des Ausgangsstrahls ( $I_{ob}$ ) liegt bei  $< 20 \text{ mW/cm}^2$  und die zeitliche Durchschnittsintensität ( $I_{spta}$ ) liegt bei  $< 100 \text{ mW/cm}^2$ . Die effektive Abstrahlungsfläche des Wandlers liegt bei  $< 208 \text{ mm}^2$ .

Um die Herzrate des Fötus zu bestimmen, können mit der linken Taste drei verschiedene Modi eingestellt werden. Beim ersten Modus handelt es sich um eine Echtzeit-Anzeige des Herzschlages. Beim zweiten Modus handelt es sich um die durchschnittliche Herzfrequenz über 8 Schläge. Beim dritten Modus kann man selber die Zeit definieren, über welche die durchschnittliche Herzfrequenz berechnet wird (BabyDoppler, 2018).

### 2.1.2 Technische Grundlagen des Baby-Dopplers

In der Abb. 7 ist die Funktionsweise des Baby Dopplers vereinfacht dargestellt. Die Schallsonde besitzt einen Sendekristall (piezoelektrischer Effekt), der durch einen Oszillator angeregt wird. Dieser sendet kontinuierlich eine bestimmte Frequenz von 3 MHz (in diesem Beispiel mit 8 MHz). Da das Blut in diesem Beispiel von der Sonde wegfließt, gibt es eine Frequenzverschiebung nach unten.

Diese zurückkommenden Signale mit einer Frequenz von 7.999 MHz werden zunächst mit dem Transducer empfangen und danach verstärkt. Die Verstärkung ist von grosser Bedeutung, da das frequenzverschobene Dopplersignal hauptsächlich aufgrund der Absorption Energie verliert. Diese Absorption entsteht durch die Umwandlung von Schallenergie in Wärme und nimmt mit der zurückgelegten Wegstrecke exponentiell zu. Die verstärkten Signale enthalten dopplerverschobene Frequenzen und Trägerfrequenz. Die Flussrichtung kann aufgrund des Nichtvorhandenseins eines Phasenschiebers nicht bestimmt werden. Für die Bestimmung der Flussrichtung würde die Trägerfrequenz aus den dopplerverschobenen Frequenzen extrahiert werden, was als Demodulation bekannt ist (Maulik, 2005). Es gibt verschiedene Methoden der Demodulation. Beide Frequenzen, das verstärkte Dopplersignal und das Sendesignal, werden nun durch Phasenüberlagerung in einem Mixer verglichen und der Betrag der Dopplerverschiebung gebildet. Das resultierende Signal besteht nicht nur aus der Doppler-Frequenzverschiebung, sondern auch aus dem Niederfrequenz- und Hochamplituden-Signal und dem hochfrequenten Rauschen (Zobly, 2012). In diesem Beispiel erhält man zuletzt eine Frequenzverschiebung von 1 KHz. Dies liegt im hörbaren Bereich und wird über den kleinen Lautsprecher ausgegeben. Je schneller nun das Blut fließt, desto höher wird die Differenz zwischen gesendetem und empfangenem Signal und desto höher der Ton (Elcat AG, o. D.).

Diese Frequenzen werden in einem Dopplerspektrum (siehe Abschnitt 1.8) dargestellt. Dabei werden die positiven und negativen Dopplerdifferenzfrequenzen (Blutströmung zum und weg vom Schallkopf) oberhalb einer Nulllinie abgebildet. Zusätzlich werden die unterschiedlichen Dopplerdifferenzfrequenzen bezüglich ihrer Schallintensität analysiert. Eine hohe Echointensität von Dopplerdifferenzfrequenzen wird mit hellen Bildpunkten, eine niedrige Echointensität mit dunkleren Bildpunkten dargestellt. Diese Echointensität des Signals steht in direkter Proportionalität zur Zahl der Blutkörperchen im Schallstrahl und repräsentiert dadurch das bewegte Volumen der Blutströmung. Das aufgezeichnete Dopplersignal lässt sich schliesslich anhand des auf dem Monitor aufgezeichneten Spektrogramm exakt den verschiedenen Strömungsphasen des Herzzyklus zuordnen (Einhaus & Greim, 2015).

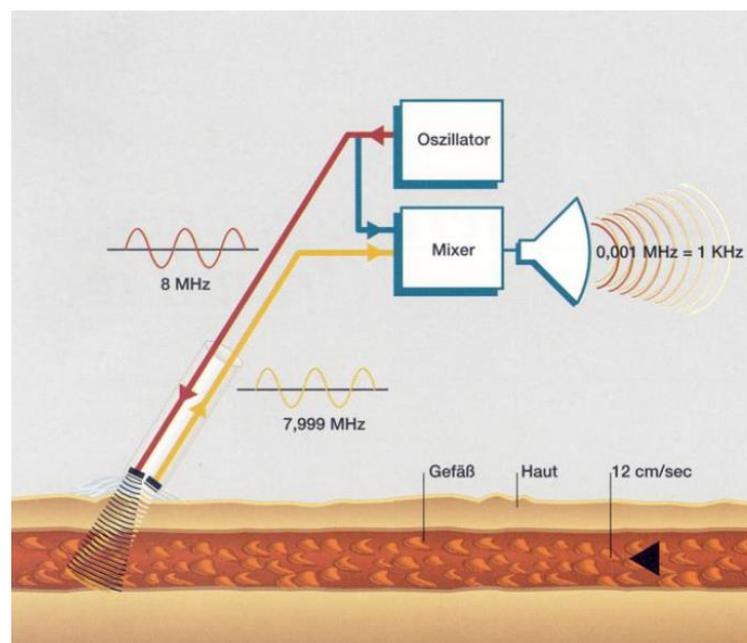


Abb. 7: Funktionsschema eines unidirektionalen Dopplers (Elcat AG, o. D.)

Das aufgezeichnete Dopplersignal lässt sich schliesslich anhand des auf dem Monitor aufgezeichneten Spektrogramm exakt den verschiedenen Strömungsphasen des Herzzyklus zuordnen (Einhaus & Greim, 2015).

### 2.1.3 Bestimmung der Geschwindigkeit und der Durchflussmenge

Wie schon erläutert, tritt die Frequenzänderung auf, weil der Schallstrahl auf eine sich bewegende Struktur zwischen der Quelle und dem Detektor trifft. Die Dopplergleichung zeigt auf, dass eine Erhöhung der Geschwindigkeit zu einer größeren Dopplerdifferenzfrequenz führt. Wenn die Dopplerdifferenzfrequenz und der Winkel zur Strömung bekannt sind, kann die Geschwindigkeit der sich bewegenden Reflektoren berechnet werden. Bei den Berechnungen wird angenommen, dass die Schallgeschwindigkeit bei einem Wert von 1540 m/s für Weichgewebe konstant bleibt. In der Praxis werden die gesendeten und empfangenen Frequenzen gemessen und dann verarbeitet. Das Gerät ermittelt autonom die resultierende Dopplerdifferenzfrequenz. Der Winkel zur Strömung muss jedoch manuell zur Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit definiert werden (Hausamann, 2011). Zur Bestimmung der Durchflussmenge wird das Volumen unterhalb des Dopplerspektrums bestimmt. Hierfür werden die Intensitäten über die Zeit und über die Geschwindigkeiten integriert. Aufgrund der Abtastrate ist die gemessene Intensität auf diskreten Intervallen definiert. Da zur Bestimmung der Periodenlänge die Zeitinformation erhalten bleiben muss, wird als erstes das Intensitätsspektrum über den Geschwindigkeiten integriert. Für die Integration über der Zeit ist entscheidend, dass der Integrationszeitraum nur ganze Perioden enthält. Ansonsten kann es aufgrund der falschen Abgrenzung zur fehlerhaften Quantifizierung des Gesamtflusses pro Sekunde kommen (Müller-Stüler, 2011).

#### 2.1.4 Positionierung des Sondenkopfs

Der exakte Winkel zur Strömung ist bei der Beurteilung von Blutgefäßen aufgrund der unterschiedlichen akustischen Zugänglichkeit wesentlich stärker zu berücksichtigen als z.B. im Herzen. Bei der Messung ist der Winkel ein grosser Unsicherheitsfaktor. Insbesondere bei großen Winkeln kann es zu Fehlern bei der Geschwindigkeitsberechnung führen. Bei einem Winkel zur Strömung von  $60^\circ$  ist die resultierende Dopplerdifferenzfrequenz nur halb so gross wie bei einem Doppler-Winkel von  $0^\circ$  (Abb. 8). Der Winkel zur Strömung muss so genau wie möglich gemessen werden, da eine Abweichung von 5 Grad bei einem Winkel von  $60^\circ$  zur Strömung, welcher häufig bei der Untersuchung von Blutgefäßen verwendet wird, einen Fehler von 18 % bei der Messung der Strömungsgeschwindigkeit verursacht. Grundsätzlich sollte bei der Messung von Dopplersignalen von Blutgefäßen nicht ein Winkel von grösser als  $60^\circ$  benutzt werden, da das Fehlerpotenzial pro Grad zunimmt. Unabhängig davon sollte bei der Messung darauf geachtet werden, den Strömungswinkel so genau wie möglich beizubehalten (Elcat AG, o. D.).

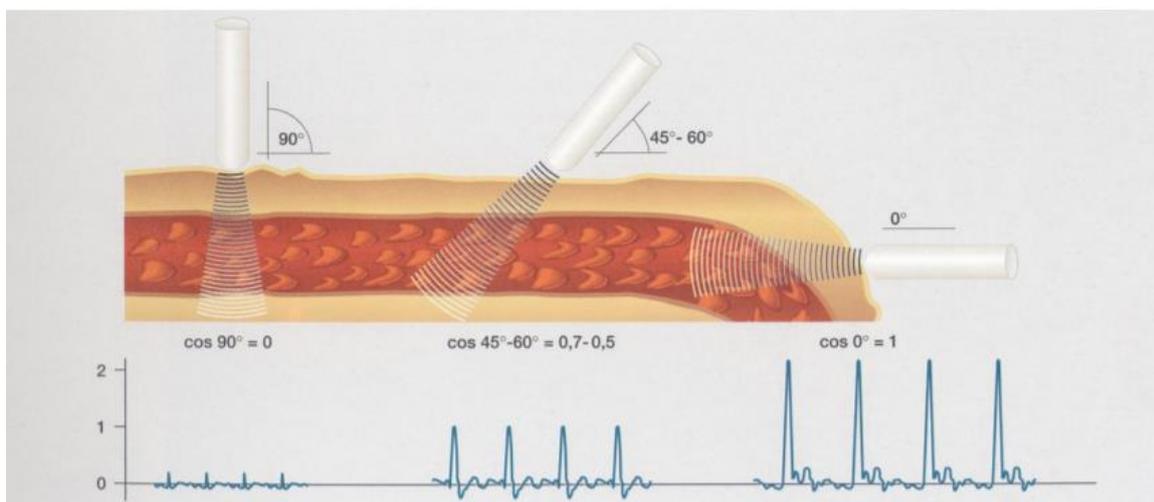


Abb. 8: Positionierung des Sondenkopfs

## 2.2 Signalverarbeitung

Der Baby Doppler gibt die Dopplerdifferenzfrequenz anhand eines Audiosignals über die eigenen Lautsprecher oder über die Audiobuchse aus. Dieses analoge Audiosignal wird mittels eines AUX-Kabels mit der Kopfhörer-Buchse des Computers verbunden. Im folgenden Abschnitt wird die gesamte Signalverarbeitung von der Analog/Digital-Wandlung des Signals bis zur Signaldarstellung im Spektrogramm beschrieben und es wird auf die theoretischen Grundlagen und die Umsetzung der Verarbeitung von analogen Signalen eingegangen. In der Abb. 9 sind die einzelnen Prozessschritte der Signalverarbeitung abgebildet.

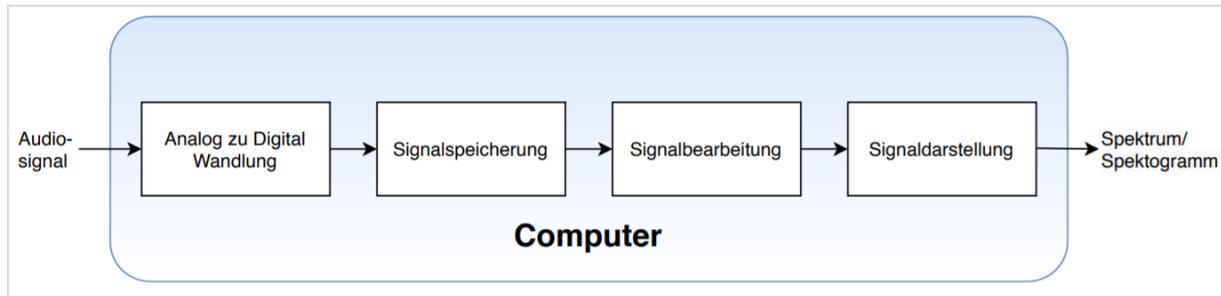


Abb. 9: Signalverarbeitung

Für diese Prozessschritte wird die MATLAB Umgebung genutzt. Zusätzlich ist das kostenfreie Programm Audacity für die parallele Audioausgabe und Darstellung des Audiosignals während der Aufnahme zuständig. Dies soll das Finden der reflektierenden Signale eines Blutgefäßes unterstützen, da einerseits das Audiosignal während der Messung sichtbar und andererseits hörbar ist. Das Programm Audacity tastet das Signal mit einer Frequenz von 44'100 Hz ab.

### 2.2.1 Analoges Audiosignal

Ein analoges Audiosignal ist ein elektrisches Signal, welches akustische Informationen transportiert. Audiosignale sind am menschlichen Hörbereich angelehnt und liegen zwischen 20Hz und 20kHz. Beim analogen Audiosignal wird eine durchgängig schwingende Spannung erzeugt und zu den Lautsprechern geleitet. Diese Schwingung kann zwischen einer oberen und unteren Grenze jeden Wert stufenlos einnehmen. Je länger der Übertragungsweg eines analogen Audiosignals ist, umso störanfälliger wird es (Montag, 2020). Das eigentliche Signal wird dann von Rauschen überdeckt. Die Daten der Signale lassen sich decodieren, indem man die Änderungen der Amplituden misst (Mathew, 2018). Deterministische Signale lassen sich mit Funktionen beschreiben und können mathematisch berechnet werden. Stochastische Signale sind zufällig und lassen sich somit nicht genau berechnen, sondern können nur mithilfe von statistischen Methoden (z.B. Mittelwert) beschreiben werden (Mietke, 2020).

### 2.2.2 Analog zu Digital Wandlung

Das analoge Audiosignal muss zur Weiterverarbeitung am Computer digitalisiert werden. Grundsätzlich kann ein analoges Signal zu jedem Zeitpunkt einen beliebigen Wert annehmen und daher ist es zeit- und wertkontinuierlich. Um analoge Signale zu analysieren und zu verarbeiten werden sie aufgezeichnet. Dabei kommt es zu einer gewissen Verfälschung der Signale. Es wird zu diskreten Zeitpunkten abgetastet und jeder Abtastwert wird quantisiert, also in einen wertdiskreten Bereich überführt (Hablützel & Georgios, 2007). Das so entstandene zeitdiskrete Sample kann als Zahlenvektor aufgefasst werden, bei dem jede Zahl der Amplitude des Schalls zu einem bestimmten Zeitpunkt entspricht. Hierbei entspricht die Position im Vektor dem relativen Zeitpunkt und die Länge des Vektors entspricht der Anzahl an

Samples im Zeitraum. Die Häufigkeit dieser Proben oder Samples wird durch die Abtastrate angegeben. Allgemein gilt, je mehr Proben vorliegen, desto detailreicher lässt sich der Klang digital abbilden. Mathematisch betrachtet entspricht der Abtastprozess der Faltung der analogen Wellenform mit einer sich wiederholenden Reihe kurzer Impulse. Die ideale Abtastfunktion ist der Dirac-Stoss, der unendlich kurz ist, jedoch eine normierte Energie von 1 hat. Wichtig dabei ist die Einhaltung des Abtasttheorems, welches besagt, dass die maximale Frequenz des Signals kleiner als die halbe Abtastfrequenz sein muss (Müller-Stüler, 2011).

Sobald die Sonde richtig platziert ist und das Geräusch des Blutflusses (mit Audacity) hörbar ist, kann das Audiosignal mithilfe von MATLAB aufgezeichnet und abgespeichert werden. Das MATLAB-Programm «RecordandSave» (Anhang A.1.1 ) übernimmt diese Aufgabe.

### 2.2.3 Signalabtastung

Für das Aufnehmen des Signals wird die Funktion «*audiorecorder*» benötigt. Um alle Funktionen des Audiorecorder-Objekts nutzen zu können, muss das System über eine ordnungsgemäss installierte und konfigurierte Soundkarte mit 8- und 16-Bit-I/O und Unterstützung für Abtastraten von bis zu 48 kHz verfügen. Die Funktion «*audiorecorder (Abtastrate,Bits,Kanäle)*» gibt ein Handle an ein Audiorecorder-Objekt mit den Angaben der Abtastrate (in Hz), der Abtastgrösse in Bits und der Anzahl der Kanäle, die verwendet werden zurück. Gängige Abtastraten sind 8'000, 11'025, 22'050 und 44'100 Hz. Der Wert der Bits kann 8 oder 16 sein. Für Mono oder Stereo müssen die Kanäle 1 bzw. 2 sein (The MathWorks, Inc., 2020b).

Es wird eine Abtastung von 44'100 Samples pro Sekunde gewählt, da eine derartige Auflösung die maximale für Menschen hörbare Tonfrequenz von etwa 20 kHz und das Nyquist-Shannon-Theorem berücksichtigt. Während die Abtastrate die Frequenz der Samples beschreibt, gibt die Bittiefe an, wie viele Bit pro Sample verwendet werden. Die Bittiefe sagt aus, wie genau oder wie hoch aufgelöst jedes einzelne Sample ist. Für die Abtastgrösse werden 16 Bits verwendet, da für die Bearbeitung von Audiosignalen eine höhere Genauigkeit verwenden.

Die Funktion «*recordblocking (Objekt, Länge)*» zeichnet ein Audiosignal von einem Eingabegerät, z.B. einem am System angeschlossenen Mikrofon, für die durch die Länge angegebene Anzahl von Sekunden auf. Die dazu definierten Informationen werden mit dem Audiorecorder-Objekt mitgegeben (The MathWorks, Inc., 2020c).

### 2.2.4 Signalspeicherung

Um das abgetastete Audiosignal abzuspeichern, verwendet MATLAB die Funktionen «*getaudiodata*» und «*audiowrite*». Die Funktion «*getaudiodata(Signaldaten,Datentyp)*» konvertiert die Signaldaten in den angegebenen Datentyp und schreibt dies in eine Variable (The MathWorks, Inc., 2020d). Schliesslich schreibt die Funktion «*audiowrite(Filename,Signal,Abtastrate)*» eine Matrix aus den Audiodaten mit der Abtastrate in eine Datei mit einem gewählten Dateinamen. Der eingegebene Dateiname gibt auch das Dateiformat an. Der Ausgabedatentyp hängt vom Ausgabedateiformat und vom Datentyp der Audiodaten ab. Als Abtastrate wird wieder 44'100 Hz gewählt und die Signale werden als WAVE-Format (.wav) gespeichert (The MathWorks, Inc., 2020e).

## 2.2.5 Signalbearbeitung

Das Dopplersignal besteht nicht nur aus den Signalen des Blutgefässes, sondern auch aus hohen und tiefen Frequenzen von den umliegenden Strukturen, wie z.B. den Blutgefässwänden. Ausserdem besteht ein grosser Teil des Signals aus Rauschen im hochfrequenten Bereich. Offensichtlich stellen diese Frequenzen aus den Fremdquellen die Fehlerkomponenten des Gesamtsignals dar und ihre Reduzierung verbessert die Signalqualität. Um dieses Ziel zu erreichen, werden elektronische Digitalfilter eingesetzt. Grundsätzlich werden dafür zwei Filter verwendet: den Hochpass- und der Tiefpassfilter (Maulik, 2005).

### 2.2.5.1 Hochpass- und Tiefpassfilter

Der Hochpassfilter eliminiert die tiefen Frequenzen des Dopplersignals. Oft handelt es sich bei den niedrigen Frequenzen um Gefässwandsignale (langsame Bewegungen). Da eine selektive Filterung allerdings nicht möglich ist, werden auch die Signale der niedrigen Flussgeschwindigkeiten des Blutes eliminiert. Dies führt einerseits zu einer Überschätzung der mittleren Strömungsgeschwindigkeit, andererseits können bei Einsatz eines starken Hochpassfilters auch niedrige enddiastolische Maximalgeschwindigkeiten herausgefiltert und somit artifizielle Nullflüsse produziert werden. Daher sollten lediglich Hochpassfilter bis maximal 100 Hz eingesetzt werden (Steiner & Schneider, 2000).

Der Tiefpassfilter erlaubt nur Frequenzen unter einem gewissen Schwellwert zu passieren. Die höheren Frequenzen werden daher eliminiert. Dieser Schwellwert ist höher gesetzt als die maximale Dopplerdifferenzfrequenz. Grundsätzlich eliminieren diese Filter das Rauschen in den hohen Frequenzen und verbessern das Signal-Rausch-Verhältnis (Werner, 2019).

## 2.2.6 Signaldarstellung

Wie im Abschnitt 2.1.3 erläutert ist, korreliert die Dopplerdifferenzfrequenz zur Anzahl an Partikeln, die sich in den jeweiligen Geschwindigkeiten bewegen. Um dieses Signal zu analysieren und die Geschwindigkeit des Blutes zu bestimmen, müssen einerseits die Signale in einem Spektrum und andererseits in einem Spektrogramm dargestellt werden. Das Spektrum zeigt die Zusammensetzung der Frequenzen eines Signals und zudem soll der zeitlichen Verlaufs des Spektrums eines Signals in einem Spektrogramm dargestellt werden. Für die Spektralverarbeitung wird die Fourier-Analyse verwendet.

### 2.2.6.1 Spektralanalyse

Das Audiosignal wird als komplexe, nur schwer interpretierbare Wellenform dargestellt, die aus zeitlichen Schwankungen der Amplitude besteht. Die Spektralanalyse wandelt dieses Signal in seine Frequenzen und den entsprechenden Amplituden um. Das Spektrum wird für die Untersuchung der Frequenzverteilung der reflektierten Echos von sich bewegenden Teilchen genutzt (Müller-Stüler, 2011). Die Amplitude stellt ungefähr die Anzahl der reflektierenden Teilchen dar, die sich mit einer gegebenen Geschwindigkeit bewegen. Die Leistung der einzelnen Frequenzen ist die Menge der Betragsquadrate und entspricht der Summe aus den Quadraten der Real- und Imaginärteile des Dopplersignals (Dorffner, 2015). Eine vollständige Spektralverarbeitung, die umfassende Informationen sowohl über die Frequenz

als auch über ihren durchschnittlichen Leistungsgehalt liefert, wird als Leistungsspektralanalyse bezeichnet. Die Abb. 10 zeigt ein Leistungsspektrum auf mit den Frequenzen auf der horizontalen Achse und Leistung auf der vertikalen Achse. MATLAB bietet die Funktion «*fft(Signal)*», welche die diskrete Fourier-Transformation (DFT) vom Signal unter Verwendung eines schnellen Fourier-Transformations-Algorithmus (FFT) berechnet (The MathWorks, Inc., 2020a). Der Programmcode zur Berechnung und Darstellung des Leistungsspektrum liegt im Anhang A.1.2.

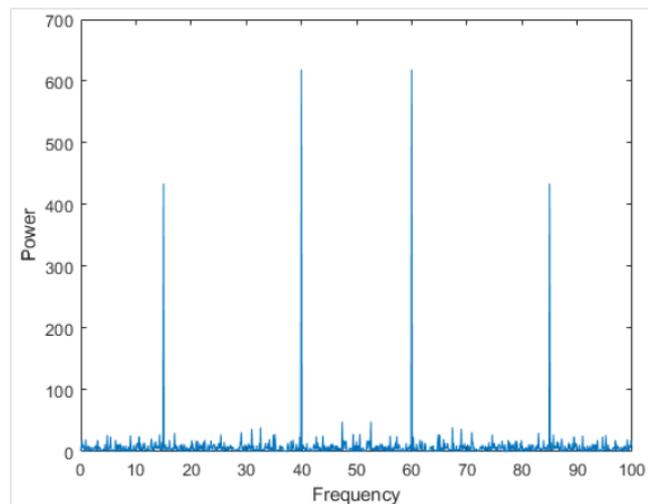


Abb. 10: Leistungsspektrum (The MathWorks, Inc., 2020e)

### 2.2.6.2 Spektrogramm

Ein Spektrogramm ist grundsätzlich ein zweidimensionales Diagramm, wobei eine dritte Dimension durch Farben oder Helligkeit dargestellt wird. Die Zeit verläuft entlang der horizontalen Achse und die Frequenz auf der vertikalen Achse. Die Amplitude oder Energie einer bestimmten Frequenz zu einem bestimmten Zeitpunkt wird durch die dritte Dimension, die Farbe, dargestellt, wobei dunkle Blautöne niedrigen Amplituden und hellere Farben bis hin zu Rot zunehmend stärkeren Amplituden entsprechen. Ein Spektrogramm zeigt also die Signalstärke von verschiedenen Frequenzen über der Zeit auf. Im Gegensatz zum Spektrum sieht man, wie sich die Energiepegel über die Zeit verändern (Werner, 2019). In diesem Zusammenhang kann das Frequenzspektrum mittels der Schnellen Fourier Transformation bestimmt werden. Das damit entstehende Prinzip eines Spektrogramms ist eine etablierte Methode für die Visualisierung von Audiodaten, insbesondere in ihrem zeitlichen Kontext. Ein Spektrogramm wird einfach gesagt erstellt, indem Teile eines Eingangssignals genommen und auf jeden Teil eine lokale Fourier-Transformation angewendet werden. Jeder Abschnitt hat eine bestimmte Breite und man wendet auf diesen Abschnitt eine Fourier-Transformation an. Dabei ist zu beachten, dass jedem Stück eine Frequenzverteilung zugeordnet ist. Für jeden Abschnitt, der zu einem bestimmten Zeitpunkt im Zeitsignal zentriert ist, erhält man ein Bündel von Frequenzkomponenten. Die Sammlung all dieser Frequenzkomponenten an jedem Stück und die Darstellung aller zusammen ist im Wesentlichen ein Spektrogramm (Schweikert, 2018).

Die MATLAB «Signal Processing Toolbox» bietet den Befehl «*spectrogram(x,window,noverlap,nfft,fs)*» zur Anzeige eines Spektrogramms mit Hilfe der Berechnung der Kurzzeit-Fourier-Transformation. Für das Erstellen des Spektrogramms gibt es fünf verschiedene Eingabewerte (The MathWorks, Inc, 2020f). Die Variable «*x*» ist das Eingangssignal im Zeitbereich. Wie zuvor beschrieben wird das Bild in Stücke zerlegt und jedes Stück hat eine bestimmte Breite. Diese Breite wird mit der Variable «*window*» in Form von Samples definiert. Da es sich um ein zeitdiskretes Signal handelt, ist bekannt, dass dieses Signal mit einer bestimmten Abtastfrequenz und Abtastperiode abgetastet wird. Man kann die Größe des Fensters in Bezug auf die Abtastwerte bestimmen, aber im Grunde ist die Einstellung der Fenstergröße empirisch und erfordert viel Experimentieren. Man kann grundlegend sagen, dass je größer die Fenstergröße ist, desto besser ist die Frequenzauflösung, da mehr Frequenzen erfasst werden. Der Nachteil liegt aber darin, dass die Zeitlokalisierung schlechter ist. Eine weitere Möglichkeit, eine gute Frequenz-

lokalisierung sicherzustellen, besteht darin, dass sich die Stücke um einen gewissen Prozentsatz überlappen. Die Überlappung «*noverlap*» definiert, wie viele Samples in jedem Fenster überlappt werden. Die Standardeinstellung ist 50% eines solchen Stückes. Die nächste Variable «*nfft*» beschreibt im Wesentlichen, wie viele FFT-Punkte pro Stück zu berechnen sind und sagt aus, wie feinkörnig die Frequenzauflösung ist. Eine höhere Anzahl von FFT-Punkten ergibt demnach eine höhere Frequenzauflösung und somit eine detaillierte Frequenzachse des Spektrogramms. Als Letztes wird die Abtastfrequenz mit der Variable «*fs*» des Signals definiert (Stack Exchange Inc, 2020).

Als optimaler Kompromiss zwischen Auflösung im Frequenz- und Zeitbereich erweist sich eine Fensterlänge von 1024 Samples bei Verwendung eines Hanning-Fensters. Eine Überlappung von 25% wird durch mehrmaliges Experimentieren festgelegt. Für die Frequenzauflösung wird das Vierfache der Fensterlänge definiert, da es der optimale Kompromiss zwischen Frequenzauflösung und Zeitdauer der Berechnung ist.

Die Ausgabewerte jedes Spektrogramms bestehen zum einen aus den Zeitmomenten, die als Vektor zurückgegeben werden. Die Zeitwerte entsprechen dem Mittelpunkt jedes Fensters und dieser Vektor hat eine Länge gleich der Anzahl Spalten des PSD (Power spectral density). Zum anderen werden die Frequenzen ebenfalls als Vektor zurückgegeben, welcher eine Länge gleich der Anzahl der Zeilen von des PSD hat. Die PSD bezeichnet den Leistungswert bezogen auf die effektive Frequenzauflösung, welche durch die Equivalent Noise Bandwidth (ENBW) angegeben wird:

$$PSD = \frac{1}{ENBW} |X[k]|^2$$

Für jeden Frequenzkanal zugeordneten Filter ist die ENBW die Bandbreite eines äquivalenten Rechteckfilters. Wenn ein Signal in Volt (V) gemessen wird, so ist auch das diskrete Betragsspektrum  $|X[k]|$  in Volt. Wie im vorherigen Abschnitt erklärt ist, entspricht das Quadrat des Betragsspektrums dem Leistungsspektrum in  $V^2$ . Die PSD definiert eine Leistungsgröße ( $V^2$ ) bezogen auf die Frequenz in Hertz (Hz). Durch die Beziehung des Leistungsspektrums zur effektiven Frequenzauflösung in Hz ergibt sich die Einheit  $V^2/Hz$ . Um aus den Leistungen die Werte für eine Dezibel-Skala zu berechnen, wird mit der folgenden Gleichung der Signalpegel berechnet:

$$10 * \log_{10}(|X[k]|^2) = 10 * \log_{10}(\sqrt{PSD * ENBW})$$

In der Signalanalyse ist die Umrechnung von linearen Werten in die logarithmische Dezibel-Skala üblich, da die Dezibel-Skala eine gute Interpretation ermöglicht. Grund dafür ist, dass sowohl sehr grosse Werte als auch sehr kleine Werte in einem Spektrum vorkommen und beide ausgewertet werden sollen (Beckhoff Automation GmbH, 2020).

In der Abb. 11 ist ein Beispiel für ein Spektrogramm dargestellt, welches die Zeit linear auf der X-Achse und die Frequenzen linear auf der Y-Achse darstellt. Auf der Z-Achse wird der Signalpegel linear in Dezibel (dB) angegeben. Die Werte werden verwendet, um Signalpegel im Vergleich zum höchsten Pegel, den eine WAV-Datei verarbeiten kann, zu beschreiben. Der Programmcode zur Berechnung und Darstellung des Spektrogramms liegt im Anhang A.1.3.

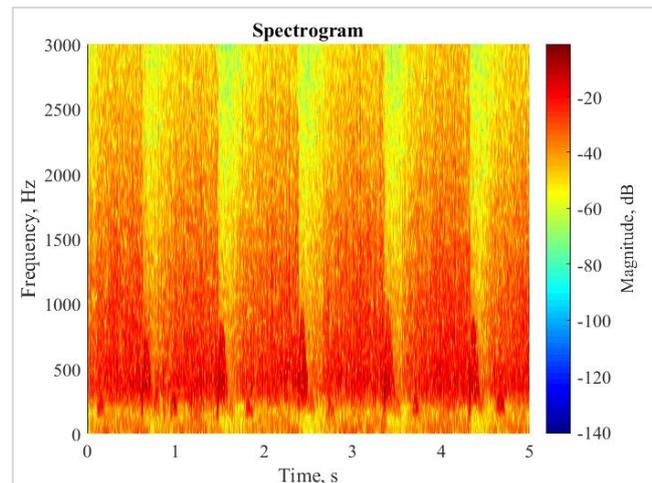


Abb. 11: Beispiel-Spektrogramm

### 2.2.6.3 Berechnung der Hüllkurve

Um eine Hüllkurve des gemessenen Signalverlaufs zu generieren, werden Frequenzbereiche bestimmt, die über einer gewissen Signalleistung liegen. Im Spektrogramm wird zu jedem Zeitpunkt (alle 5.8 ms), bedingt durch die Auflösung, der durchschnittliche Signalpegel berechnet. Alle Frequenzen, die unterhalb eines gewissen Schwellwerts liegen, werden im Spektrogramm unterdrückt. Der Schwellwert ist experimentell ermittelt und liegt bei 64 %.

Um das Hintergrundrauschen des Signals vollständig zu entfernen und zu glätten, wird eine Medianfilterung durchgeführt. Durch den Medianfilter wird für jedes Ausgabepixel den Medianwert in der rechteckigen Nachbarschaft um das entsprechende Pixel berechnet. Die Größe der Nachbarschaft wird durch ein 2-Element-Vektor aus reellen positiven ganzen Zahlen spezifiziert. Ebenfalls wird dieser Filter experimentell spezifiziert und liegt bei einer Breite von 1 Pixel und Höhe von 30 Pixeln. Ausserdem werden tieffrequente Signalanteile unterdrückt. Die tiefste Frequenz wird nach der Zuordnung von Frequenzen und Geschwindigkeiten, definiert und entspricht der Geschwindigkeit von 0 m/s.

## 2.3 Messungen

Für die Charakterisierung und Analyse des Audiosignals werden verschiedene Messungen durchgeführt. Diese Signale werden mithilfe von MATLAB aufgenommen und verarbeitet. Das Ziel der Messungen ist es, dass eine Frequenz oder ein Frequenzbereich einer Geschwindigkeit zugeordnet und somit die Geschwindigkeit im Blut bestimmt werden kann. In diesem Abschnitt werden unterschiedliche Messungen mit ihrem Messaufbau und Messdurchführung beschrieben.

Da die Dopplermesstechnik auch bei Wasserdurchflussmessungen genutzt wird, wird bei den ersten Messungen die Geschwindigkeit von Wasser gemessen. Bei allen Messungen, die mit Wasser durchgeführt werden, liegt der Kopf der Sonde immer komplett im Wasser. Da die Sonde einen Spritzschutz von IPX4 hat, muss sie vom Eindringen des Wassers geschützt werden. Daher wird die Sonde in Frischhaltefolie gepackt und zwischen dem Kopf der Sonde und der Frischhaltefolie dient das Ultraschallgel als Kopplung. Bei dem Ultraschallgel zwischen der Sonde und der Frischhaltefolie wird darauf geachtet, dass keine Luftblasen im Ultraschall liegen und dass die Folie straff über den Kopf gezogen wird. Zudem wird vor jeder Messung der Winkel zwischen der Sonde und dem Strom kontrolliert.

Alle Messwerte liegen im Anhang A.2 und alle Audiosignale der Messungen sind im elektronischen Anhang B.3 aufzufinden.

Zusätzlich muss erwähnt werden, dass alle Versuche und Messungen durch die starke Einschränkung während des Frühlingsemesters 2020 beeinflusst sind. Aufgrund der Pandemie durch den Virus COVID-19 sind alle Schulen in der Schweiz vom 18. März bis am 8. Juni geschlossen. Deshalb werden alle Versuche zuhause unter gewissen Einschränkungen durchgeführt.

### 2.3.1 Messung einer kontinuierlichen Geschwindigkeit

Um zu untersuchen, wie sich das Audiosignal bei verschiedenen Geschwindigkeiten verhält, wird ein kontinuierlich fließender Strom auf den Baby Doppler gerichtet. In diesem Abschnitt werden drei verschiedene Versuche erläutert, mit welchen man einen kontinuierlichen Strom erzeugt und diesen mit dem Baby Doppler misst. Bei allen Versuchen werden verschiedene Geschwindigkeiten eingestellt und während der Messung wird der Winkel der Sonde zum Fluss nicht verändert. Das Ziel dieser Versuche ist, herauszufinden, ob sich die Frequenzen des Audiosignals mit der Geschwindigkeit verändern und ob es einen Zusammenhang zwischen den Frequenzhöhen und der Geschwindigkeit gibt.

Aufgrund der audiovisuellen Wahrnehmung des Audiosignals wird für die folgenden Messungen eine Lautstärke von 10% gewählt. Bei dieser Lautstärke wird durch erste Messungen das optimale Signal-Rausch-Verhältnis empfunden, da das Audiosignal visuell und auditiv am saubersten wahrgenommen wird. Die exakte Signal-Rausch-Verhältnis Analyse wird im Abschnitt «Ergebnisse und Auswertung» (3) behandelt. Zur Regelung der Lautstärke ist eine Schablone am Regler befestigt (Abb. 12), mit welcher die Lautstärke im Prozentsatz festgelegt werden kann.



Abb. 12: Lautstärkeregelung

### 2.3.1.1 Mixer

Bei dieser Messung wird ein kontinuierlicher Strom mit einem Mixer in einem Eimer erzeugt. Dieser Strom wird mit dem Baby Doppler gemessen und gleichzeitig misst ein Dopplengerät die Geschwindigkeit als Referenzwert. Durch die unterschiedliche Beschleunigungen des Wassers mit dem Mixer werden unterschiedliche Geschwindigkeiten gemessen. Damit diese Geschwindigkeiten bestimmt werden können, wird ein Dopplermessgerät FlowTracker von SonTek Inc. (Abb. 13) verwendet. Dieses Gerät verwendet ebenfalls den Dopplereffekt, um die Geschwindigkeit in z.B. Flüssen zu bestimmen. Es hat in der Mitte der Sonde einen Sender und auf beiden Seiten ein Empfänger. Durch den Schnittpunkt des Senders und der Empfänger, misst das Gerät die Geschwindigkeit an einem bestimmten Punkt.

Dieser Versuch beinhaltet einen mit Wasser gefüllten Eimer, in welchem das Wasser mit einem handelsüblichen Mixer in Rotation gebracht wird. Der Aufbau des Versuchs ist in der Abb. 14 zu sehen.

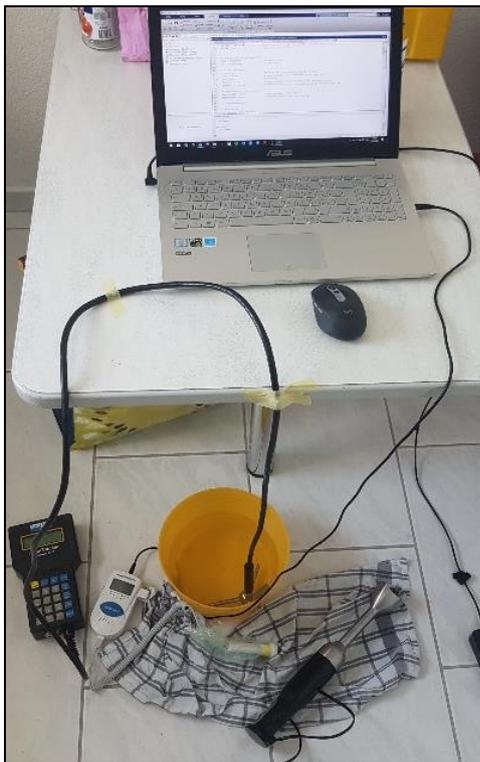


Abb. 14: Messaufbau Mixer



Abb. 13: FlowTracker (Xylem, o. D.)

Die Sonde des FlowTrackers wird senkrecht in den Eimer positioniert, indem das Kabel an einem Tischrand befestigt wird. Die Sonde des Baby Dopplers wird von Hand mit einem bestimmten Winkel von  $60^\circ$  an die gleiche Position gehalten, wo der FlowTracker die Geschwindigkeit misst. Das Wasser im Eimer wird mit dem Mixer in Schwingung gebracht. Daraufhin wird die Messung mit dem FlowTracker gestartet und das Gerät misst über 10 Sekunden lang die durchschnittliche Geschwindigkeit. Gleichzeitig wird die Messung mit dem Baby Doppler gestartet, welcher mit einem Winkel von  $60 \pm 10^\circ$  an die Position gehalten wird und misst das Signal auch über 10 Sekunden. Bei den Messungen ergeben sich hohe Geschwindigkeiten (zwischen 2 m/s und 9 m/s) und dadurch kann es zu Turbulenzen im Wasser kommen. Es können ausserdem nur schwer dieselben Geschwindigkeiten reproduziert und somit gemessen werden. Ausserdem kann es zu grösseren Abweichungen des Winkels kommen.

### 2.3.1.2 Höhendifferenz

Durch die Höhendifferenz, also die potentielle Energie zwischen zwei Becken, fliesst das Wasser vom höher ins tiefer gelegene Becken. Dies soll einen kontinuierlichen Strom durch ein Rohr ermöglichen, welcher mit dem Baby Doppler gemessen wird. Durch verschiedene Höhendifferenzen können unterschiedliche Geschwindigkeiten gemessen werden.

Ein grosses Becken wird bis zu einem bestimmten Füllstand mit Wasser gefüllt. Dieses Becken wird auf eine gewisse Höhe gestellt und ein Schlauch mit einem Durchmesser von 12 mm befördert das Wasser in ein tiefer gelegenes Becken. Im kleinen Becken ist die Sonde mithilfe einer Flasche befestigt, so dass sich der Winkel von  $40^\circ$  bei den Messungen konstant gehalten wird. Der Aufbau ist in der Abb. 15 zu sehen.



Abb. 15: Messaufbau Höhendifferenz

Das grosse Becken ist mit Wasser gefüllt und das Wasser wird zuerst mit einem Schlauch angesaugt. Sobald das Wasser fliesst, kann die Geschwindigkeit des Stromes gemessen werden. Die Geschwindigkeit wird bei verschiedenen Höhen bestimmt, indem ein Messbecher über eine gewisse Zeit gefüllt wird. Danach werden die Geschwindigkeiten mit dem Baby Doppler gemessen. Vor jeder Messung wird der Wasserpegel der beiden Becken auf den gleichen Stand gebracht, sodass die Höhendifferenz gleich bleibt. Wenn das Wasser im Schlauch zu fließen beginnt, wird es mit einem Abstand vom 3 cm vor dem Kopf der Sonde platziert. Es werden Signale mit dem Baby Doppler aufgenommen und für jede Geschwindigkeit werden 3 Messungen gemacht. Da der Volumenstrom des Schlauches gross ist, kann eine Messung nicht länger als 3 Sekunden dauern. Die Geschwindigkeit des Volumenstroms ist schwer zu kontrollieren, da der Wasserspiegel während der Messung sinkt und es kann zu turbulenten Strömungen kommen. Die Messungen sind ausserdem aufwendig, da nach jeder Messung das kleine Becken geleert und das grosse Becken wieder auf den Füllstand gefüllt werden muss. Ausserdem muss das Wasser vor jeder Messung angesaugt werden und dann im kleinen Becken platziert werden.

### 2.3.1.3 Wasserhahn

Mit der dritten Messung wird ein kontinuierlicher Volumenstrom durch einen Wasserhahn erzeugt. Durch eine am Wasserhahn befestigte Schlauchtülle kann mit einem Schlauch gezielt ein Wasserstrom auf die Sonde des Baby Dopplers gerichtet werden. Die Geschwindigkeit im Schlauch kann durch das Aufdrehen des Wasserhahns reguliert werden.

Beim Aufbau dieses Versuches (Abb. 16) wird darauf geachtet, dass die einzelnen Messungen möglichst wenig voneinander abweichen, um die gleichen Bedingungen zu schaffen. Eine Schlauchtülle wird an den Wasserhahn befestigt. An dieser Schlauchtülle ist ein Kunststoffschlauch mit einem Innendurchmesser von 9 mm befestigt, welcher einen Wasserstrom auf die Sonde richtet. Die Sonde liegt in einem kleinen Becken und wird durch eine Flasche gehalten, so dass ein Winkel von 40° kontinuierlich sichergestellt werden kann.

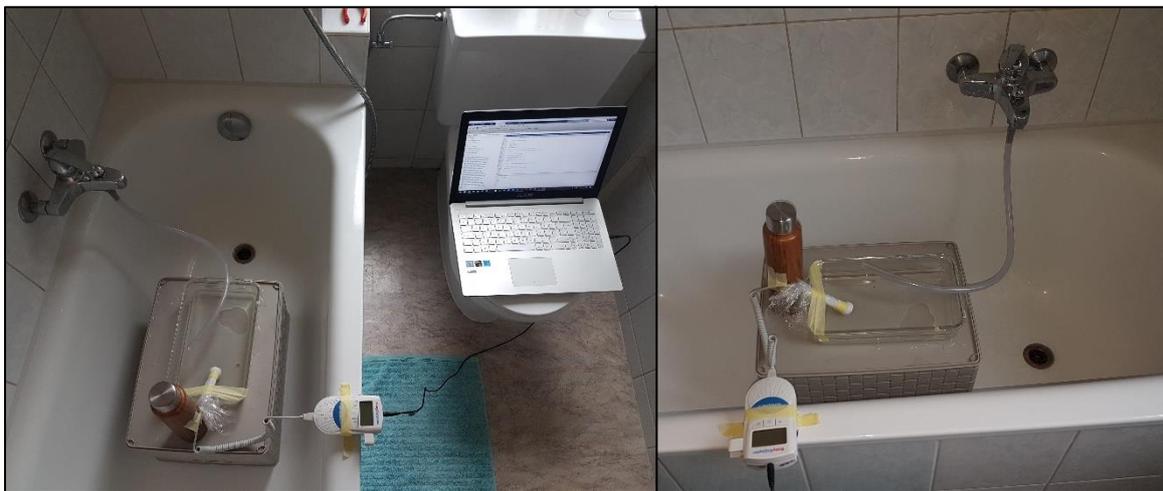


Abb. 16: Messaufbau Wasserhahn

Das Becken ist bei den Messungen immer mit Wasser gefüllt, so dass der Kopf der Sonde im Wasser liegt. Ausserdem wird das Becken nach einer Messung wieder auf den gleichen Wasserpegel entleert. Die Geschwindigkeit wird wieder auf die gleiche Art und Weise eingestellt. Eine Geschwindigkeit niedriger als 0.2 m/s ist durch die Einschränkung des Wasserhahns nicht möglich. Dieser Wasserstrahl wird mit einer gewissen Geschwindigkeit und einem definierten Abstand von 3 cm zwischen dem Sondenkopf und dem Ende des Schlauchs auf die Sonde gerichtet. Für jede Geschwindigkeit werden 9 Aufzeichnungen über 5 Sekunden gemacht. Diese Messungen sind problemlos ohne grösseren Aufwand durchführbar und dadurch werden auch mehrere Wiederholungen ermöglicht.

### 2.3.2 Messung Peristaltikpumpe

Bei diesem Versuch misst der Baby Doppler die Geschwindigkeit des Wassers in einem Schlauch. Anders als bei den vorherigen Messungen liegt die Sonde auf dem Schlauch und misst den durch die Peristaltikpumpe entstehenden pulsierenden Fluss. Das Ziel der Messungen ist die pulsierenden Geschwindigkeitsänderungen zu messen und die unterschiedlichen Geschwindigkeiten zu analysieren. Die Analyse soll das Verhalten des Signals bei Geschwindigkeits- und Winkelveränderung anhand eines Frequenzspektrums aufzeigen. Auch die Lautstärkeveränderung und das Rauschen soll Gegenstand der Untersuchung sein. Zudem wird überprüft, wie sich das Signal und das Rauschen mit der Lautstärke verändern und ob es eine optimale Lautstärke für die Aufnahme von Signalen gibt.

Wie in der Abb. 17 ersichtlich ist, befördert ein Schlauch das Wasser von einem Becken über die Pumpe wieder zurück ins gleiche Becken. Der Wasserstrom wird mit einer Peristaltikpumpe erzeugt. Die Peristaltikpumpe hat 4 Rollen an dem Rotor, kann den Rotor in beide Richtungen drehen und die Geschwindigkeit regeln. Die Sonde wird an verschiedenen Halterungen befestigt, mit welchen der Winkel von  $45^\circ$  und  $30^\circ$  zwischen Schlauch und Sonde fixiert werden kann. Der Sondenkopf wie auch der Schlauch liegen im Wasser, um den Widerstand durch das Medium zu minimieren.



Abb. 17: Messaufbau Peristaltikpumpe

Es werden Messungen mit einem Winkel von  $45^\circ$  und  $30^\circ$  zwischen Sonde und Schlauch durchgeführt. Dabei werden für unterschiedliche Geschwindigkeiten des Wassers und Lautstärken am Baby Doppler die Signale aufgenommen. Die gewünschte Geschwindigkeit wird an der Peristaltikpumpe eingestellt und die Sonde wird in der Halterung platziert. Danach wird der Sondenkopf auf den Schlauch platziert und der Winkel auf seine Korrektheit überprüft. Die Pumpe wird gestartet und während der Messung wird darauf geachtet, dass die Sonde und der Schlauch auf einer Linie liegen. Mithilfe der parallelen Darstellung des Signals mit dem Programm Audacity wird das Signal gesucht und sobald das Signal sichtbar als auch hörbar ist, wird es mit MATLAB aufgenommen. Es werden Audiosignale in verschiedenen Lautstärken und Geschwindigkeiten über 10 Sekunden aufgenommen. Bei den Aufnahmen der Signale gibt es verschiedene Schwierigkeiten. Einerseits können kleinste Abweichungen des Sondenkopfs zum Schlauch zu Signalverlusten führen. Je grösser der Winkel zwischen Sonde und Schlauch ist, desto schwerer ist es, das Signal zu finden und das Signal geht oft verloren. Andererseits herrscht bei manchen Aufnahmen ein starkes Hintergrundrauschen und bei anderen Aufnahmen der gleichen Geschwindigkeit und gleicher Lautstärke ist das Hintergrundrauschen deutlich schwächer. Auf dieses Phänomen wird in Abschnitt «Ergebnisse und Auswertung» (3) eingegangen.

### 2.3.3 Messungen am Unterarm

Auf der Grundlage der vorherigen Untersuchungen werden mit dem Baby Doppler die Geschwindigkeiten der Unterarmarterie gemessen. Es handelt sich dabei um die Arteria radialis, welche in der Abb. 18 ersichtlich ist. Um eine Referenzgeschwindigkeit zu erhalten, wird die Geschwindigkeit der Arterie mit einem Ultraschallgerät von Toshiba gemessen. Die erhaltenen systolischen Spitzenwerte sollen miteinander verglichen werden. Das Ziel der Messungen ist, diese Frequenzen miteinander zu vergleichen und eine einfache Regressionsanalyse durchzuführen.

Der rechte Unterarm wird mit der Handfläche nach oben auf den Tisch gelegt. Am Zeigefinger desselben Arms misst ein Pulsoximeter den Puls. Zwischen dem Unterarm und der Sonde ist Ultraschallgel aufgetragen. Der Winkel zwischen dem Unterarm und der Sonde wird bei 60° gehalten. Die jeweiligen Messaufbauten sind in der Abb. 19 und Abb. 20 zu sehen.

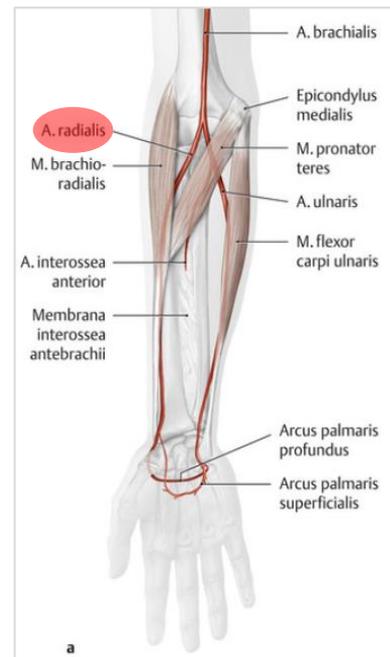


Abb. 18: Arterienverlauf am rechten Unterarm, Ansicht von ventral (Schünke et al., 2011)

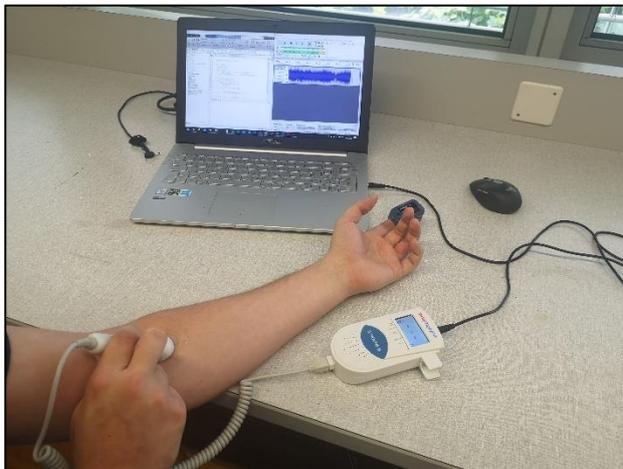


Abb. 19: Messaufbau Messungen am Unterarm - Baby Doppler



Abb. 20: Messaufbau Messung am Unterarm – Toshiba-Ultraschallgerät

An 5 Personen werden je 4 Messungen durchgeführt. Bei jeder Person wird eine Messung im Ruhepuls und eine Messung mit einem hohem Puls jeweils mit dem Baby Doppler und mit dem Toshiba-Ultraschallgerät durchgeführt. Für das Erhöhen des Pulses werden Liegestützen gemacht und der Puls wird während der gesamten Messung mit einem Pulsoximeter gemessen. Um eine annäherungsweise gleiche Geschwindigkeit zu erhalten, werden Geschwindigkeiten mit dem Baby Doppler und dem Toshiba-Ultraschallgerät bei gleichem Ruhepuls und hohem Puls gemessen.

Bei der Messung mit dem Baby Doppler wird das Signal der Arterie mithilfe der parallelen Wiedergabe und Darstellung des Audiosignals gesucht. Sobald das Signal gefunden ist, wird es für 10 Sekunden bei einer Lautstärke von 30 % aufgenommen. Der Winkel zwischen dem Unterarm und der Sonde wird bei 60° gehalten. Einen kleineren Winkel zu gewährleisten, ist schwierig, da der Kopf der Sonde mit einem Durchmesser von 2.7 cm groß ist und bei der Messung der Kopf der Sonde mit der Kopplung auf dem

Arm liegen soll. Da das Halten von hohen Pulsraten über 10 Sekunden schwierig ist, werden Messungen im Bereich von 60 bis 100 BPM gemacht. Ausserdem gibt es Schwierigkeiten beim einheitlichen Halten des Winkels, welcher von Messung zu Messung variieren ( $\pm 10^\circ$ ) kann. Die Geschwindigkeitsmessung bei gleichem Ruhepuls pro Person stellt keine Schwierigkeit dar. Die hohen Pulse für die Messungen zu reproduzieren, benötigt mehrere Durchläufe.

Als Nächstens erfolgt die Messungen mit dem Toshiba-Ultraschallgerät (Abb. 21) des Typs SSA-340A/3E. Das Gerät wird eingeschaltet und die Sonde wird am Gerät ausgewählt. Dann wird der Doppler-Modus aktiviert. Das Gerät arbeitet im PW-Doppler Modus. Am Bildschirm auf der linken Seite in Echtzeit die Geschwindigkeit bzw. die Frequenzen und auf der rechten Seite ein B-Bild (Duplex-Sonographie) ersichtlich. Für die Diagnose ist das optimal eingestellte B-Bild für die Beurteilung der Gefäßmorphologie wichtig, denn ein optimal eingestelltes B-Bild ist die erste und wichtigste Voraussetzung für eine valide Untersuchung. Einerseits wird mit dem Trackball die Position des Sample-Volumens bestimmt und zusätzlich kann mit einem Tiefenregler die Tiefe des Bildes definiert werden. Andererseits wird mit dem Gain-Regler die optimale Helligkeit eingestellt. Dadurch werden die Signale verstärkt. Optimalerweise sollen alle vorkommenden Intensitäten als Grauwert im B-Bild aufscheinen. Eine gute Einstellung ergibt ein aus verschiedensten Grautönen zusammengesetztes, kontrastreiches Bild. Einerseits kann eine zu hohe Einstellung der Verstärkung zu einem kontrastarmen Bild, wobei dunkelgraue und weiße Schattierungen überwiegen und helle Grautöne fehlen. Andererseits können zu geringer Einstellung der Verstärkung zu unscharfen Grenzlinien führen. Für die Einstellung des Geschwindigkeitsbereichs dreht man den VRP (Velocity Range Process)-Regler. Damit können grössere Geschwindigkeiten ohne Aliasing bestimmt werden. In der Abb. 22 ist eine Beispielmessung ersichtlich mit einem Geschwindigkeitsbereich von  $\pm 0.38$  m/s und einer Frequenz von 6000 Hz. Darin ist deutlich das Flussprofil (Abschnitt 1.7) ersichtlich. Am Ultraschallgerät ist eine Konvexsonde angeschlossen, welche mit einer Frequenz von 3.75 MHz arbeitet. Im elektronischen Anhang B.2 ist die Bedienungsanleitung des Geräts.



Abb. 21: Toshiba-Ultraschallgerät (Hilditch Group, 2017)

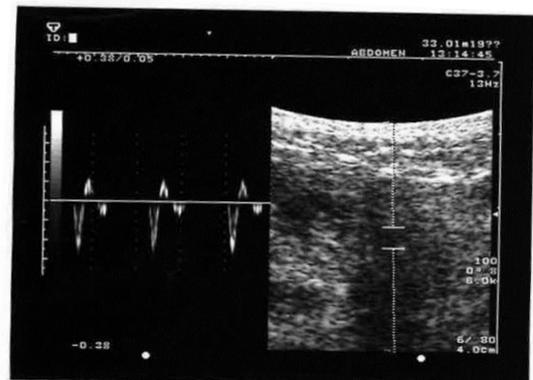


Abb. 22: Beispielmessung Toshiba-Ultraschallgerät

Um die Geschwindigkeit zu messen, muss das Bild eingefroren werden. Auf der vertikalen Skala kann die Geschwindigkeit abgelesen werden oder durch die Aktivierung der Geschwindigkeits-Messung kann mit einem Cursor die Werte bestimmt werden. Das Bild kann dann direkt am Ultraschallgerät ausgedruckt werden. Für die Messungen der Arteria radialis wird der linke Unterarm mit der Handfläche nach oben auf den Tische gelegt. Die Sonde wird mit Ultraschallgell als Kopplung mit einem Winkel von ca.  $60^\circ$  am Unterarm platziert. Die Tiefe des B-Bild wird auf 4 cm eingestellt und das Sample-Volumen auf eine Tiefe von 2 cm. Sobald das Flussprofil ersichtlich und die Geräuschcharakteristika hörbar ist, wird das Bild eingefroren und die Geschwindigkeiten werden ermittelt. Die Angaben auf den Darstellungen sind teilweise verschwommen, da die Bilder (Anhang A.3) ausgedruckt und wieder eingescannt sind.

### 3 Ergebnisse und Auswertung

Die Messungen mit dem Mixer zeigen im Spektrogramm keinen kontinuierlichen Frequenzbereich auf, wie in der folgenden Abb. 23 ersichtlich ist. Das Spektrogramm zeigt ein unbearbeitetes Signal bei einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von 3.7 m/s. Es zeigt auf, dass sich die Frequenzen im Bereich von -10 dB bis 0 dB über die Zeit senken. Dies kann ein Indiz dafür sein, dass sich die Geschwindigkeit des Wassers über die Zeit im Eimer durch die Reibung und andere Verluste sinkt. Da keine kontinuierliche Frequenzbereiche auftreten und die Frequenzen stark schwanken, werden diese Messungen nicht weiter ausgewertet. Zudem ist es schwer, die gleiche Geschwindigkeit mit dem Baby Doppler und dem FlowTracker zu messen, da auf der einen Seite der FlowTracker an einem spezifischen Punkt misst und der Baby Doppler einen grossen Bereich im Eimer abdeckt. Die Messungen zeigen aber auf, dass es eine Korrelation zwischen der Geschwindigkeit und den Frequenzen geben kann.

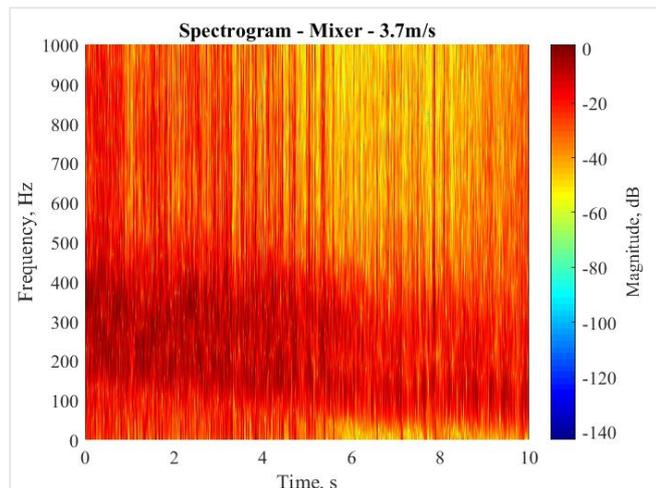


Abb. 23: Spektrogramm – Mixer – 3.7 m/s

Aus den Messungen der Höhendifferenz lassen sich kontinuierliche Frequenzen entlang eines Frequenzbereiches aufzeichnen. Der Nachteil ist jedoch, dass nur kurze Aufnahmen von 3 Sekunden der Signale vorhanden sind und dies zu Abweichungen der Auswertung führen kann. In der Abb. 24 ist ein Spektrogramm für die Geschwindigkeit von 0.98 m/s zu sehen. Die Frequenzen oberhalb von -10 dB liegen in einem kontinuierlichen Frequenzbereich zwischen 200 und 600 Hz. Um eine lineare Abhängigkeit zwischen den verschiedenen Geschwindigkeiten und den daraus resultierenden Signalen zu untersuchen, wird mit den durchschnittlichen Mittelwerten der Frequenzen eine einfache Regressionsanalyse gemacht.

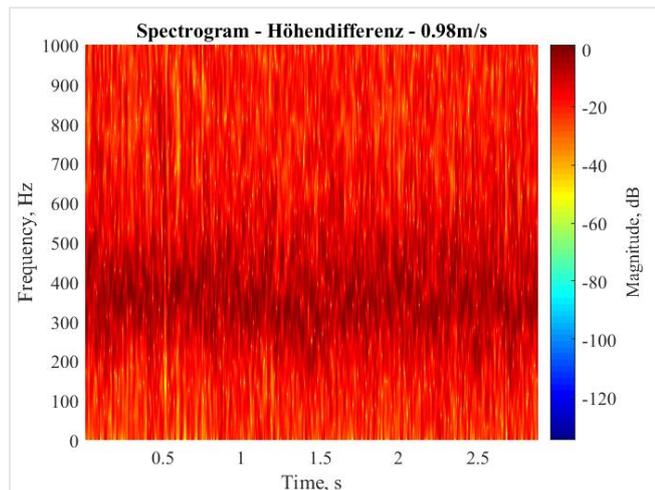


Abb. 24: Spektrogramm - Höhendifferenz - 0.98m/s

Die einfache Regressionsanalyse beruht auf der Grundidee, einen Zusammenhang zwischen Variablen durch eine lineare Funktion zu beschreiben. Die abhängige Variable  $y$  (Frequenzen) wird als Funktion der unabhängigen Variablen  $x$  (Geschwindigkeiten) beschrieben (Universität Zürich, 2018). Damit nicht das gesamte Rauschen mitgerechnet wird, werden Schwellwerte bei -10 dB, -15 dB, -20 dB und -30 dB gesetzt. Für die Analyse werden die Mittelwerte der Frequenzen oberhalb eines Schwellwertes berechnet. Da für jede Geschwindigkeit 3 Messungen gemacht werden, wird aus jedem ermittelten Mittelwert der Durchschnitt berechnet. In der Abb. 25 sind die Mittelwerte bei verschiedenen Schwellwerten in Abhängigkeit der Geschwindigkeit aufgezeichnet. Im Anhang A.2.1 ist die gesamte Tabelle mit allen Messwerten ersichtlich.

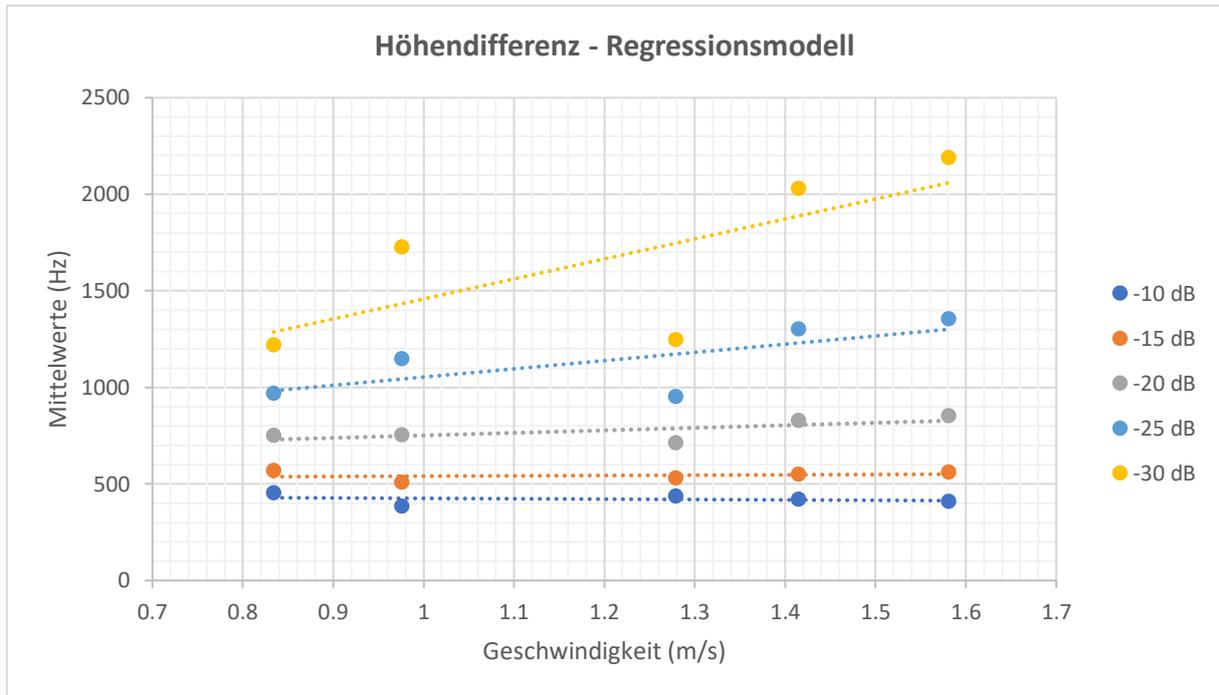


Abb. 25: Höhendifferenz - Regressionsmodell

In der Tab. 1 sind für die jeweiligen Schwellwerte die Formeln der Regressionsgerade und die Korrelation ersichtlich. Ein  $R^2$ -Wert nahe bei 1 bedeutet, dass ein grosser Anteil der Varianz in der Zielvariablen durch die einfache Regression erklärt werden kann und nahe bei 0 das Gegenteil. Die Korrelationen bei den Schwellwerten -10 dB und -15 dB zeigen auf, dass es keinen linearen Zusammenhang zwischen den durchschnittlichen Mittelwerten und den Geschwindigkeiten gibt. Die Frequenzen überschneiden sich bei den Schwellwerten -25 dB und -30 dB. Die Variable x (Geschwindigkeit) erklärt also rund 50 % der Varianz der Mittelwerte zwischen den Schwellwerten -20 dB und -30 dB. Die Frequenzen mit den Schwellwerten -10 dB und -15 dB überlappen sich im Gegensatz dazu nicht. Jedoch überschneiden sich die einzelnen Messwerte bei gleichem Schwellwert, was dazu führt, dass die Regressionsgerade flach ist. Auffällig ist auch, dass die Messwerte bei einer Geschwindigkeit von 1.28 m/s über alle Schwellwerte relativ zu den anderen Messwerten tiefer liegen. Dabei kann es sich um eine schlechte Messung handeln.

Tab. 1: Höhendifferenz - einfache Regressionsanalyse

Schwellwert	Regressionsgerade	Bestimmtheitsmass ( $R^2$ )
-10 dB	$y = -20.103x + 445.65$	0.0566
-15 dB	$y = 16.821x + 523.74$	0.0448
-20 dB	$y = 130.58x + 620.95$	0.4759
-25 dB	$y = 425.76x + 627.79$	0.5072
-30 dB	$y = 1034.6x + 423.62$	0.5187

Der Grund für die tiefen Bestimmtheitsmasse und der Messung mit tiefen Mittelwerten können einerseits die kurzen Signalaufnahmen von 3 Sekunden sein. Andererseits kann es durch die hohen Geschwindigkeiten zu Turbulenzen oder Luftblasen im Wasserstrom kommen, welche die Dopplerfrequenzen stark beeinflussen würden.

Die Messungen mit dem Wasserhahn zeigen auch einen kontinuierlichen Frequenzbereich an. Durch die Einstellungen am Wasserhahn können niedrigere Geschwindigkeiten eingestellt werden, welche im Bereich der Blutgefässgeschwindigkeit im den Armen und Beinen liegen (siehe Abschnitt 1.6). In der Abb. 26 ist ein Spektrogramm mit der Geschwindigkeit von 0.65 m/s zu sehen. Die Frequenzen im Spektrogramm oberhalb von -10 dB liegen zwischen 250 Hz und 800 Hz. Die Frequenzen liegen in einem höheren Bereich, als beim Spektrogramm der Höhendifferenz (Abb. 24), obwohl dies eine höhere Geschwindigkeit misst. Um ebenfalls eine Untersuchung zu machen, ob eine Abhängigkeit zwischen den Mittelwerten und der Geschwindigkeit besteht, wird wieder eine einfache Regressionsanalyse mit den Mittelwerten der durchschnittlichen Frequenzen bei verschiedenen Schwellwerten gemacht. In der Abb. 27 sind wieder die Mittelwerte bei verschiedenen Schwellwerten in Abhängigkeit der Geschwindigkeit aufgezeichnet. Bei dieser Messung gibt es deutlich mehr Durchführungen. Im Anhang A.2.2 ist die gesamte Tabelle mit allen Messwerten ersichtlich.

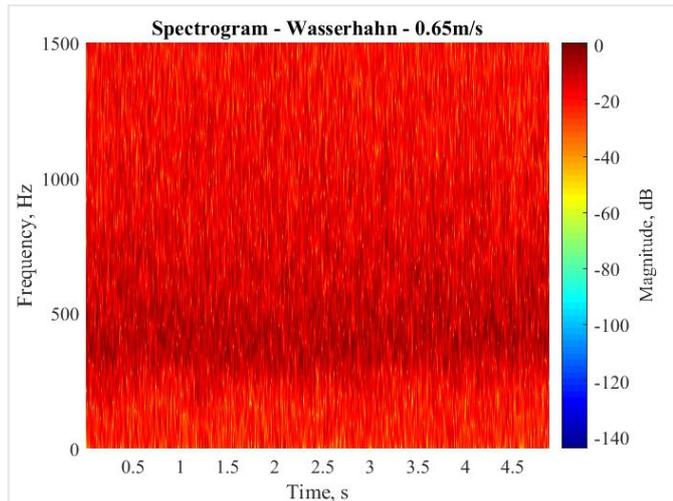


Abb. 26: Spektrogramm - Wasserhahn - 0.65 m/s

Um ebenfalls eine Untersuchung zu machen, ob eine Abhängigkeit zwischen den Mittelwerten und der Geschwindigkeit besteht, wird wieder eine einfache Regressionsanalyse mit den Mittelwerten der durchschnittlichen Frequenzen bei verschiedenen Schwellwerten gemacht. In der Abb. 27 sind wieder die Mittelwerte bei verschiedenen Schwellwerten in Abhängigkeit der Geschwindigkeit aufgezeichnet. Bei dieser Messung gibt es deutlich mehr Durchführungen. Im Anhang A.2.2 ist die gesamte Tabelle mit allen Messwerten ersichtlich.

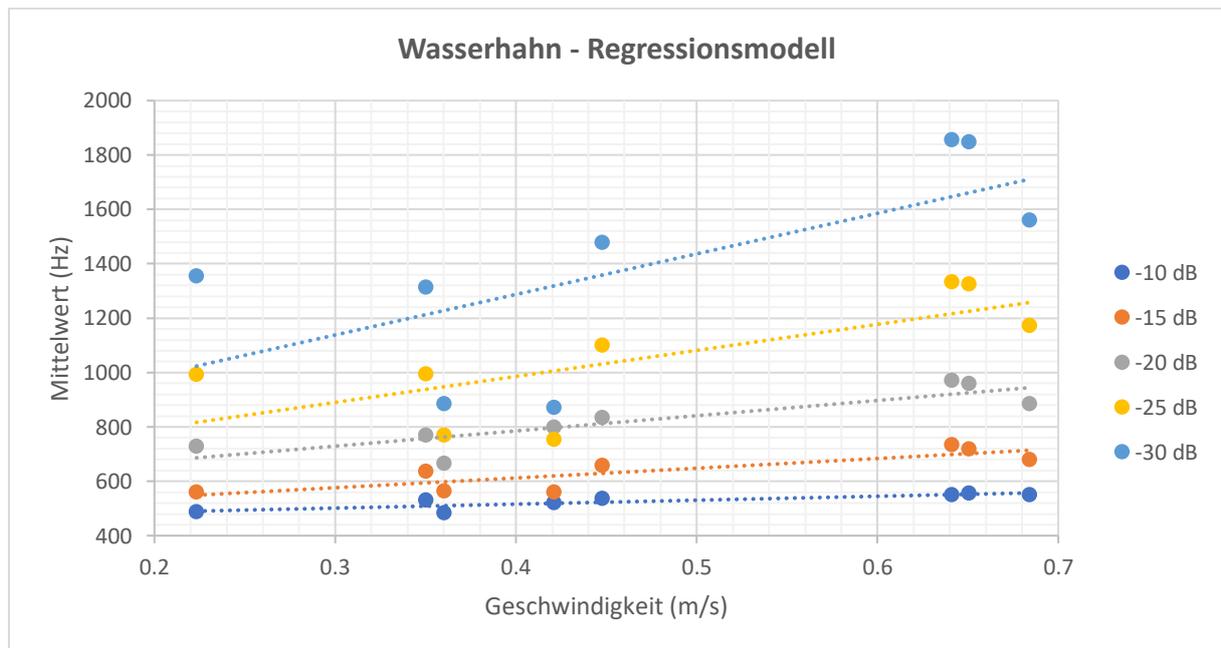


Abb. 27: Wasserhahn - Regressionsmodell

Die Tab. 2 zeigt für die jeweiligen Schwellwerte die Formeln der Regressionsgerade und die Korrelation auf. Die Regressionsanalyse zeigt bei dem Schwellwert von -20 dB das höchste Bestimmtheitsmass von 0.766 auf, also lässt sich 76.6 % der Varianz der Mittelwerte bei einem Schwellwert von -20 dB durch die Geschwindigkeit erklären. Ausserdem sind die Korrelationen höher als bei der Messung der Höhendifferenz, ausser bei einem Schwellwert von -30 dB. Die Messwerte bei der Geschwindigkeit von 0.68 m/s liegen tiefer als die Messwerte bei 0.64 m/s oder 0.65 m/s. Gründe dafür können Inkonsistent der

Messung sein, z.B. durch Abweichungen der Distanz zwischen Sonde und Schlauchende oder Abweichungen des Winkels.

Tab. 2: Wasserhahn - einfache Regressionsanalyse

Schwellwert	Regressionsgerade	Bestimmtheitsmass ( $R^2$ )
-10 dB	$y = 145.23x + 457.87$	0.7393
-15 dB	$y = 357.99x + 468.99$	0.7176
-20 dB	$y = 559.89x + 561.29$	0.766
-25 dB	$y = 956.53x + 603.09$	0.5245
-30 dB	$y = 1491.3x + 690.74$	0.4437

Bei den Messungen mit der Höhendifferenz und dem Wasserhahn ist eine Frequenzverschiebung ersichtlich. Die Steigungen der Regressionsgeraden sind bei den Messungen des Wasserhahns höher. Die Schätzung der Frequenz für z.B. die Geschwindigkeit von 0.8 m/s ergeben 725.4 Hz bei der Höhendifferenzmessung und 1009.2 Hz für die Wasserhahnmessung bei einem Schwellwert von -20 dB. Dies ergibt eine Frequenzverschiebung von 283.8 Hz. Um die Ursache der Frequenzverschiebung zu untersuchen, werden nochmals Messungen mit Geschwindigkeiten zwischen 0.5 m/s und 1 m/s gemacht. Die Messungen werden analog zur Wasserhahn-Messung gemacht, da der Aufwand bei diesen Messungen am geringsten ist. Alle Messwerte liegen im Anhang A.2.3.

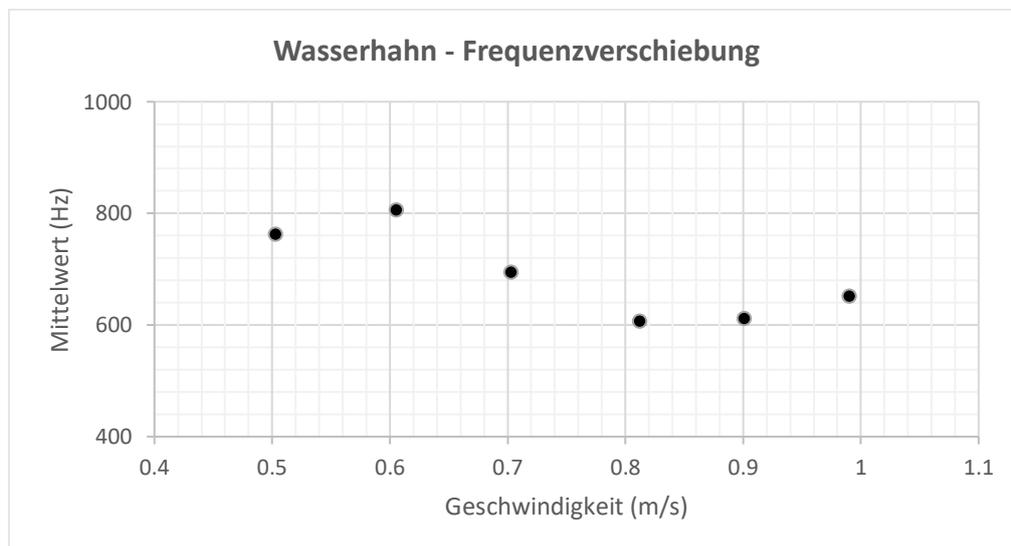


Abb. 28: Wasserhahn - Frequenzverschiebung (-20 dB Schwellwert)

In der Abb. 28 ist erkennbar, dass die Frequenzen zwischen 0.6 m/s und 0.8 m/s um 200 Hz bei einem Schwellwert von -20 dB sinken. Für die Frequenzverschiebung kann es mehrere Gründe geben. Einerseits entsteht durch die Veränderung der Geschwindigkeit ein unterschiedlicher Druck am Kopf der Sonde, welcher zur Beeinträchtigung des Dopplersignals führen kann. Andererseits können durch die hohen Geschwindigkeiten unterschiedliche Turbulenzen entstehen, welche zur Veränderung des reflektierten Signals führen können. Ausserdem kann es bei höheren Geschwindigkeiten zu Luftblasen im Wasserstrom kommen, welche auch einen starken Einfluss haben könnten. Die Spektrogramme in der Abb. 29 zeigen diesen durchschnittlichen Frequenzunterschied ebenfalls auf. Ausserdem besteht die Möglichkeit, dass der Baby Doppler höhere Dopplerfrequenzverschiebungen nicht verarbeiten kann.

Um eine präzise Aussage zu machen, wieso sich die Frequenzen bei diesen Geschwindigkeiten verschieben, müssten Messungen unter Laborbedingungen gemacht werden. Da aber die Geschwindigkeiten der Arteria radialis in den letzten Messungen unter 0.5 m/s, hat diese Frequenzverschiebung vorläufig keinen Einfluss auf die Arbeit.

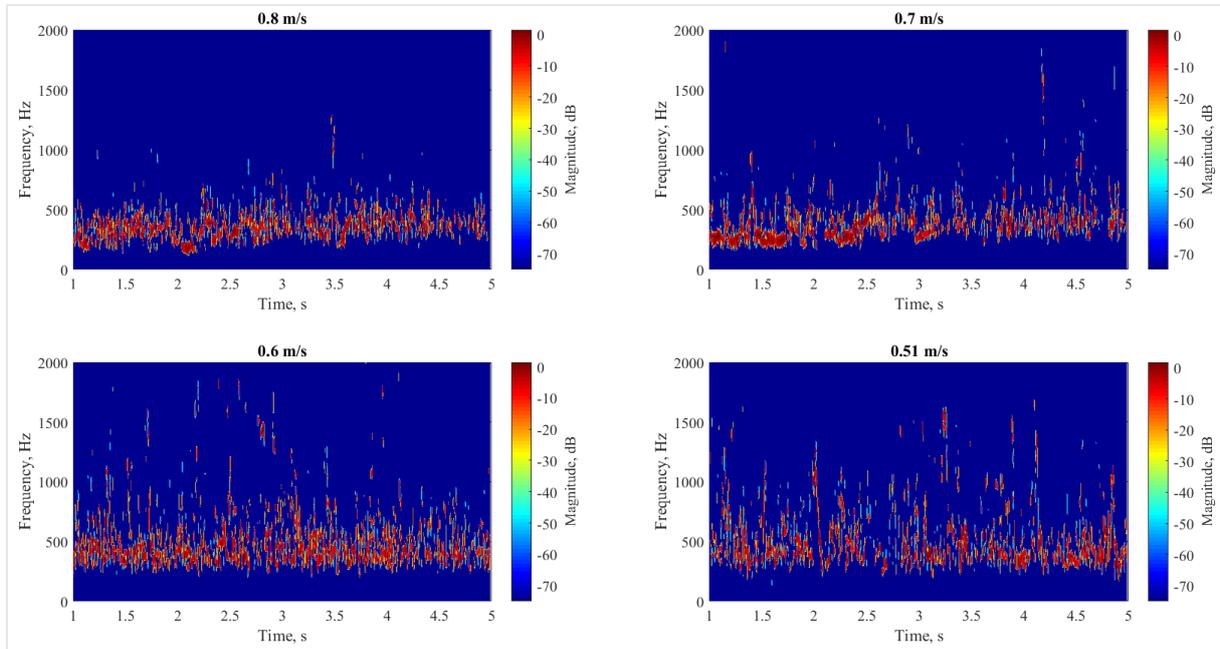


Abb. 29: Wasserhahn – Geschwindigkeiten zwischen 0.51 und 0.8 m/s

Bei der Messung mit der Peristaltikpumpe können unterschiedliche Geschwindigkeiten an der Pumpe eingestellt werden. In der Tab. 3 ist ersichtlich, wie hoch die Geschwindigkeiten bei verschiedenen Einstellungen an der Persaltikpumpe sind. Die Einstellungen an der Peristaltikpumpe, von 999 - 700, werden für die weitere Dokumentation zur Vereinfachung benutzt. Die unterschiedlichen Geschwindigkeiten werden ermittelt, indem bei verschiedenen Einstellungen die Zeit gemessen wird, bis das Wasservolumen eines Messbechers auf einen bestimmte Füllstand ist. Es werden daher die durchschnittlichen Geschwindigkeiten ermittelt.

Tab. 3: Einstellungen an Peristaltikpumpe

Einstellung an Peristaltikpumpe	Geschwindigkeit (cm/s)
999	4.8
900	4.27
800	3.8
700	3.34

In der Abb. 30 kann man das Audiosignal bei 30 % Lautstärke und 999-Geschwindigkeit in der Audacity-Software sehen. Das Signal besteht aus wiederholenden Impulssignalen, welche der Rotation des Rotors entsprechen (Abb. 38). Durch die Umdrehung des Rotors entsteht ein pulsierender Fluss. Zwischen den Impulsen ist ersichtlich, dass das Rauschen über die Zeit zunimmt, bis der Baby Doppler das Signal wiederfindet. Dies kann ein Indiz dafür sein, dass der Baby Doppler die Sensitivität durch eine Rückkopplungsschleife erhöht, bis er das Signal wiederfindet.

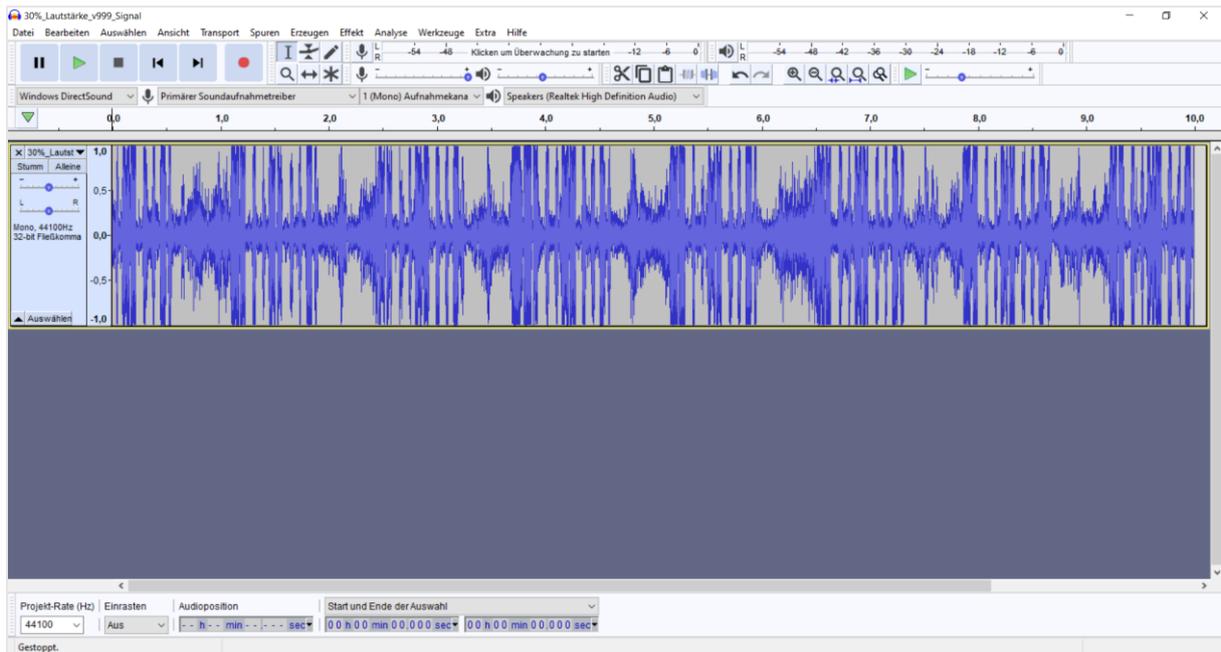


Abb. 30: Audiosignal Peristaltikpumpe Audacity

Um die Geschwindigkeitsänderung, Lautstärkenänderung, das Rauschen und die Winkeländerung zu analysieren, ist das Frequenzspektrum (Abschnitt 2.2.6.1) von grossem Interesse. Es stellt sich zuerst die Frage, wie sich das Frequenzspektrum der Signale mit dem Erhöhen der Lautstärke verändert. Da kein reines Audiosignal ohne Rauschen vorhanden ist, wird das Nutzsignal bei einer gewissen Geschwindigkeit und Lautstärke aufgenommen. In der Abb. 31 ist das Leistungsspektrum von Signalen der Geschwindigkeit 900 dargestellt, welche mit den Lautstärken von 10 %, 50 % und 100 % aufgenommen sind.

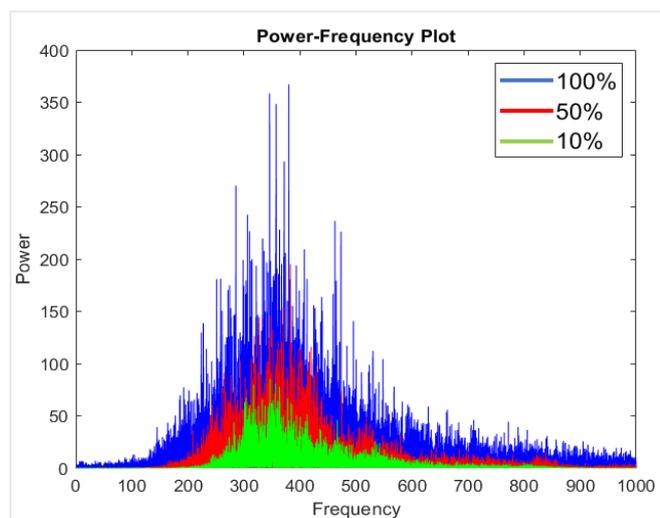


Abb. 31: Leistungsspektrum - Geschwindigkeit 900 (10%, 50%, 100%)

Die Abb. 31 zeigt auf, dass sich durch das Erhöhen der Lautstärke die Leistungen erhöhen. Dies lässt sich dadurch erklären, dass der Lautsprecherregler ein Potentiometer ist und je höher die Lautstärke ist, desto geringer ist der Widerstand. Meistens werden logarithmisch einstellbare Potentiometer zur Lautstärkeeinstellung in Verstärkerschaltungen eingesetzt und daher muss der Widerstandsverlauf einer Potenzfunktion folgen. Da die Empfindlichkeit des menschlichen Gehörs logarithmisch ausgeprägt ist, führt ein linearer Widerstandsverlauf zu einer ungleichmäßigen Lautstärkeänderung. Um diesen Widerstand und seinen

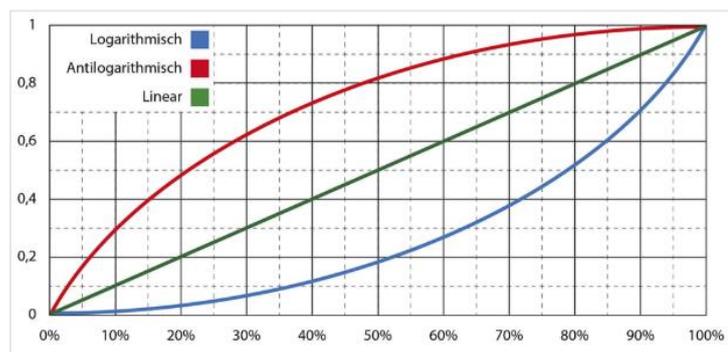


Abb. 32: Grafische Darstellung verschiedener Potentiometercharakteristiken (Thomann, o. D.)

Verlauf in Abhängigkeit der Lautstärke zu bestimmen, benötigt man ein handelsübliches Multimeter. Die Frequenzspektren (Abb. 31 und Abb. 33) zeigen aber auf, dass es sich um einen logarithmischen Potentiometer handelt. In der Abb. 32 sind die verschiedenen Potentiometercharakteristiken graphisch dargestellt (Thomann, o. D.).

Das Rauschen tritt in fast allen Messsystemen auf und ist oft ein limitierender Faktor in der Leistung. Bei allen aufgenommenen Dopplersignalen ist ein deutliches Rauschen zu hören. Um die optimale Lautstärke für die Messungen am Unterarm zu finden, muss untersucht werden, ob und wie die Veränderung der Lautstärke eine Auswirkung auf das Rauschen hat. Das Rauschen wird bei einer gewissen Lautstärke empfangen, in dem die Sonde im ruhendem Wasser liegt. Die Abb. 33 stellt die Aufnahmen von verschiedenen Rauschsignalen bei den Lautstärken 10 %, 50 % und 100 % dar. Das Rauschen des Baby Dopplers zeigt im Frequenzspektrum eine Gaussche Amplitudenverteilung auf. Es ist ausserdem ersichtlich, dass die Leistung des Rauschens logarithmisch mit der Lautstärke zunimmt. Das Verhältnis zwischen der Leistung des Nutzsignals und des Rauschens ist für die optimale Lautstärke massgebend. Nun stellt sich die Frage, welcher Anteil des Signals aus Rauschen besteht. Die Abb. 34 zeigt das Nutzsignal der Geschwindigkeit 900 im Vergleich zum Rauschen bei einer Lautstärke von 10 % und 100 %.

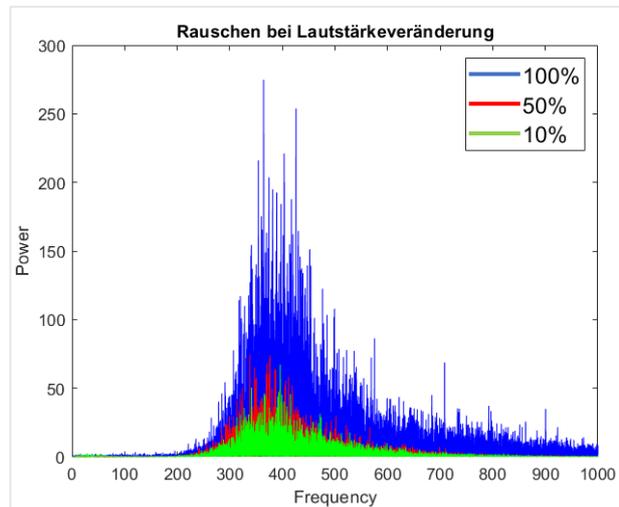


Abb. 33: Rauschen bei Lautstärkeveränderung

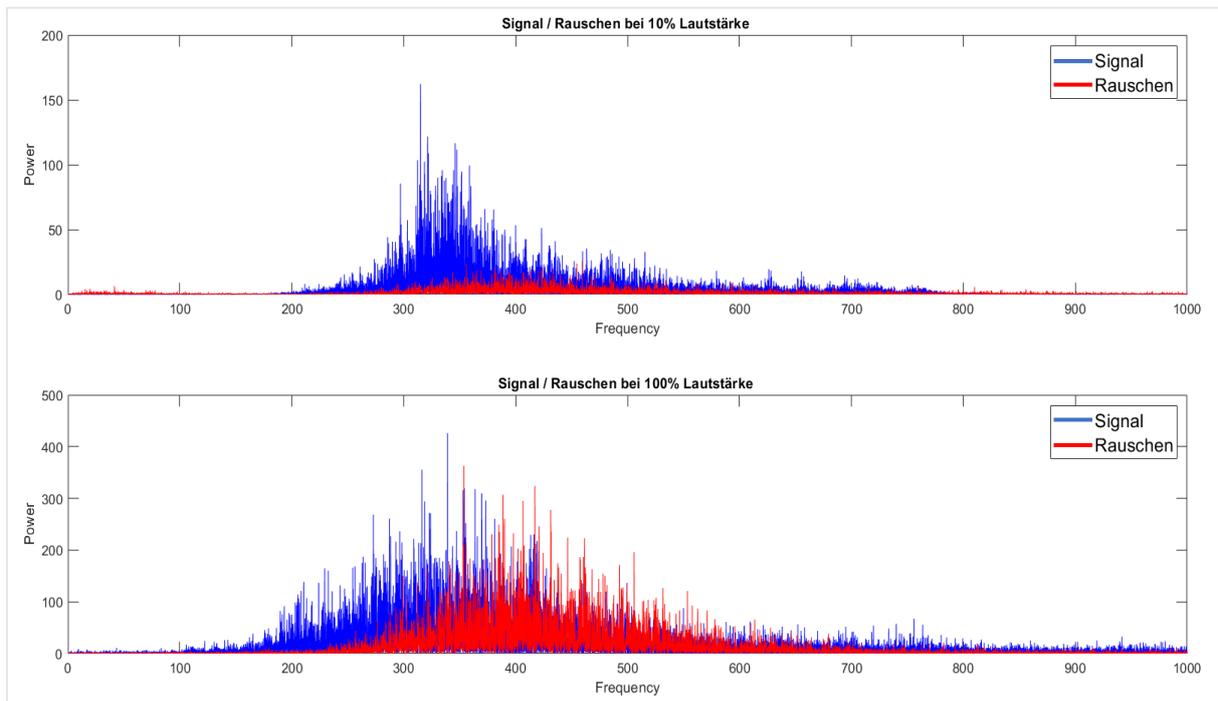


Abb. 34: Signal/Rauschen bei 10 % und 100 % Lautstärke

In der Abb. 34 ist ersichtlich, dass die Leistung des Rauschens niedriger als das Nutzsignal ist, aber im gleichen Frequenzbereich liegt. Daher ist ein grosser Teil des Rauschens ein Hintergrundrauschen. Um zu untersuchen, wie das Signal-Rausch-Verhältnis aussieht, wird quantitativ der SNR-Wert berechnet (siehe Abschnitt 1.9.1). Für die Geschwindigkeiten und die Lautstärken von 10 %, 30 %, 50 %, 70 % und 100 % wird das SNR berechnet und für jede Lautstärke bei verschiedenen Geschwindigkeiten wird der durchschnittliche SNR-Wert berechnet (Tabelle siehe Anhang A.2.4). Um das SNR zu berechnen sind die Nutzsignalleistung und Rauschsignalleistung bei verschiedenen Lautstärken notwendig, welche in der Abb. 35 dargestellt sind. Zu sehen ist, dass die Nutzsignalleistung bei jeder Lautstärke über der Rauschleistung liegt. Die Signalleistungen nehmen zwischen den Lautstärken 30 % und 100 % zu, aber bleiben zwischen 10% und 30% gleich. Diese Leistungen bestätigen die logarithmische Potentiometercharakteristika. Die Rauschsignalleistung bei der Lautstärke 30 % liegt auf dem gleichen Level wie bei der 10 % Lautstärke.

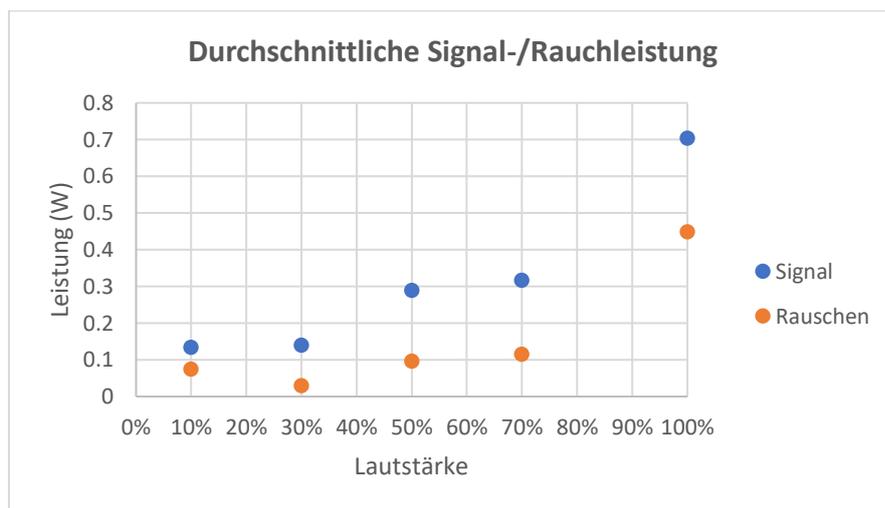


Abb. 35: Durchschnittliche Signal-/Rauschleistung

In der Abb. 36 sind die SNR-Werte in Dezibel für die jeweiligen Lautstärken zu sehen. Das Signal/Rausch Verhältnis ist bei einer Lautstärke von 30 % mit einem Wert von 6.73 dB am höchsten. Zu ergänzen ist, dass ein Teil des Rauschens bei der Verarbeitung des Dopplersignals unterdrückt wird. Dies ist im Spektrogramm ersichtlich. Daher sind die SNR-Werte tendenziell höher als bei diesen Ergebnissen. Diese Analyse zeigt auf, dass die optimale Lautstärke bei 30 % liegt, da die Qualität des Signals am höchsten ist.

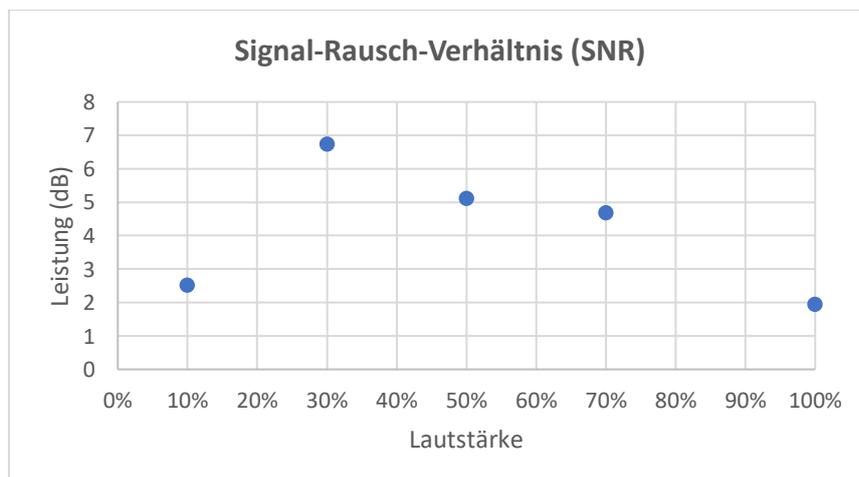


Abb. 36: Signal-Rausch-Verhältnis (SNR)

Eine weitere Analyse besteht darin, das Frequenzspektrum für verschiedene Geschwindigkeiten der Peristaltikpumpe zu analysieren und zu eruieren, inwiefern der Winkel zwischen Sonde und Schlauch einen Einfluss hat. Dafür werden Signale bei der gleichen Lautstärke aber unterschiedlichen Geschwindigkeiten aufgenommen. Die Abb. 37 zeigt die Frequenzspektren für die Geschwindigkeiten 900 und 800 bei einer Lautstärke von 50 %. Es ist ersichtlich, dass auch die Frequenzen bei höhere Geschwindigkeit höherer liegen. Daher kann es ein Anzeichen dafür sein, dass die Frequenzen der Flussgeschwindigkeiten und die Intensität der Frequenz zur Anzahl an Partikeln, die sich in der jeweiligen Geschwindigkeit bewegt, korrelieren.

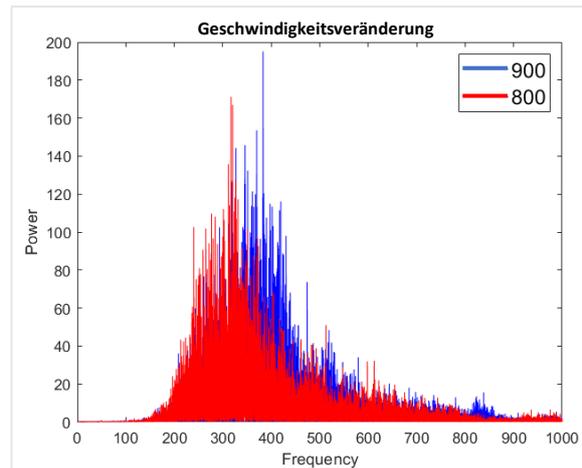


Abb. 37: Leistungsspektrum Geschwindigkeitsveränderung

In der Abb. 38 sind die unbearbeitete Spektrogramme von allen Geschwindigkeiten bei einer Lautstärke von 10% ersichtlich. Es ist jeweils ein Abschnitt von 2 Sekunden und eine Umdrehung des Rotors (ca. 1.5 Sekunden) zu sehen. Man erkennt im Spektrogramm den pulsierenden Fluss des Wassers durch den Antrieb der Peristaltikpumpe. Die Frequenzen der Impulse erhöhen sich mit der Geschwindigkeit, dieser lineare Zusammenhang wird aufgezeigt. Zudem minimiert sich das Hintergrundrauschen bei den Aufnahmen der Dopplersignale im Bereich von -50 dB bis -60 dB. Eine weitere Erkenntnis ist, dass die Signale nicht kontinuierlich vom Baby Doppler erfasst werden und daher Abschnitte des Signals aus reinem Rauschen bestehen. Das Gerät erhöht das Rauschen nachdem Verlust des Signals, also wird die Sensitivität mithilfe eines Feedbackloops erhöht. Bei den Impulsen entstehen zudem hohe und starke Frequenzen, welche ein hochfrequenten Muster erzeugen. Diese Frequenzen können durch mechanische Störungen entstehen, welche sich durch das Vibrieren der Schläuche auf den Mikrofoneingang weiterverbreiten und daher diese hochfrequenten Muster erzeugen.

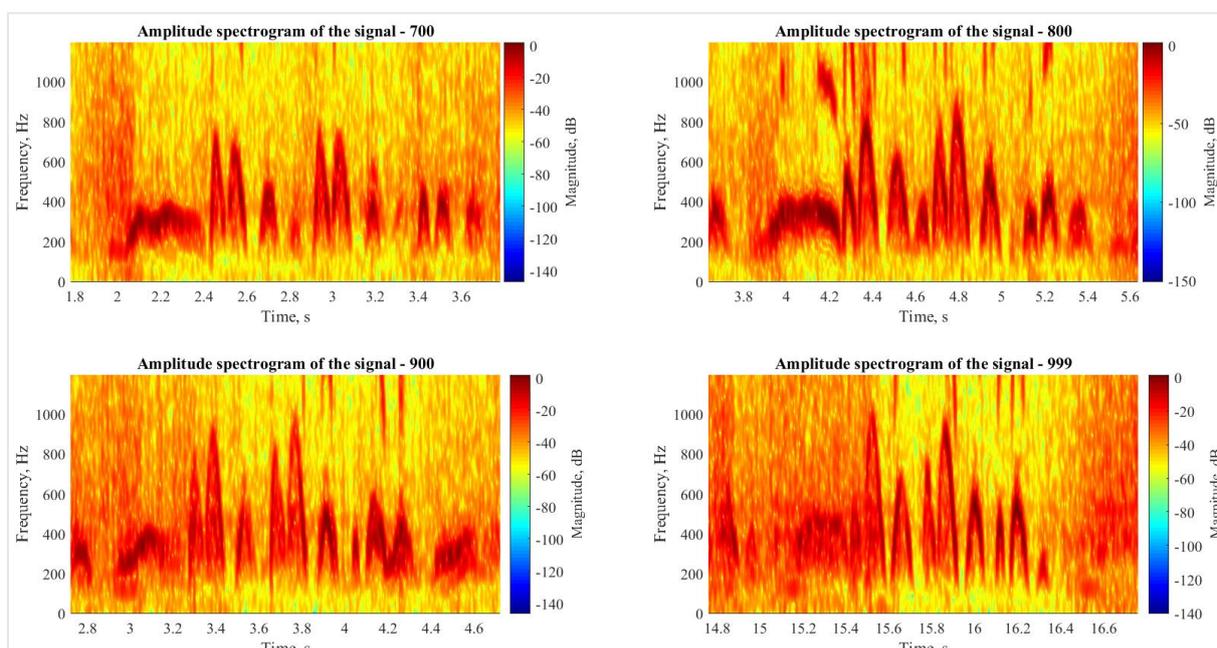


Abb. 38: Spektrogramm Peristaltikpumpe

Da der lineare Zusammenhang zwischen Frequenz und Geschwindigkeit schon aufgezeigt ist, stellt sich die Frage, ob sich dieser Zusammenhang auch mit der Winkelveränderung ergibt. Es werden Messungen mit der Peristaltikpumpe bei gleicher Geschwindigkeit und mit Winkeln von 30° und 45° zwischen Sonde und Schlauch gemacht. Um die Korrelation zu überprüfen wird wieder eine einfache Regressionsanalyse gemacht. Die Mittelwerte (Anhang A.2.5) werden analog zu der Messung der kontinuierlichen Geschwindigkeiten mit einem Schwellwert von -20 dB berechnet, da dieser Schwellwert den durchschnittlich höchsten Bestimmtheitsmass aufgewiesen hat. In der Abb. 39 sind die durchschnittlichen Frequenzen eines Impulses für jede Geschwindigkeit bei den zwei Winkeln ersichtlich.

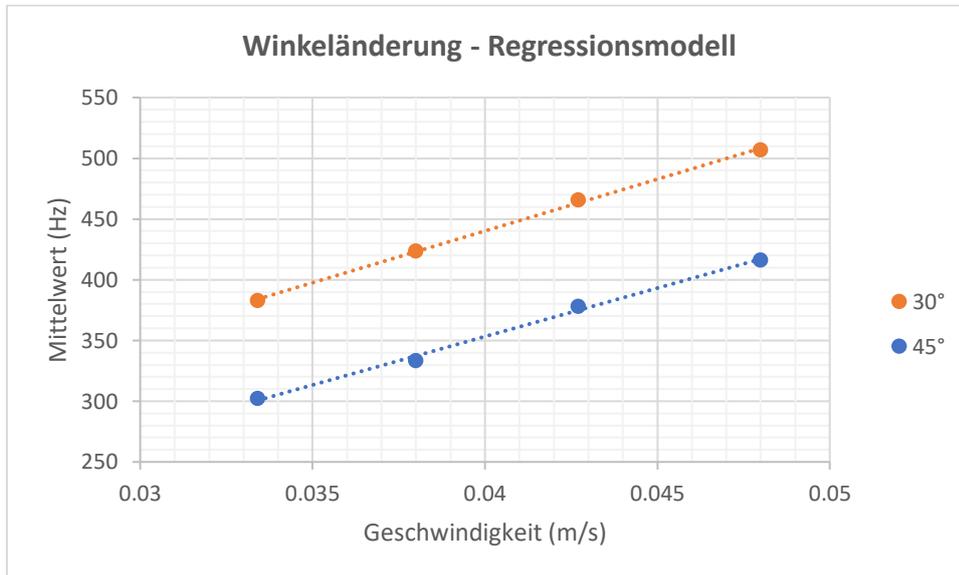


Abb. 39: Peristaltikpumpe Winkeländerung

Man sieht in der Abb. 39, dass bei den jeweiligen Winkeln die durchschnittlichen Frequenzen linear zunehmen und dies mit hohen Bestimmtheitsmassen der Regressionsgeraden (Tab. 4) . Es gibt einen durchschnittlichen Frequenzunterschied der jeweiligen Geschwindigkeiten von 87.2 Hz und einen durchschnittlichen Faktor zwischen den Frequenzen von 1.246. Der theoretische Faktor liegt bei  $1.225 \left( \frac{\cos(30)}{\cos(45)} \right)$ . Die hohe Korrelation lässt sich dadurch erklären, dass die einzelnen Impulse pro Rotordrehung miteinander verglichen werden und nicht eine komplette Aufnahme über 10 Sekunden. Der Grund dafür ist, dass das teilweise starke Rauschen zwischen den Impulsen die Auswertung verfälschen würde und zudem die hochfrequenten Muster eliminiert werden könnte.

Tab. 4: Winkelveränderung - einfache Regressionsanalyse

Winkel	Schwellwert	Regressionsgerade	Bestimmtheitsmass (R <sup>2</sup> )
30°	-20 dB	y = 8519.6x + 99.387	0.999
45°	-20 dB	y = 7977.3x + 34.179	0.9958

In der Abb. 40 sind die Impulse für eine Rotordrehung bei der Geschwindigkeit von 900 und den jeweiligen Winkeln (30° und 45°) zu sehen. Zusätzlich sind die Spektrogramme mit einem Schwellwert von -20 dB zu sehen. Alle Frequenzen des Signals, die tiefer als -20 dB sind, werden auf -140 dB gesetzt.

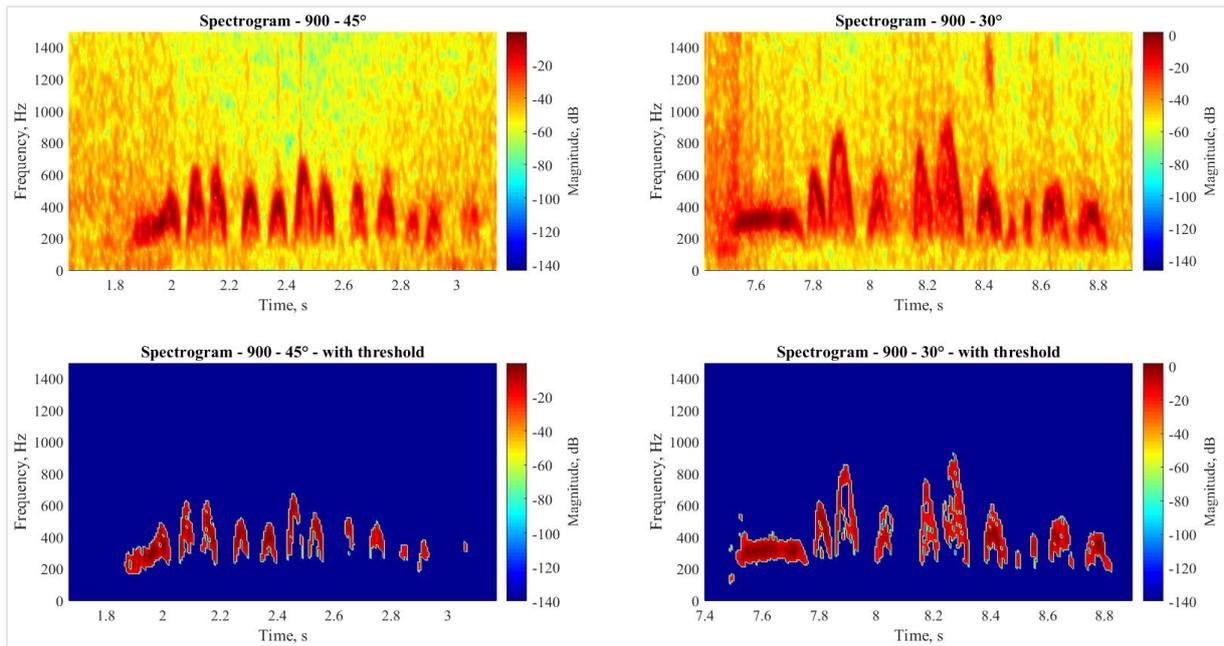


Abb. 40: Spektrogramme Winkel 45° und 30° (mit und ohne Schwellwert)

Die Messwerte der Messungen am Unterarm (Anhang A.2.7) ergeben verschiedene Spektrogramme. In der Abb. 41 sind die unbearbeiteten Spektrogramme der Arteria radialis von derselben Person bei einem Puls von 67 BPM und 100 BPM über 5 Sekunden zu sehen. Alle aufgenommenen Signale habe eine Länge von 10 Sekunden. Es ist erkennbar, dass die Frequenzen (im Bereich > -40 dB) bei höherem Puls höher sind und dass die Ausschläge periodisch sind.

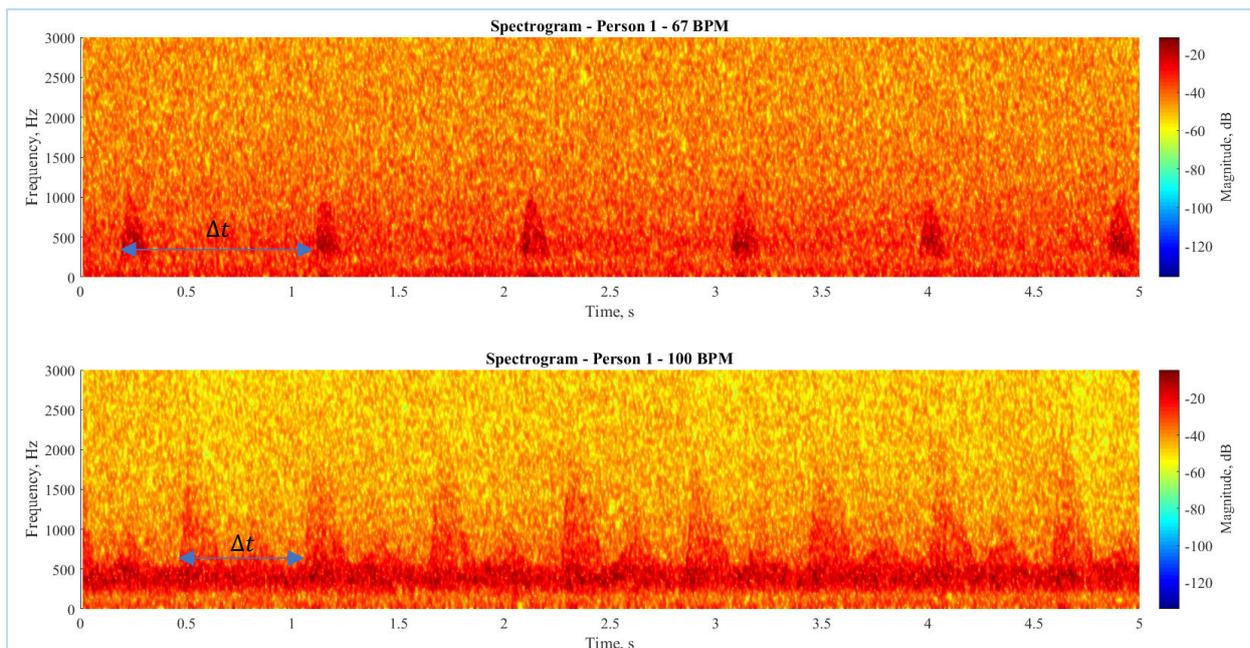


Abb. 41: Spektrogramm Testperson 1

Um den Puls im Spektrogramm auf seine Korrektheit zu überprüfen, werden die Zeitdifferenzen zwischen den enddiastolischen Geschwindigkeiten (EDV) genommen und damit der durchschnittliche Puls berechnet. Diese Berechnungen ergibt bei einem Puls von 67 BPM einen ermittelten Puls von 64.38 BPM. Dies entspricht einer Abweichung von 3.91 %. Beim Puls von 100 BPM entspricht der ermittelte

Puls 101.5 BPM. Das ergibt eine Abweichung von 1.5 %. Grund für die Abweichungen können sein, dass der Puls über 10 Sekunden nicht konstant gehalten werden kann oder die manuelle Auswahl der EDV's gewisse Ungenauigkeiten mit sich bringt.

Bevor die Messungen der Arteria radialis ausgewertet und die Frequenzen einer Geschwindigkeit zugeordnet werden, fällt während den Messungen am Unterarm auf, dass das Dopplersignal an manchen Tagen schwer bis gar nicht zu finden ist und an anderen Tagen das Signal schnell gefunden wird. Dieses Phänomen ist bei vorherigen Messungen ebenfalls aufgetreten. Der Grund dafür ist, dass durch den Anschluss des Netzteils am Laptop eine Störfrequenz entsteht. Durch die Spannung von 19 V und einem Strom von 6.32 A des Netzteils entsteht ein Rauschen, welches das Signal im Mikrofoneingang beeinträchtigt. Es wird angenommen, dass durch die Stromversorgung eine Störspannung über das Metallgehäuse zum Mikrofoneingang übertragen wird.

Nun stellt sich die Frage, was für einen Einfluss diese Störfrequenzen auf die durchschnittliche Frequenzen haben. Um dieses Störgeräusch zu untersuchen, werden 5 Signale für jeden Schwellwert einmal mit und einmal ohne angeschlossenes Netzteil am Laptop aufgenommen. Die Geschwindigkeit ändert sich dabei nicht (0.36 m/s). Der Versuch wird analog zu den Wasserhahn-Messungen aufgebaut. Das Frequenzspektrum der Signale mit und ohne Störfrequenzen ist in der Abb. 42 ersichtlich.

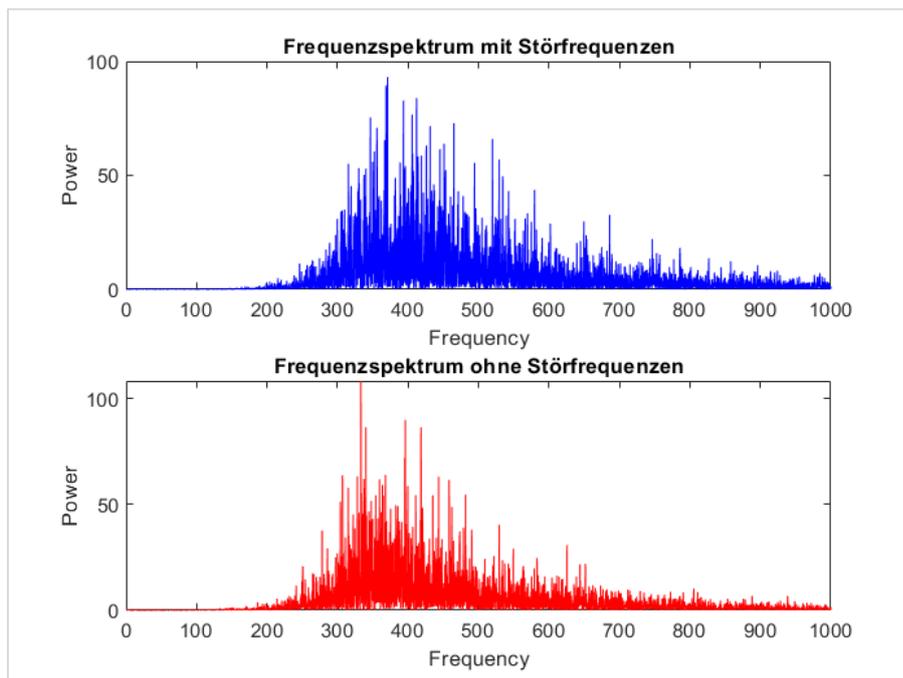


Abb. 42: Frequenzspektrum mit und ohne Störfrequenzen bei 0.36 m/s

Zur Untersuchung des Einflusses der Störfrequenzen werden analog zu vorherigen Analysen die Mittelwerte der durchschnittlichen Frequenzen bei bestimmten Schwellwerten berechnet (Messwerte im Anhang A.2.6). In der Abb. 43 sind die Mittelwerte für die aufgenommenen Signale mit und ohne Störfrequenzen ersichtlich. Die einfache Regressionsanalyse zeigt einen linearen Zusammenhang für die Signale bei Laden und nicht Laden des Computers auf. Die Regressionsgeraden besitzen jeweils ein hohes Bestimmtheitsmass ( $> 0.98$ ), somit können die Frequenzen statistisch signifikant durch die Regressionsgerade abgebildet werden.

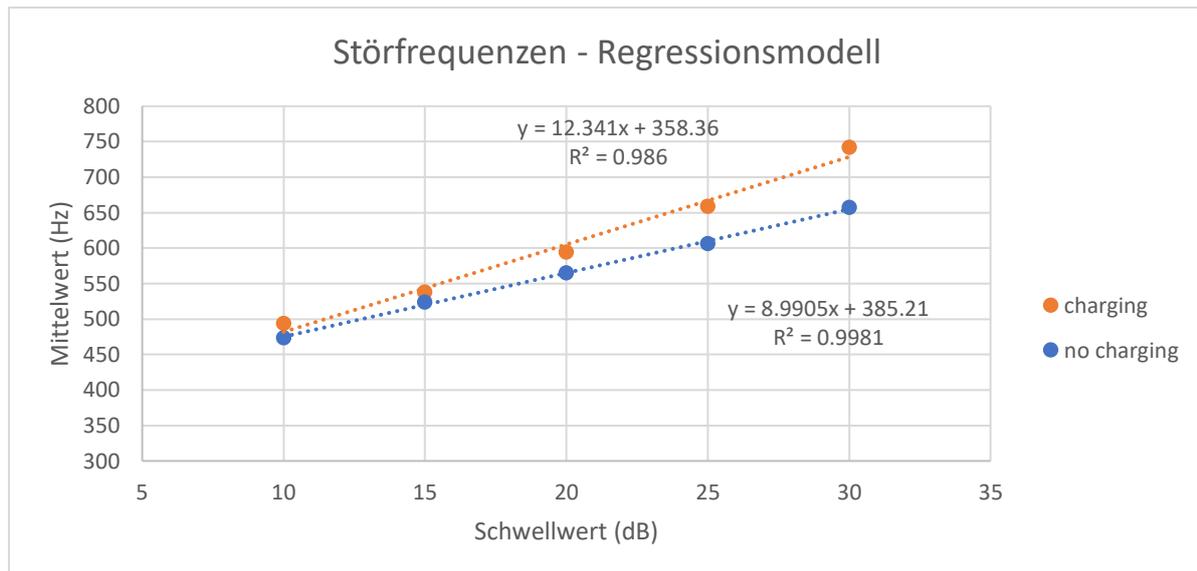


Abb. 43: Störfrequenzen - Regressionsmodell

In der Abb. 43 ist ersichtlich, dass die Mittelwerte beim Laden höher sind als die Mittelwerte beim Nicht-laden des Laptops. Zudem zeigen die Regressionsgeraden eine unterschiedliche Steigung auf. Das Aufladen des Laptops verursacht eine höhere Frequenzverschiebung bei den tieferen Leistungen, so dass die Regressionsgeraden nicht parallel sind und es daher schwierig ist, das Signal beim Aufladen zu korrigieren. Daher sind die Abweichung grösser, desto tiefer der Schwellwert gesetzt wird.

Ob diese Störfrequenzen einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Mittelwerte haben, wird mit einer ANOVA (Varianzanalyse) analysiert. Der Test sagt aus, ob ein signifikanter Unterschied der abhängigen Variablen zwischen den Gruppen auftritt. Die Nullhypothese ist, dass es keinen Unterschied gibt und das Signifikanzniveau bei 0.05 liegt. Im Anhang A.4.1 ist die gesamte statistische Analyse vorhanden. Der ANOVA-Test ergibt, dass die Nullhypothese verworfen werden kann und es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Mittelwerten gibt. Der P-Wert ( $< 0.0001$ ) ist hier wesentlich kleiner als das Signifikanzniveau. Dieses Ergebnis zeigt auf, dass es zwischen den Mittelwerten unabhängig von den Schwellwerten irgendwo ein statistisch signifikanter Unterschied gibt.

Es soll nun überprüft werden, ob sich die Mittelwerte bei gleichem Schwellwert statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Dafür wird ein Post-hoc-Test (Tukey-Test) durchgeführt. Die Post-hoc-Tests geben mit paarweisen Mittelwertvergleichen Auskunft, welche Mittelwerte sich statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Anders gesagt ermöglichen sie es durch gruppenweise Vergleiche eine Aussage darüber zu machen, welche Gruppen-Mittelwerte nicht signifikant verschieden sind. Das Ergebnis im Anhang zeigt, dass alle P-Werte bei den Schwellwertpaarungen über dem Signifikanzniveau liegen. Der niedrigste P-Wert von 0.0886 liegt bei der -30 dB Paarung und befindet sich nur knapp über dem Signifikanzniveau (0.05). Die -20 dB Paarung ist aber interessant für die Beurteilung der Störfrequenzen der vorherigen Messungen und Analyse. Hier liegt der P-Wert mit 0.9852 deutlich über dem Signifikanzniveau und daher gibt es keinen Grund, die Nullhypothese zu verwerfen. Es gibt daher keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Mittelwert mit oder ohne den Störfrequenzen und daher haben diese Störfrequenzen keinen signifikanten Einfluss auf die vorherigen Messungen und Analysen.

Um die Geschwindigkeit in den Spektrogrammen zu bestimmen und den Frequenzen eine Geschwindigkeit zuzuordnen zu können, werden die Messungen mit dem Baby Doppler mit denjenigen des Toshiba-Ultraschallgeräts verglichen. Ausschlaggebend sind dabei die systolischen Spitzenwerte (PSV) der jeweiligen Geschwindigkeitsverteilungen. Um diese Werte miteinander zu vergleichen, müssen die einzelnen Messungen zuerst untersucht werden. Die PSV-Werte werden beim Toshiba-Ultraschallgerät manuell mit dem Cursor ermittelt. Mehr als 5 PSV-Werte können aufgrund der limitierenden horizontalen Achse nicht ausgewertet werden. Die Spitzenwerte sind aus den Signalen des Toshiba-Ultraschallgeräts nicht über alle Zyklen konstant und daher wird ein Mittelwert berechnet. In der Abb. 44 sind zwei Messungen einer Testperson mit einem Puls von 88 BPM und 70 BPM zu sehen.

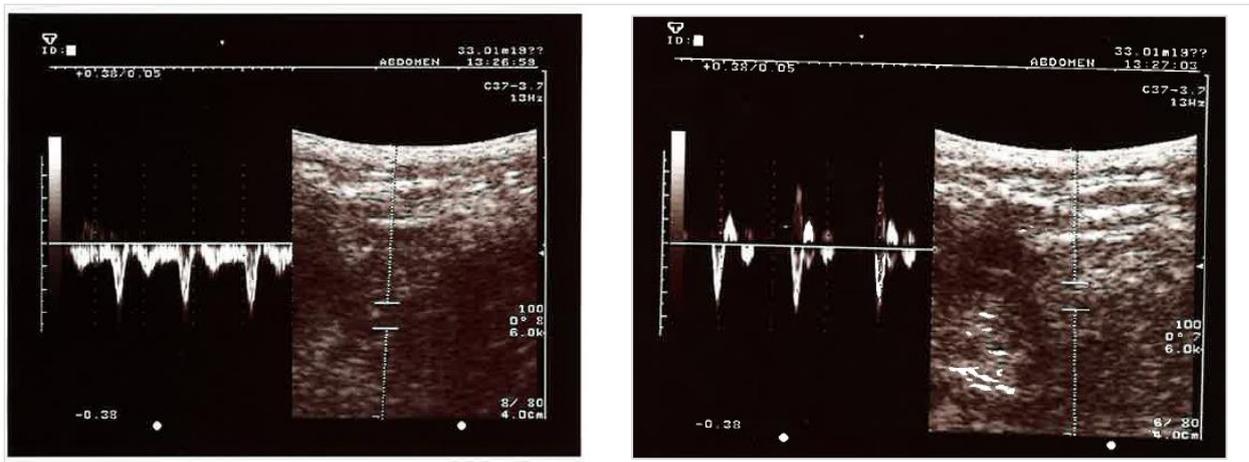


Abb. 44: Messungen Testperson 4 - 88 BPM und 70 BPM

Die Messungen zeigen, wie in Abschnitt 2.3.3 erklärt ist, jeweils auf der linken Seite die Geschwindigkeitsverteilung und auf der rechten Seite das B-Bild. Alle Messungen mit dem Toshiba-Ultraschallgerät liegen im Anhang A.3. Da das Blut von der Sonde wegfliest, sind die systolischen und diastolischen Geschwindigkeiten negativ. Die früh-diastolische Geschwindigkeit, bzw. der Rückfluss, ist ausserdem in der rechten Abbildung zu sehen. Insbesondere während den Systolen sind die niedrigen Geschwindigkeiten, welche durch den dunklen Raum unter der Umhüllung ersichtlich sind, unterrepräsentiert. Die Messung bei 88 BPM zeigt im Durchschnitt eine höhere Geschwindigkeit auf. Die Spitzengeschwindigkeiten bei 88BPM liegen aber nur leicht (0.01 m/s - 0.02 m/s) über den Spitzenwerten der Messung mit einem Puls von 70 BPM. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Arterien bei höherem Puls durch die Elastizität die Durchmesser erweitern und so den Blutfluss regulieren. Daher werden auch die Indices (Abschnitt 1.8) zur Bewertung von Stenosegraden herangezogen. Im Dopplerspektrum bei 88 BPM ist ausserdem zu sehen, dass aufgrund der höheren Geschwindigkeit kein Rückfluss stattfindet.

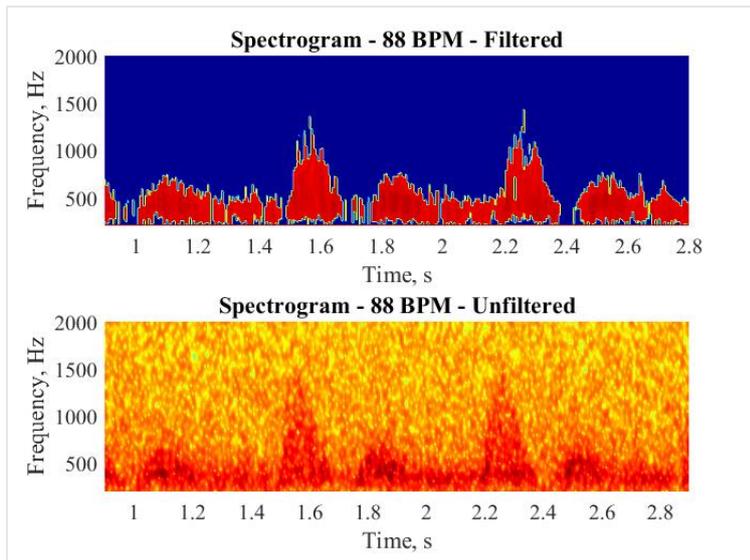


Abb. 45: Spektrogramm 88BPM gefiltert und ungefiltert

In der Abb. 45 ist das Spektrogramm des Dopplersignals über 2 Sekunden bei einem Puls von 88 BPM zu sehen. Zur Veranschaulichung der Wirkungsweise des Filters zeigt die Abbildung einerseits das ungefilterte Signal und andererseits das gefilterte Signal. Im Spektrogramm ist wieder der Herzzyklus zu sehen. Dabei handelt es sich um die auf der X-Achse gespiegelte Darstellung der Messung mit dem Toshiba-Ultraschallgerät (Abb. 44), da der Baby Doppler die Flussrichtung nicht detektieren kann.

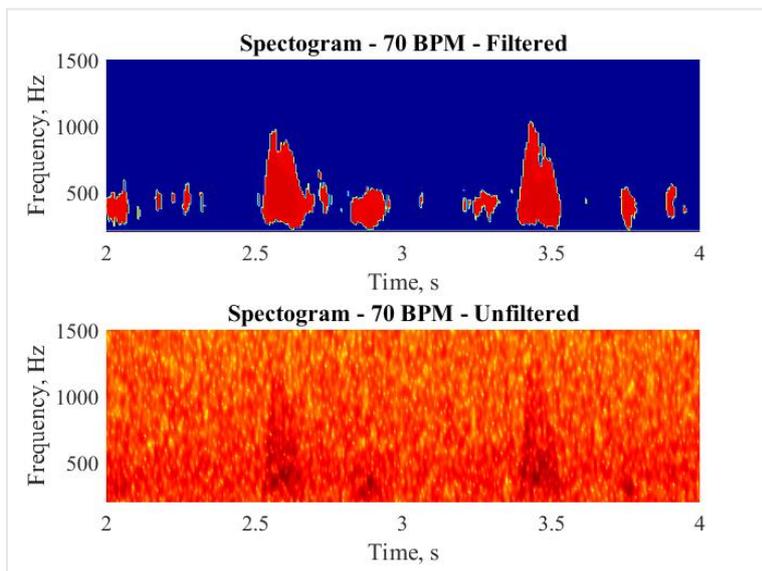


Abb. 46: Spektrogramm 70 BPM gefiltert und ungefiltert

Die Abb. 46 zeigt die Geschwindigkeitsverteilung über 2 Sekunden bei dem Puls von 70 BPM auf. In dem ungefiltertem Spektrogramm ist zu sehen, dass das Rauschen deutlich stärker ist als bei einem Puls von 88 BPM und daher taucht das Signal im Rauschen unter. Dieses starke Rauschen kann dadurch entstehen, dass z.B. die Sonde nicht ideal am Unterarm platziert ist. Die Filterung des Signals ist daher auch nicht optimal, da gewisse Frequenzen im gefiltertem Spektrogramm vorhanden sind, die nicht Teil des Blutflusses sind und die hohen Frequenzen durch die Filterung teilweise eliminiert werden. Im Spektrogramm sind die Frequenzen der systolischen und spät-diastolischen Geschwindigkeiten ersichtlich. Die Frequenzen der früh-diastolischen Geschwindigkeit ist in einzelnen bis wenigen Frequenzen ersichtlich.

Um zu untersuchen, ob es einen Zusammenhang zwischen den Messungen mit dem Baby Doppler und mit dem Toshiba-Ultraschallgerät gibt, werden die systolischen Spitzengeschwindigkeiten (PSV) miteinander verglichen. Dafür wird eine einfache Regressionsanalyse durchgeführt (Abb. 47). Die systolischen Spitzengeschwindigkeiten werden manuell aus dem Spektrogramm ermittelt. Aus den ermittelten Werte wird jeweils eine durchschnittliche PSV für jede Messung berechnet. Die gesamte Tabelle mit den Messwerten ist im Anhang A.2.7 vorhanden.

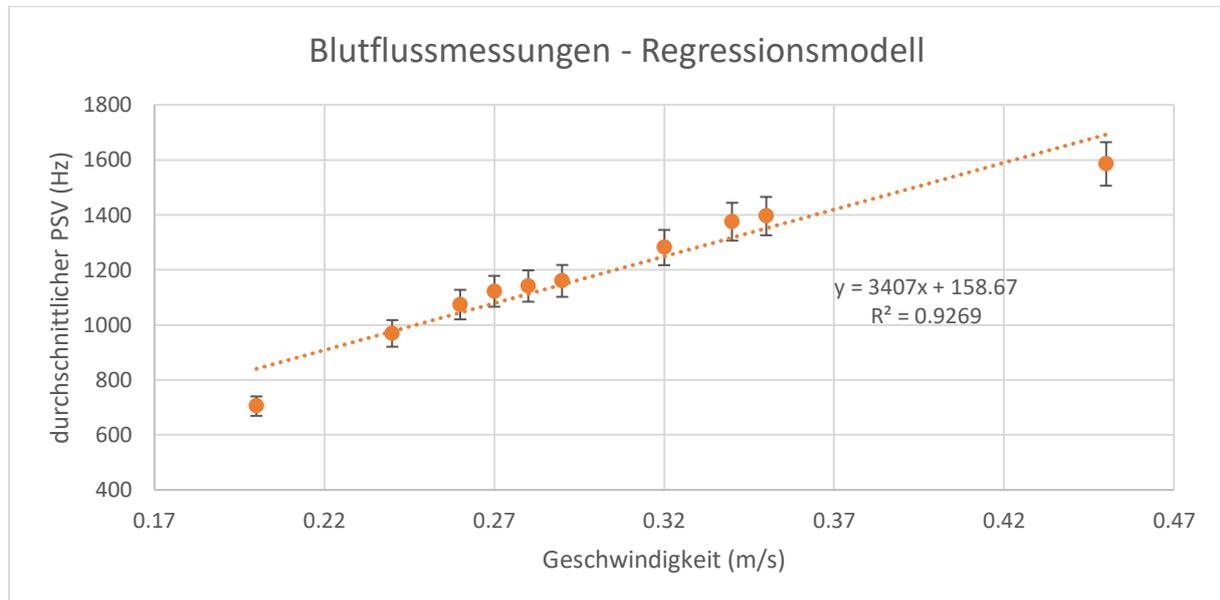


Abb. 47: Spitzengeschwindigkeiten - Regressionsmodell

Der Graph zeigt eine lineare Korrelation zwischen den systolischen Spitzenwerten auf. Die Funktion der Regressionsgerade schneidet den Y-Achsenabschnitt bei 158.7 Hz und dieser Wert bedeutet eine Geschwindigkeit von 0 m/s. Die Regressionsanalyse zeigt ein Bestimmtheitsmass von 0.9269 auf. Es lassen sich 92.69 % der Varianz der PSV durch die Geschwindigkeiten erklären. Die Mittelwerte steigen alle mit den Geschwindigkeiten und es kommt zu keiner Überschneidung der Mittelwerte. Die Steigung ( $3407x$ ) der Regressionsgerade wird zudem stark durch die Extremwerte bei 0.2 m/s und 0.45 m/s beeinflusst. Diese liegen ausserdem am weitesten entfernt von der Regressionsgerade und haben daher die grösste Abweichung. Um die Steigung präziser zu bestimmen, müssen mehr Messungen in den Geschwindigkeiten bis 0.25 m/s und ab 0.35 m/s durchgeführt werden. Die Abweichungen der Messungen können verschiedene Gründe haben. Der Winkel ist zum einen ein grosser Unsicherheitsfaktor, da er über alle Messungen nicht konstant ist und aufgrund des Sondenkopfs nicht unter  $60^\circ$  gehalten werden kann. Wie in Abschnitt 2.1.4 erläutert ist, ist die Fehlerrate höher, desto höher der Winkel. Andererseits kann es bei der Messung mit dem Baby Doppler zur Beschallung der benachbarten Gefässen kommen und daher zu Überlagerungen von Dopplerfrequenzen. Ausserdem hat die Auflösung des Spektrogramms auch einen Einfluss auf die Auswertung.

Mit einer einfachen Varianzanalyse (One-Way-ANOVA), welche im Anhang A.4.2 aufzufinden ist, wird überprüft, ob es einen signifikanten Unterschied zwischen den systolischen Spitzengeschwindigkeiten gibt. Die Nullhypothese ist, dass es keinen Unterschied zwischen den Geschwindigkeiten gibt. Der ANOVA-Test zeigt einen P-Wert von  $< 0.0001$  auf und daher ist ein signifikanter Unterschied zwischen den durchschnittlichen Spitzenwerten vorhanden.

Mit dem Post-hoc-Test (Tukey's All Pairs Comparison) wird überprüft, ob und bei welchen Testpersonen es einen signifikanten Unterschied der Spitzenwerte zwischen den tiefen und hohen Pulsen gibt. Die Nullhypothese ist dabei wieder, dass kein signifikanter Unterschied existiert. Das Ergebnis im Anhang A.4.2 zeigt auf, dass es bei allen fünf Testpersonen einen statistisch signifikanten Unterschied gibt. Der P-Wert liegt bei allen Vergleichen unter 0.0001.

Die Regressionsgerade kann für die Bestimmung der Geschwindigkeiten angewandt werden. Dafür wird die Funktion der Gerade auf der vertikalen Achse übernommen. In der Abb. 48 ist das Dopplerspektrum und Spektrogramm mit den Geschwindigkeitsangaben bei einem Puls von 88 BPM zu sehen. Zu bemerken ist, dass die Geschwindigkeitsskala für einen Winkel von  $60^\circ$  bestimmt ist. Für andere Winkel müssen die Skalen angepasst werden.

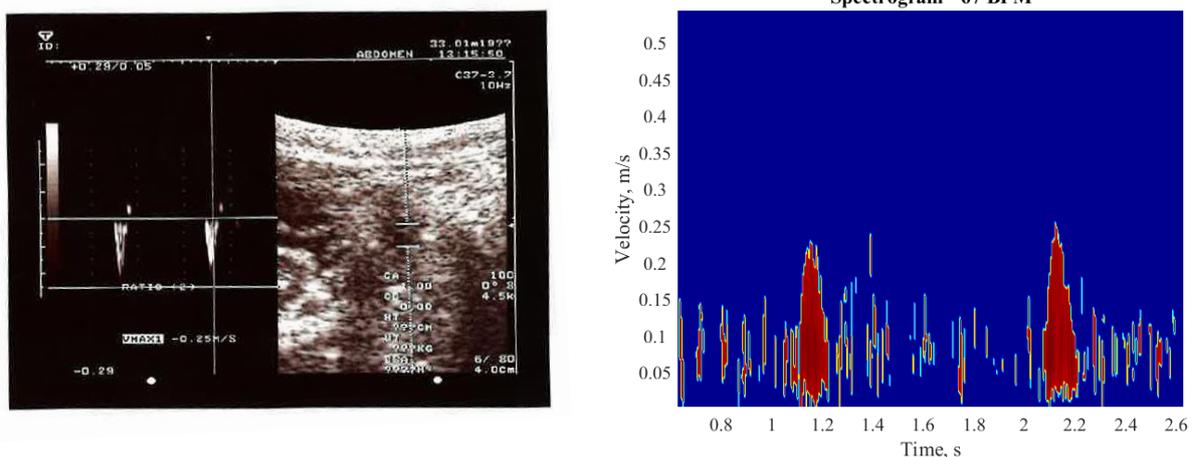


Abb. 48: Geschwindigkeitsbestimmung

Die Geschwindigkeit von  $0.25 \text{ m/s}$  lässt sich aus beiden Darstellungen herauslesen. Das Spektrogramm hat noch zusätzliche Störfrequenzen in der Abbildung. Die verschiedenen Intensitäten der Signale und der Hintergrundrauschen machen das MATLAB-Programm zur Darstellung des Spektrogramms fehleranfällig. Dadurch können gar keine bis starke Rauschfrequenzen im Spektrogramm ersichtlich sein. Die Dopplerfrequenzverschiebungen sind aber in allen Spektrogrammen ersichtlich.

## 4 Schlussfolgerung

Die Arbeit zeigt auf, wie mit einem handelsüblichen Baby Doppler die Geschwindigkeiten der Extremitätenarterien gemessen werden können. Der Baby Doppler nutzt den Dopplereffekt, um den Herzschlag für die Mutter hörbar zu machen. Dieses Audiosignal wird mit einem Computer verarbeitet und in einem Spektrogramm gefiltert dargestellt. Die Frequenzen des Signals nehmen proportional mit der Geschwindigkeit in den Blutgefässen zu. Durch verschiedene Messungen eines Wasserstroms oder am Unterarm wird das Audiosignal charakterisiert und analysiert.

Die Messungen ergeben, dass sich die Frequenzen linear mit der Geschwindigkeit erhöhen. Die Winkelveränderung der Sonde zum gemessenen Fluss korreliert ebenfalls mit der Frequenzveränderung. Die Winkelveränderung zeigt auf, dass je kleiner der Winkel zwischen Sonde und Schlauch ist, desto höher sind die Frequenzen. Dabei kann der Baby Doppler bis zu einer Geschwindigkeit von 0.6 m/s eine verlässliche Aussage machen. Das Signal-Rausch-Verhältnis zeigt ausserdem auf, dass die optimale Lautstärke für die Aufnahme der Audiosignale bei 30 % liegt. Zudem nimmt die Leistung des Signals und Rauschens logarithmisch mit der Lautstärke zu. Die Messungen des pulsierenden Flusses durch die Peristaltikpumpe zeigen ein unterschiedlich starkes Rauschen auf. Der Baby Doppler erhöht zwischen den gemessenen Signalen die Sensitivität, bis er das Signal wiederfindet. Ausserdem ergeben die Analysen der Messungen, dass es durch das Laden des Laptops zu Störfrequenzen auf den Mikrofon-Eingang kommt und somit die Dopplersignale nicht hörbar sind. Diese Störfrequenzen haben aber keinen signifikanten Einfluss auf den linearen Zusammenhang zwischen der Geschwindigkeit und den Frequenzen. Der Baby Doppler gibt ausserdem den Puls mit einer geringen Fehlerrate ( $< 5\%$ ) aus. Anhand der Messungen der Arteria radialis mit dem Baby Doppler und einem Toshiba-Ultraschallgerät können schliesslich die Frequenzen den Geschwindigkeiten zugeordnet werden und es können Messungen an Arterien mit einer gewissen Ungenauigkeit durchgeführt werden.

Um die Messgenauigkeit des Baby Dopplers bestimmen zu können, müssen des Weiteren Messungen unter Laborbedingungen durchgeführt werden. Sobald die Geschwindigkeit eines Volumenstroms mit einer bestimmten Genauigkeit (z.B.  $\pm 0.01$  m/s) eingestellt werden kann, kann die Präzision des Gerätes ermittelt werden. Da die Frequenzen, bzw. Geschwindigkeiten stark vom Winkel abhängig sind, wäre zudem ein konstanter Winkel bei der Messung am Unterarm wichtig. Dieser Winkel kann z.B. durch eine Halterung konstant gehalten werden. Zuletzt ist eine weitere Verarbeitung des MATLAB Codes ausschlaggebend, sodass ein Echtzeitspektrogramm dargestellt werden kann.

Die Arbeit hat ergeben, dass der Baby Doppler für die Messung von Blutgeschwindigkeiten eingesetzt werden kann. Mit einer Frequenz von 3 MHz kann das Gerät Messungen von Geschwindigkeiten in tiefer gelegenen Arterien durchführen. Durch den grossen Sondenkopf ist der Ort der Anwendung jedoch eingeschränkt, da mindestens ein Winkel von  $60^\circ$  gewährleistet werden muss. Gute Anwendungsorte sind daher z.B. der Unterarm oder die Kniekehle. Letztendlich bietet das Gerät eine Möglichkeit, die Geschwindigkeit in Blutgefässen zu messen. Es kann jedoch aufgrund der Ungenauigkeit nicht zur medizinischen Diagnostik angewendet werden.

## 5 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Strömungsprofil in Blutgefäßen (Elcat AG, o. D.)	5
Abb. 2: Flussprofil von peripheren Arterien (Elcat AG, o. D.)	6
Abb. 3: Dopplerspektrum (Nipun Gupta, 2016)	7
Abb. 4: Systemabgrenzung	9
Abb. 5: Projektaufbau	9
Abb. 6: Baby Doppler (Elcat AG, o. D.)	10
Abb. 7: Funktionsschema eines unidirektionales Dopplers (Elcat AG, o. D.)	11
Abb. 8: Positionierung des Sondenkopfs	12
Abb. 9: Signalverarbeitung	13
Abb. 10: Leistungsspektrum (The MathWorks, Inc., 2020e)	16
Abb. 11: Beispiel-Spekrogramm	18
Abb. 12: Lautstärkeregelung	19
Abb. 13: FlowTracker (Xylem, o. D.)	20
Abb. 14: Messaufbau Mixer	20
Abb. 15: Messaufbau Höhendifferenz	21
Abb. 16: Messaufbau Wasserhahn	22
Abb. 17: Messaufbau Peristaltikpumpe	23
Abb. 18: Arterienverlauf am rechten Unterarm, Ansicht von ventral (Schünke et al., 2011)	24
Abb. 19: Messaufbau Messungen am Unterarm - Baby Doppler	24
Abb. 20: Messaufbau Messung am Unterarm – Toshiba-Ultraschallgerät	24
Abb. 21: Toshiba-Ultraschallgerät (Hilditch Group, 2017)	25
Abb. 22: Beispielmessung Toshiba-Ultraschallgerät	25
Abb. 23: Spektrogramm – Mixer – 3.7 m/s	26
Abb. 24: Spektrogramm - Höhendifferenz - 0.98m/s	26
Abb. 25: Höhendifferenz - Regressionsmodell	27
Abb. 26: Spektrogramm - Wasserhahn - 0.65 m/s	28
Abb. 27: Wasserhahn - Regressionsmodell	28
Abb. 28: Wasserhahn - Frequenzverschiebung (-20 dB Schwellwert)	29
Abb. 29: Wasserhahn – Geschwindigkeiten zwischen 0.51 und 0.8 m/s	30
Abb. 30: Audiosignal Peristaltikpumpe Audacity	31
Abb. 31: Leistungsspektrum - Geschwindigkeit 900 (10%, 50%, 100%)	31
Abb. 32: Grafische Darstellung verschiedener Potentiometercharakteristiken (Thomann, o. D.)	31
Abb. 33: Rauschen bei Lautstärkeveränderung	32
Abb. 34: Signal/Rauschen bei 10 % und 100 % Lautstärke	32
Abb. 35: Durchschnittliche Signal-/Rauchleistung	33
Abb. 36: Signal-Rausch-Verhältnis (SNR)	33
Abb. 37: Leistungsspektrum Geschwindigkeitsveränderung	34
Abb. 38: Spektrogramm Peristaltikpumpe	34
Abb. 39: Peristaltikpumpe Winkeländerung	35
Abb. 40: Spektrogramme Winkel 45° und 30° (mit und ohne Schwellwert)	36
Abb. 41: Spektrogramm Testperson 1	36
Abb. 42: Frequenzspektrum mit und ohne Störfrequenzen bei 0.36 m/s	37
Abb. 43: Störfrequenzen - Regressionsmodell	38
Abb. 44: Messungen Testperson 4 - 88 BPM und 70 BPM	39
Abb. 45: Spektrogramm 88BPM gefiltert und ungefiltert	40
Abb. 46: Spektrogramm 70 BPM gefiltert und ungefiltert	40
Abb. 47: Spitzengeschwindigkeiten - Regressionsmodell	41
Abb. 48: Geschwindigkeitsbestimmung	42

## 6 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Höhendifferenz - einfache Regressionsanalyse .....	27
Tab. 2: Wasserhahn - einfache Regressionsanalyse .....	29
Tab. 3: Einstellungen an Peristaltikpumpe .....	30
Tab. 4: Winkelveränderung - einfache Regressionsanalyse .....	35

## 7 Literaturverzeichnis

- Arning, C. (2002). *Farbkodierte Duplexsonographie der hirnversorgenden Arterien*. Stuttgart: Thieme Verlag.
- BabyDoppler. (2018). *BabyDoppler Sonoline B - User Manual*.
- Beckhoff Automation GmbH. (2020). *Skalierung von Spektren*. Aufgerufen von [https://infosys.beckhoff.com/index.php?content=../content/1031/tf3600\\_tc3\\_condition\\_monitoring/36028799822610059.html&id=\(05.05.2020\)](https://infosys.beckhoff.com/index.php?content=../content/1031/tf3600_tc3_condition_monitoring/36028799822610059.html&id=(05.05.2020)).
- Berger, R. (2002). *Dopplersonographie—Ultraschalldiagnostik im Physikunterricht*. Aufgerufen von [https://www.physikdidaktik.uni-osnabrueck.de/fileadmin/user\\_upload/Artikel%20Berger/Berger2002b.pdf](https://www.physikdidaktik.uni-osnabrueck.de/fileadmin/user_upload/Artikel%20Berger/Berger2002b.pdf) (03.04.2020).
- Burckhardt, C. (2008). Signalverarbeitung in Ultraschallabbildung, Doppler und Dopplerabbildung. *Ultraschall in der Medizin* (220–224). Stuttgart: Thieme Verlag.
- Case, M., Micheli, M., Arroyo, D., Hillard, J., & Kocanda, M. (2013). *ULTRASONIC BLOOD FLOW SENSING USING DOPPLER VELOCIMETRY*. *International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems*. (1298–1316). Aufgerufen von: <https://doi.org/10.21307/ijssis-2017-591> (04.03.2020).
- DATAKOM. (2014). *S/N (Signal-Rausch-Verhältnis)*. ITWissen.info. Aufgerufen von: <https://www.itwissen.info/Signal-Rausch-Verhaeltnis-S-N-signal-to-noise-ratio-SNR.html> (10.05.2020).
- Dorffner, G. (2015). *Klinische Signalverarbeitung Teil 2*. Institut für Artificial Intelligence, Zentrum für Medizinische Statistik, Informatik und Intelligente Systeme. Aufgerufen von: <http://www.meduniwien.ac.at/user/georg.dorffner/lv/Signal1.pdf> (07.05.2020).
- Eiberg, J. P., Grønvall Rasmussen, J. B., Hansen, M. A., & Schroeder, T. V. (2010). *Duplex Ultrasound Scanning of Peripheral Arterial Disease of the Lower Limb*. Aufgerufen von: [https://www.ejves.com/article/S1078-5884\(10\)00347-3/fulltext](https://www.ejves.com/article/S1078-5884(10)00347-3/fulltext) (28.05.2020).
- Einhaus, F., & Greim, C.-A. (2015). Allgemeine Grundlagen der Sonographie, Teil 1: Physikalische Prinzipien, bildgebende und Dopplerverfahren. *Der Anaesthetist*. Aufgerufen von: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00101-015-0096-5> (04.04.2020).
- Elcat AG. (o. D.). *Die Doppler-Sonographie in der Gefäßdiagnostik*. Aufgerufen von: [https://www.elcat.de/index.php?option=com\\_joomdoc&view=docman&gid=92&task=cat\\_view&Itemid=255&lang=de](https://www.elcat.de/index.php?option=com_joomdoc&view=docman&gid=92&task=cat_view&Itemid=255&lang=de) (20.04.2020).

- Hablützel, H., & Georgios, L. (2007). *Signalformen und Systemtypen*. Aufgerufen von: [https://home.zhaw.ch/~dqtm/sisy/SiSy\\_Buch\\_ZHAW\\_Sep07/001-BASE-V-2-3.pdf](https://home.zhaw.ch/~dqtm/sisy/SiSy_Buch_ZHAW_Sep07/001-BASE-V-2-3.pdf) (05.05.2020).
- HAMEG, I. (Hrsg.). (o. D.). *Was ist Rauschen?*. Aufgerufen von: [https://cdn-reichert.de/documents/datenblatt/TIPP/HAMEG\\_WasistRauschen.pdf](https://cdn-reichert.de/documents/datenblatt/TIPP/HAMEG_WasistRauschen.pdf) (20.05.2020).
- Hausamann, P. (2011). *Digitale Signalverarbeitung von Ultraschall- Dopplersignalen auf Basis eines Echtzeitrechnersystems*. (Bachelorarbeit). Institut für Robotik und Mechatronik. Aufgerufen von: [https://elib.dlr.de/73812/1/BA\\_Peter\\_Hausamann\\_20111012.pdf](https://elib.dlr.de/73812/1/BA_Peter_Hausamann_20111012.pdf) (05.03.2020).
- Hehn. (2014). *Blut und Blutbildung*. Aufgerufen von: [https://www.kompetenznetz-leukaemie.de/content/patienten/leukaemien/blut\\_und\\_blutbildung/](https://www.kompetenznetz-leukaemie.de/content/patienten/leukaemien/blut_und_blutbildung/) (05.03.2020).
- Joachim Herz Stiftung. (2020). *DOPPLER-Sonographie | LEIFphysik*. Aufgerufen von: <https://www.leifphysik.de/akustik/akustische-wellen/ausblick/doppler-sonographie> (20.03.2020).
- Kraft, U. (2011). *Blutkreislauf*. Aufgerufen von: [www.netdokter.ch](http://www.netdokter.ch). <https://www.netdokter.ch/anatomie/blutkreislauf-7158> (20.03.2020).
- Lohniger, H. (2012). *Signal und Rauschen*. Aufgerufen von: [http://www.statistics4u.info/fundstat\\_germ/cc\\_signal\\_noise.html](http://www.statistics4u.info/fundstat_germ/cc_signal_noise.html) (05.04.2020).
- Mathew, E. (2018). *Die sechs grundlegenden Messungen für Audiosignale*. Aufgerufen von: <https://www.elektronikpraxis.vogel.de/die-sechs-grundlegenden-messungen-fuer-audiosignale-a-697728/> (05.04.2020).
- Maulik, D. (2005). Spectral Doppler: Basic Principles and Instrumentation. In D. Maulik (Hrsg.), *Doppler Ultrasound in Obstetrics and Gynecology* (S. 19–34). Berlin Heidelberg: Springer.
- Merz, E. (2002). Grundlagen der Dopplersonographie. In E. Merz (Hrsg.), *Sonographische Diagnostik in Gynäkologie und Geburtshilfe Band 2: Geburtshilfe* (2., vollständig neu bearbeitete Auflage) (670 S.). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Mietke, D. (2020). *Charakterisierung elektrischer Signale*. Aufgerufen von: <https://www.elektroniktutor.de/signalkunde/signdef.html> (20.04.2020).
- Montag, T. (2020). *Analog zu Digital: So funktioniert Digitalisierung*. Aufgerufen von: <https://www.save-your-music.de/software/analog-zu-digital/> (15.05.2020).
- Müller-Stüler, E.-M. (2011). *Mathematische Analyse des Dopplersignals zur quantitativen Bestimmung des Blutflusses*. (Dissertation). Philipps-Universität. Aufgerufen von: <https://archiv.ub.uni-marburg.de/diss/z2011/0432/> (20.03.2020).
- MVZ Diagnostikzentrum. (o. D.). *MVZ Diagnostikzentrum Radiologie Marburg: Sonographie-hals*. Aufgerufen von: <https://www.diagnostikzentrum-marburg.de/sonographie-hals.html> (16.05.2020).
- Nusirat Adeola Adedewe. (2017). *Doppler Effect*. Aufgerufen von: <https://www.slideshare.net/NusrahAdeolaAdedewe/doppler-effect-76264239> (15.04.2020).

- PI Ceramic GmbH. (2020). *Erzeugung von Ultraschall mit Piezokomponenten*. Aufgerufen von: <https://www.piceramic.de/de/piezotechnologie/erzeugung-ultraschall-mit-piezokomponenten/> (16.05.2020).
- Polak, J. (2016). Ultrasound Assessment of the Abdominal Aorta. *Radiology Key*. Aufgerufen von: <https://radiologykey.com/ultrasound-assessment-of-the-abdominal-aorta/> (20.05.2020).
- Schäberle, W. (2010). Grundlagen. In W. Schäberle (Hrsg.), *Ultraschall in der Gefäßdiagnostik: Therapieorientiertes Lehrbuch und Atlas* (S. 1–49). Berlin Heidelberg: Springer.
- Schmidt, W. (2001). Farbdopplersonographie in Gynäkologie und Geburtshilfe. Stuttgart: Thieme Verlag.
- Schweikert, R. (2018). *Spektrogramme als Visualisierung von Audiodaten in der virtuellen Realität*. (Bachelorarbeit). Institut für Software- und Multimediatechnik. Aufgerufen von: [https://tu-dresden.de/ing/informatik/smt/mg/ressourcen/dateien/studentische-arbeiten/2018\\_BA\\_Roman\\_Schweikert.pdf?lang=de](https://tu-dresden.de/ing/informatik/smt/mg/ressourcen/dateien/studentische-arbeiten/2018_BA_Roman_Schweikert.pdf?lang=de) (18.05.2020).
- Stack Exchange Inc. (2020). *What is a spectrogram and how do I set its parameters?* Aufgerufen von: <https://stackoverflow.com/questions/29321696/what-is-a-spectrogram-and-how-do-i-set-its-parameters> (15.03.2020).
- Steiner, H., & Schneider, Karl-Theo M. (Hrsg.). (2000). *Dopplersonographie in Geburtshilfe und Gynäkologie: Leitfaden für die Praxis*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag.
- The MathWorks, Inc. (2020a). *Basic Spectral Analysis*. Basic Spectral Analysis. Aufgerufen von: <https://de.mathworks.com/help/matlab/math/basic-spectral-analysis.html> (05.04.2020).
- The MathWorks, Inc. (2020b). *Object for recording audio—MATLAB - MathWorks Deutschland*. Aufgerufen von: <https://de.mathworks.com/help/matlab/ref/audiorecorder.html> (05.04.2020).
- The MathWorks, Inc. (2020c). *Record audio to audiorecorder object, hold control until recording completes—MATLAB - MathWorks Deutschland*. Aufgerufen von: <https://de.mathworks.com/help/matlab/ref/audiorecorder.recordblocking.html> (05.04.2020).
- The MathWorks, Inc. (2020d). *Store recorded audio signal in numeric array—MATLAB getaudiodata—MathWorks Deutschland*. Aufgerufen von: <https://de.mathworks.com/help/matlab/ref/audiorecorder.getaudiodata.html> (05.04.2020).
- The MathWorks, Inc. (2020e). *Write audio file—MATLAB audiowrite—MathWorks Deutschland*. Aufgerufen von: <https://de.mathworks.com/help/matlab/ref/audiowrite.html> (05.04.2020).
- The MathWorks, Inc. (2020f). *Spectrogram using short-time Fourier transform*. Aufgerufen von: <https://de.mathworks.com/help/signal/ref/spectrogram.html> (05.04.2020).
- Thomann. (o. D.). *Thomann Online-Ratgeber Charakteristik und Drehrichtung Potentiometer*. Aufgerufen von: [https://www.thomann.de/de/onlineexpert\\_page\\_potentiometer\\_charakteristik\\_und\\_drehrichtung.html](https://www.thomann.de/de/onlineexpert_page_potentiometer_charakteristik_und_drehrichtung.html) (05.05.2020).

- Universität Zürich. (2018). *Einfache lineare Regression*. Aufgerufen von: [https://www.methodenberatung.uzh.ch/de/datenanalyse\\_spss/zusammenhaenge/ereg.html](https://www.methodenberatung.uzh.ch/de/datenanalyse_spss/zusammenhaenge/ereg.html) (20.05.2020).
- von Reutern, G.-M., Kaps, M., & von Büdingen, H. J. (Hrsg.). (2000). *Ultraschalldiagnostik der hirnversorgenden Arterien* (3. Aufl.). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Werner, M. (2019). *Digitale Signalverarbeitung mit MATLAB®* (M. Werner, Hrsg.). Berlin Heidelberg: Springer Fachmedien.
- ZHAW. (2008). *Kapitel 4: Rauschen*. Aufgerufen von: <https://home.zhaw.ch/kunr/ASV/scripts/ASV%20FS2008%20Rauschen.pdf> (05.05.2020).
- Zobly, S. M. S. (2012). *Processing Methodologies For Doppler Ultrasound Signals*. (Bachelorarbeit). Faculty of Engineering at Cairo University. Aufgerufen von: [https://www.k-space.org/thesis/doc/Sulieman\\_Zobly.pdf](https://www.k-space.org/thesis/doc/Sulieman_Zobly.pdf) (08.05.2020).

## Anhang A

Alle Programmcodes und Messwerte sind ebenfalls im elektronischen Anhang vorhanden.

### A.1 MATLAB Codes

#### A.1.1 Signalaufnahme

```
% Recordandsave.m
% Signalabtastung und Signalspeicherung

Fs = 44100 ;           % Sampling rate
nBits = 16 ;          % Bits
nChannels = 1 ;       % Channels
ID = -1;              % default audio input device
recObj = audiorecorder(Fs,nBits,nChannels,ID);

% record audio signal
disp('Start speaking.')
recordingblock(recObj,20); % record for 20 seconds
disp('End of Recording.');
```

```
signal = getaudiodata(recObj,'double');
```

```
% save signal as wav file
audiowrite('name.wav',signal,Fs);
```

#### A.1.2 Leistungsspektrum

```
% fft_plot.m
% load a signal
[x, fs] = audioread('name.wav'); % load an audio file
x = x(:, 1); % get the first channel

% plot the frequency
z = fft(x);
n = length(x); % number of samples
f = (0:n-1)*(fs/n); % frequency range
power =abs(z).^2/n; % power of the DFT
figure;
plot(f,power); % plot spectrum

% plot settings
xlim([0 1000]);
title('title');
xlabel('Frequency');
ylabel('Power');
```

### A.1.3 Spektrogramm

```

% Spektrogramm.m
% load a signal
[x, fs] = audioread('name.wav'); % load an audio file
x = x(:, 1); % get the first channel

% determine the signal parameters
xlen = length(x); % signal length
t = (0:xlen-1)/fs; % time vector

% analysis parameters
len = 1024; % window length
nfft = 4*len; % number of fft points
hop = len/4; % hop size
TimeRes = len/fs; % time resolution of the analysis , s
FreqRes = 2*fs/len; % frequency resolution of the analysis ,Hz

% perform STFT
w1 = hanning(len, 'periodic');
[~, fS, tS, PSD] = spectrogram(x, w1, len-hop, nfft, fs);
Samp = 10*log10(sqrt(PSD.*enbw(w1, fs)));

% filter spectrogram-plot
x_value = size(tS,2);
y_value = size(fS,1);

for i=1:x_value
    for m = 1:15;
        Samp(m,i) = -140;
    end
end

for i=1:x_value
    m = 1:y_value;
    Sum = sum(Samp(m,i));
    thr = 0.64 * (Sum / y_value);

    for m = 1:y_value;
        if Samp(m,i) < thr
            Samp(m,i) = -140;
        end
    end
end

Samp(Samp < -20) = -140;
Samp = medfilt2(Samp, [30 1]);

% plot the spectrogram
figure;
surf(tS, fS, Samp);
shading interp;
axis tight;
box on;
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman', 'FontSize', 12);

```

```
% change y-axis to velocity
set(gca, 'YTick', [158.67 329.02 499.37 669.72 840.07 1010.42
1180.77 1351.12 1521.47 1691.82 1862.17] );
set(gca, 'YTickLabel', [0 0.05 0.1 0.15 0.2 0.25 0.3 0.35 0.4 0.45
0.5] );

% plot settings
ylim([158.67 2000]);
xlim([0 2]);
xlabel('Time, s');
ylabel('Velocity, m/s');
title('Spectrogram');
view(0, 90);
colormap('jet');
hcol = colorbar;
set(hcol, 'FontName', 'Times New Roman', 'FontSize', 12)
ylabel(hcol, 'Magnitude, dB')

% calculate mean frequency with threshold
a = get(gca, 'Children');
xdata = get(a, 'XData');
ydata = get(a, 'YData');
zdata = get(a, 'ZData');
A = double.empty;
B = size(zdata,1);
C = size(zdata,2);
D = size(xdata,2);
E = size(ydata,1);
m=1;
for i = 1:C
    for n = 1:B
        if zdata(n,i) > -20 %set threshold
            A(m,1) = ydata(n);
            m = m+1;
        end
    end
end
end
disp(mean(A));
```

## A.2 Messwerte

### A.2.1 Höhendifferenz

Messung 1	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+- 5°)	Sollwert (Hz)	Mittelwerte in Hz bei bestimmten Thresholds:	threshold (10 dB)	threshold (15 dB)	threshold (20dB)	threshold (25dB)	threshold (30dB)
Volumen (l)				30	2889.821635					
	1	10.5	0.842089646			536.5429	709.9052	952.5621	1.22E+03	1.53E+03
	1	10.7	0.826349653			458.1934	521.108	628.9407	818.4188	1.05E+03
	Durchschnitt v:		<b>0.834219649</b>			367.1606	474.0653	669.4519	873.0066	1.08E+03
						<b>453.9656333</b>	<b>568.3595</b>	<b>750.3182333</b>	<b>970.3751333</b>	<b>1219.866667</b>
Messung 2	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+- 5°)	Sollwert (Hz)	Mittelwerte in Hz für verschiedene Messungen bei bestimmten Thresholds:	threshold (10 dB)	threshold (15 dB)	threshold (20dB)	threshold (25dB)	threshold (30dB)
Volumen (l)				30	4429.911778					
	1	6.72	1.315765072			481.5546	645.5962	8.88E+02	1.22E+03	1.62E+03
	1	7.12	1.241845686			376.0185	434.984	585.7188	762.4187	995.1456
	Durchschnitt v:		<b>1.278805379</b>			451.6344	511.8937	667.5212	878.8988	1.13E+03
						<b>436.4025</b>	<b>530.8246333</b>	<b>713.5992</b>	<b>953.8725</b>	<b>1246.848533</b>
Messung 3	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+- 5°)	Sollwert (Hz)	Mittelwerte in Hz für verschiedene Messungen bei bestimmten Thresholds:	threshold (10 dB)	threshold (15 dB)	threshold (20dB)	threshold (25dB)	threshold (30dB)
Volumen (l)				40	2990.258					
	0.8	7.48	0.945662169			380.7225	511.6543	759.6131	1.17E+03	1.78E+03
	0.8	6.92	1.022189744			392.1924	502.5788	736.8207	1.10E+03	1.60E+03
	0.8	7.37	0.95977653			384.4695	511.4727	766.3086	1.17E+03	1.80E+03
	Durchschnitt v:		<b>0.975876148</b>			<b>385.7948</b>	<b>508.5686</b>	<b>754.2474667</b>	<b>1148.3</b>	<b>1726.033333</b>
Messung 4	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+- 5°)	Sollwert (Hz)	Mittelwerte in Hz für verschiedene Messungen bei bestimmten Thresholds:	threshold (10 dB)	threshold (15 dB)	threshold (20dB)	threshold (25dB)	threshold (30dB)
Volumen (l)				40	4335.915977					
	0.7	4.13	1.498634116			443.1658	574.403	878.4092	1.41E+03	2.26E+03
	0.8	5.08	1.392431698			398.4077	532.4409	800.4874	1.25E+03	1.92E+03
	0.9	5.77	1.379158952			421.7085	547.2437	804.0744	1.24E+03	1.91E+03
	0.76	4.7	1.429760718			<b>421.094</b>	<b>551.3625333</b>	<b>827.657</b>	<b>1301.666667</b>	<b>2030.533333</b>
	0.7	4.42	1.400307443							
	Mittelwert:		<b>1.415034081</b>							
Messung 5	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+- 5°)	Sollwert (Hz)	Mittelwerte in Hz für verschiedene Messungen bei bestimmten Thresholds:	threshold (10 dB)	threshold (15 dB)	threshold (20dB)	threshold (25dB)	threshold (30dB)
Volumen (l)				40	4844.207822					
	0.766	4.27	1.586165579			411.2709	562.6145	854.4636	1.38E+03	2.25E+03
	0.69	3.91	1.560342579			406.0928	561.2811	852.4476	1.33E+03	2.13E+03
	0.69	3.7	1.648902564			<b>408.68185</b>	<b>561.9478</b>	<b>853.4556</b>	<b>1355.45</b>	<b>2.19E+03</b>
	0.53	3.07	1.526458919							
	0.62	3.34	1.641318442							
	0.57	3.2	1.574970791							
	Mittelwert:		<b>1.58091605</b>							

### A.2.2 Wasserhahn

Messung 1										
Volumen (l)	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+- 5°)	Sollwert (Hz)	threshold (10 dB)	threshold (15 dB)	threshold (20dB)	threshold (25dB)	threshold (30dB)	
	0.72	16.79	0.674072951	40	1993.90065	543.6201	688.3453	923.5195	1.30E+03	1.82E+03
	0.82	20.28	0.63558114			541.3718	692.8073	936.4329	1.32E+03	1.86E+03
	1.1	25.27	0.684246434			551.3527	711.0993	960.7269	1.34E+03	1.89E+03
	0.89	21.65	0.646185496			562.4649	723.9129	959.3871	1.31E+03	1.82E+03
	0.73	18.1	0.633970989			547.2878	714.2023	955.8017	1.32E+03	1.82E+03
	0.69	17.21	0.630221653			566.3906	734.6942	966.6657	1.32E+03	1.84E+03
	Durchschnitt:	0.65071311				583.6579	750.1286	990.1012	1.36E+03	1.89E+03
						555.6065	723.0748	965.152	1.33E+03	1.83E+03
						554.3647	725.3445	963.1904	1.32E+03	1.84E+03
	Durchschnitt:					556.2352222	718.1788	957.8863778	1324.744444	1846.6
Messung 2										
Volumen (l)	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+- 5°)	Sollwert (Hz)	threshold (10 dB)	threshold (15 dB)	threshold (20dB)	threshold (25dB)	threshold (30dB)	
	0.83	29.12	0.448034876	40	1371.85714	550.7642	676.1191	858.4757	1.16E+03	1.57E+03
	0.59	20.73	0.447381282			527.3257	644.4816	818.2019	1.06E+03	1.42E+03
	Durchschnitt:	0.447708079				531.5555	652.2289	836.5101	1.13E+03	1.54E+03
						526.9017	644.9333	813.0612	1.07E+03	1.43E+03
						536.0195	659.6109	834.1821	1.10E+03	1.48E+03
						542.0915	666.261	834.9918	1.08E+03	1.43E+03
	Durchschnitt:					535.77635	657.272667	832.5704667	1100.033333	1476.966667
Messung 3										
Volumen (l)	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+- 5°)	Sollwert (Hz)	threshold (10 dB)	threshold (15 dB)	threshold (20dB)	threshold (25dB)	threshold (30dB)	
	0.39	27.55	0.222519514	40	684.206848	528.5716	586.9257	701.5508	909.0965	1.17E+03
	0.52	36.48	0.224064789			505.017	561.8259	638.1793	776.409	969.9269
	Durchschnitt:	0.223292152				498.5729	544.9894	605.8584	710.5867	856.3905
						471.6138	554.3456	774.2895	1.10E+03	1.56E+03
						463.8133	534.7061	728.2683	1.01E+03	1.37E+03
						487.8525	582.4646	837.7571	1.24E+03	1.82E+03
						468.1989	558.5269	775.3864	1.11E+03	1.57E+03
						471.3453	549.542	760.7764	1.08E+03	1.51E+03
	Durchschnitt:					486.8731625	559.165775	727.758275	991.361525	1354.489675
Messung 4										
Volumen (l)	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+- 5°)	Sollwert (Hz)	threshold (10 dB)	threshold (15 dB)	threshold (20dB)	threshold (25dB)	threshold (30dB)	
	0.56	27.03	0.325661997	40	1072.65171	562.9278	679.9569	828.5157	1.10E+03	1.49E+03
	0.53	23	0.36222059			540.6193	647.1707	775.917	980.0574	1.28E+03
	0.44	19.09	0.362302931			517.5998	612.9647	759.1899	979.8652	1.29E+03
	Durchschnitt:	0.350061839				521.7663	620.8204	749.6978	959.5767	1.25E+03
						520.949	626.7994	745.4195	947.1395	1.23E+03
						537.1366	640.7505	756.7675	946.8796	1.24E+03
						508.4923	611.6729	763.643	1.02E+03	1.36E+03
						529.1807	641.919	772.0894	1.00E+03	1.33E+03
						534.6911	631.3191	772.7181	1.02E+03	1.35E+03
	Durchschnitt:					530.3736556	634.8192889	769.3286556	994.6353778	1312.388889
Messung 5										
Volumen (l)	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+- 5°)	Sollwert (Hz)	threshold 13 dB					
	0.65	16.02	0.637787414	40	1964.16065	516.8734	703.9675	943.0139	1.31E+03	1.85E+03
	0.655	15.86	0.649177138			547.8594	736.1832	972.2919	1.34E+03	1.86E+03
	0.645	15.94	0.636057675			560.9723	743.5075	972.4183	1.32E+03	1.83E+03
	Durchschnitt:	0.641007409				560.4372	749.7039	988.6299	1.33E+03	1.83E+03
						566.4743	765.4735	998.4011	1.35E+03	1.85E+03
						570.0797	761.303	1.00E+03	1.35E+03	1.87E+03
						531.2687	652.0918	894.2242	1.32E+03	1.92E+03
						551.8509	744.7808	979.5737	1.35E+03	1.87E+03
						545.3145	736.5561	978.4166	1.33E+03	1.82E+03
	Durchschnitt:					550.1256	732.6185889	969.9521778	1332.222222	1854.755556
Messung 6										
Volumen (l)	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+- 5°)	Sollwert (Hz)	threshold 10 dB					
	0.32	11.99	0.419523115	40	1289.75894	513.6319	567.8778	809.1579	756.5383	890.3852
	0.415	15.53	0.420050727			504.9176	569.9151	779.865	751.586	8.72E+02
	0.41	15.28	0.421779631			513.5628	547.9842	793.0796	753.695	8.61E+02
	Durchschnitt:	0.420915179				509.121	543.1479	774.5626	737.3632	860.5562
						515.3305	568.1907	788.5387	785.9663	840.963
						532.6704	570.2166	813.0782	740.3	877.6295
						534.8303	561.2638	825.1532	755.1502	894.3901
						525.4485	558.8249	812.0541	760.7374	885.256
						525.811	544.5704	792.0485	744.1704	881.5494
	Durchschnitt:					519.4804444	559.1101556	798.6153111	753.9452	871.4309333
Messung 7										
Volumen (l)	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+- 5°)	Sollwert (Hz)	threshold 10 dB					
	0.42	18.32	0.360370242	40	1103.37339	500.0225	574.6326	676.8588	776.3421	890.6088
	0.32	13.98	0.35980559			490.0189	577.1117	671.1437	775.7252	895.2312
	Durchschnitt:	0.360087916				483.6432	572.172	673.2333	770.1722	866.2913
						487.8082	570.7818	669.3822	776.0886	914.2606
						470.5752	550.0545	655.1759	768.668	899.3866
						469.3334	543.2773	644.3277	748.4695	838.2313
						465.7678	543.9818	650.0818	763.0729	885.4232
						490.6578	574.4155	674.0683	772.1574	884.9833
						485.7535	570.4863	672.879	773.438	885.7521
	Durchschnitt:					482.6200556	564.1015	665.2389667	769.3482111	884.4631556
Messung 8										
Volumen (l)	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+- 5°)	Sollwert (Hz)	threshold 10 dB					
	0.7	15.9	0.692031743	40	2104.47631	516.8734	678.7509	876.1625	1.14E+03	1.47E+03
	0.72	16.61	0.681377775			547.8594	685.2324	899.5166	1.21E+03	1.63E+03
	0.71	16.25	0.686799678			560.9723	689.2655	898.1706	1.20E+03	1.61E+03
	Durchschnitt:	0.684088727				560.4372	670.8681	882.2268	1.18E+03	1.57E+03
						566.4743	684.995	888.5676	1.19E+03	1.59E+03
						570.0797	670.0519	873.4316	1.16E+03	1.55E+03
						531.2687	664.1652	871.1747	1.17E+03	1.56E+03
						551.8509	681.8581	880.3932	1.16E+03	1.53E+03
						545.3145	686.4832	888.3119	1.16E+03	1.51E+03
	Durchschnitt:					550.1256	679.0744778	884.2172778	1172.055556	1558.722222

### A.2.3 Frequenzverschiebung

<b>Messung 1</b>										
Volumen (l)	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+ 5°)	Sollwert (Hz)	Mittelwerte in Hz bei bestimmten Thresholds:	threshold (10 dB)	threshold (15 dB)	threshold (20dB)	threshold (25dB)	threshold (30dB)
	0.5	15.38	40	1565.85927		537.9691	634.5112	771.1775	996.3034	1.33E+03
	Durchschnitt:	0.511021025				553.6983	625.1204	746.6193	970.1759	1.27E+03
		0.511021025				564.012	640.1373	786.795	1.03E+03	1.42E+03
						532.2137	600.9383	729.9388	940.5295	1.23E+03
						572.4409	653.764	773.4364	976.4234	1.25E+03
	Durchschnitt:					552.0668	630.89424	761.5934	983.54644	1.299.4
<b>Messung 2</b>										
Volumen (l)	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+ 5°)	Sollwert (Hz)	Mittelwerte in Hz bei bestimmten Thresholds:	threshold (10 dB)	threshold (15 dB)	threshold (20dB)	threshold (25dB)	threshold (30dB)
	0.49	12.61	40	1854.93949		577.4872	669.1768	808.5783	1.03E+03	1.34E+03
	0.495	12.97				557.4852	658.6858	802.0443	1.02E+03	1.34E+03
	Durchschnitt:	0.605362884				543.74	667.6473	852.7188	1.15E+03	1.55E+03
						549.6659	640.3582	779.8559	1.01E+03	1.31E+03
						525.1512	619.5468	785.4485	1.05E+03	1.44E+03
	Durchschnitt:					550.7059	651.08298	805.72916	1052.5	1394.76
<b>Messung 3</b>										
Volumen (l)	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+ 5°)	Sollwert (Hz)	Mittelwerte in Hz bei bestimmten Thresholds:	threshold (10 dB)	threshold (15 dB)	threshold (20dB)	threshold (25dB)	threshold (30dB)
	0.59	13.25	40	2154.25		472.9517	559.1557	700.4422	879.0633	1.09E+03
	0.73	16.25				428.5502	535.4243	694.7333	906.6035	1.17E+03
	Durchschnitt:	0.703043413				426.5996	540.875	681.2558	848.6931	1.07E+03
						440.7957	548.9627	701.0791	901.5705	1.15E+03
	Durchschnitt:					442.2243	546.10425	694.3776	883.9826	1119.6
<b>Messung 4</b>										
Volumen (l)	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+ 5°)	Sollwert (Hz)	Mittelwerte in Hz bei bestimmten Thresholds:	threshold (10 dB)	threshold (15 dB)	threshold (20dB)	threshold (25dB)	threshold (30dB)
	1	19.2	40	2488.84225		362.3325	440.8533	588.2187	779.0679	1.02E+03
	0.9	17.72				412.0721	496.0498	624.6077	787.0189	974.1116
	0.9	17.26				386.833	465.5079	579.8503	731.8279	921.4043
	Durchschnitt:	0.812238205				434.9614	516.829	636.8797	787.1192	975.1158
						393.3599	465.4634	602.2683	768.2969	961.5973
	Durchschnitt:					397.91178	476.94068	606.36494	770.66616	971.1658
<b>Messung 5</b>										
Volumen (l)	Zeit (t)	Geschwindigkeit (m/s)	Winkel (+ 5°)	Sollwert (Hz)	Mittelwerte in Hz bei bestimmten Thresholds:	threshold (10 dB)	threshold (15 dB)	threshold (20dB)	threshold (25dB)	threshold (30dB)
	1	17.3	40	2790.45969		407.902	490.6286	622.9898	780.4427	975.7985
	0.875	14.75				376.2367	453.7738	598.5883	785.1211	1.01E+03
	0.85	14.93				399.5475	481.4285	624.0322	801.8231	994.6104
	0.89	15.43				374.8224	459.2899	598.9558	785.5472	1.01E+03
	Durchschnitt:	0.910671607				393.9229	475.9836	614.7966	786.8674	989.4925
	Durchschnitt:					390.4863	472.22088	611.87254	787.9603	994.60028

### A.2.4 SNR

Lautstärke	10%	30%	50%	70%	100%
<b>Leistung Rauschen (W)</b>	0.0742	0.0286	0.0951	0.1144	0.4475
Leistung Signal 700	0.124	0.1083	0.3019	0.2742	0.6011
Leistung Signal 800	0.1508	0.1978	0.2582	0.2603	0.7711
Leistung Signal 900	0.1239	0.1324	0.3019	0.2762	0.721
Leistung Signal 999	0.1326	0.1156	0.2945	0.4563	0.7187
<b>Durchschnittliche Leistung (W)</b>	0.132825	0.138525	0.289125	0.31675	0.702975
SNR 700	2.2306	5.7879	5.0161	3.798	1.2818
SNR 800	3.081	8.4028	4.3375	3.5716	2.363
SNR 900	2.2289	6.6606	5.0161	3.8301	2.0717
SNR 999	2.5236	6.0716	6.0809	7.4729	2.0574
<b>Durchschnittliches SNR (dB)</b>	2.516025	6.730725	5.11265	4.66815	1.943475

### A.2.5 Winkeländerung

durchschnittliche Geschwindigkeit (m/s)	0.048	0.0427	0.038	0.0334	
Einstellung Persaltikpumpe	v999	v900	v800	v700	
Winkel	45°	45°	45°	45°	
Durchschnittliche Frequenzen (Hz)	416.2711	378.1507	333.1532	302.258	
Winkel	30°	30°	30°	30°	
Durchschnittliche Frequenzen (Hz)	506.8019	465.3992	423.4652	382.9024	
Differenz (Hz)	90.5308	87.2485	90.312	80.6444	<b>Durchschnitt: 87.183925</b>
Faktor	1.21748039	1.23072415	1.27108249	1.2668065	<b>1.24652338</b>

### A.2.6 Störfrequenzen

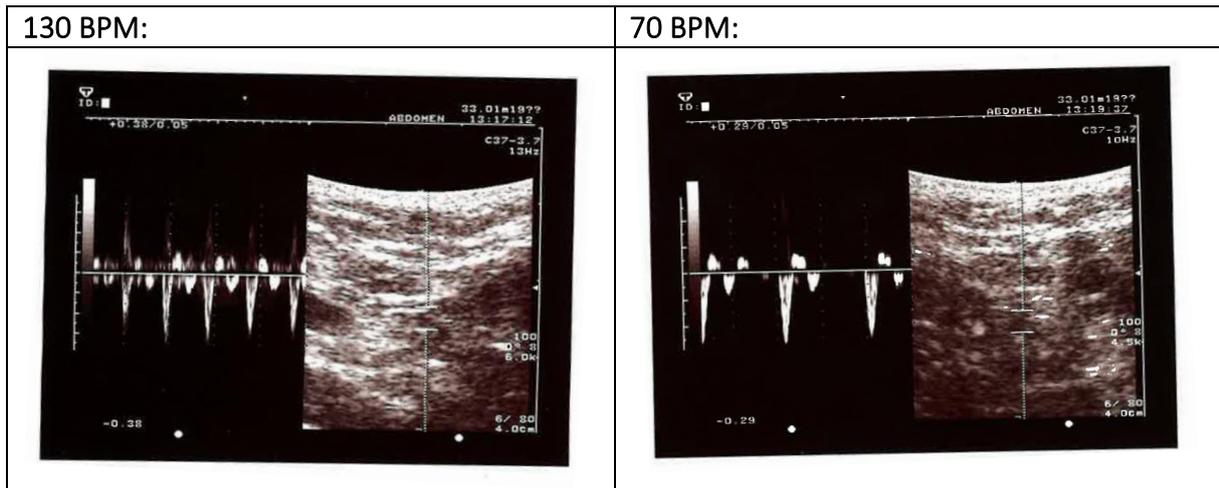
velocity = 0.36 m/s					
threshold (dB)	10	15	20	25	30
<b>no charging values</b>					
Measurement 1	437.9517	493.6518	549.0196	617.7257	693.3317
Measurement 2	477.0647	531.3269	560.1343	583.6376	619.6741
Measurement 3	494.8846	541.3504	575.8867	600.5815	627.2092
Measurement 4	435.6508	479.1185	528.4826	586.6278	648.4824
Measurement 5	521.3553	574.0138	610.3714	640.9523	696.9853
<b>Durchschnitt (Hz)</b>	<b>473.38142</b>	<b>523.89228</b>	<b>564.77892</b>	<b>605.90498</b>	<b>657.13654</b>
<b>charging values</b>					
Measurement 1	468.1804	521.9852	586.4735	658.9609	739.6603
Measurement 2	507.2508	556.6262	610.415	670.7561	754.9146
Measurement 3	524.786	567.5261	635.7677	738.5352	877.7169
Measurement 4	492.1134	523.0036	580.4686	636.1706	703.9444
Measurement 5	475.7808	520.6645	556.234	589.1317	632.649
<b>Durchschnitt (Hz)</b>	<b>493.62228</b>	<b>537.96112</b>	<b>593.87176</b>	<b>658.7109</b>	<b>741.77704</b>

## A.2.7 Blutflussmessungen

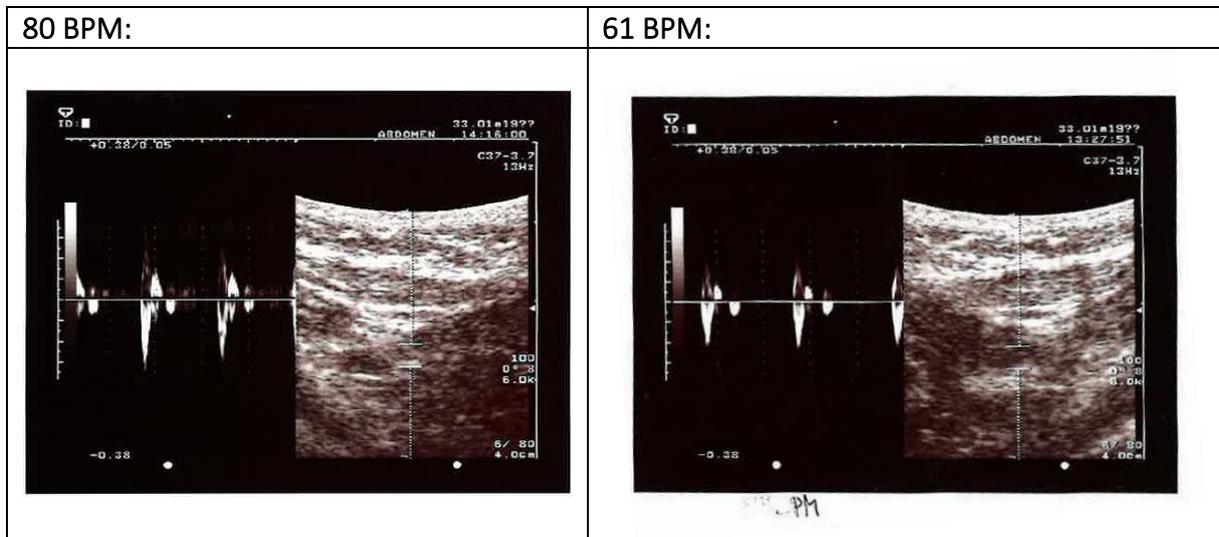
	Spitzenwerte (Hz)										Mittelwerte (Hz)			Puls	Geschwindigkeit (m/s)	Sollfrequenzen (Hz)	Winkel	
Messung Person 1	1388.89	1356.59	1421.19	1442.72	1356.59	1335.05	1442.726	1356.5918	1335.05	1356.59	1453.49	1464.25	1431.958	1395.514185	888bpm	0.35	1072.46222	40
Messung Person 1	1119.7266	1130.49	1205.85	1173.5596	1141.259	1141.259	1098.1934	1108.96	1108.96	1130.4932	1225.85	1205.85	1255.85	1159.892927	708bpm	0.29	888.611554	
Messung Person 2	1044.36	1022.827	925.92	988.9941	915.1611	915.1611	990.527	1001.293	936.694					968.9930333	678bpm	0.24	735.4026654	
Messung Person 2	1571.923	1561.15	1518.09	1518.09	1550.39	1485.791	1744.185	1475.0244	1808.789	1539.624	1614.99	1593.457	1625.756	1585.1738	1008bpm	0.45	1378.879998	
Messung Person 3	1356.59	1345.8252	1345.8252	1313.52	1281.2256	1270.45	1162.793	1270.459	1259.69	1259.69	1227.3926			1281.223691	968bpm	0.32	980.5368872	
Messung Person 3	1130.49	1098.1934	1098.1934	1087.4268	1076.66	1076.66	1076.66	1065.8936	1044.36	1001.29	1055.127			1073.723109	838bpm	0.26	796.6862208	
Messung Person 4	689.06	732.12	732.12	635.2295	689.06	710.59	721.36	699.8291	732.12					704.6098444	618bpm	0.2	612.8355545	
Messung Person 4	1152.0264	1055.127	1108.96	1087.4268	1335.0586	1076.6602	1076.6602	1141.2598	1076.6602	1108.96	1119.7266	1119.7266	1119.7266	1141.2598	808bpm	0.28	857.9697763	
Messung Person 5	1388.8916	1410.4248	1335.0586	1335.0586	1388	1399.6582	1431.958	1313.52	1388.89	1378.125	1356.59			1375.1068	1308bpm	0.34	1041.820443	
Messung Person 5	1119.7266	1119.7266	1130.4932	1076.66	1098.19	1195.0928	1162.793	1087.42	1108.96					1122.18022	708bpm	0.27	827.3279986	

### A.3 Ultraschallbilder

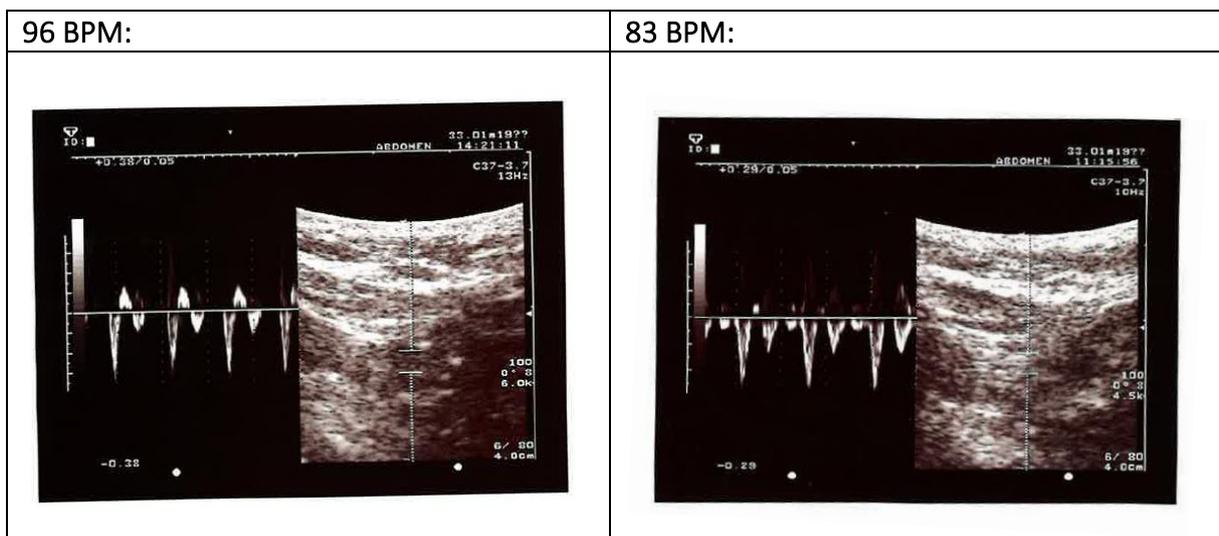
#### A.3.1 Testperson 1



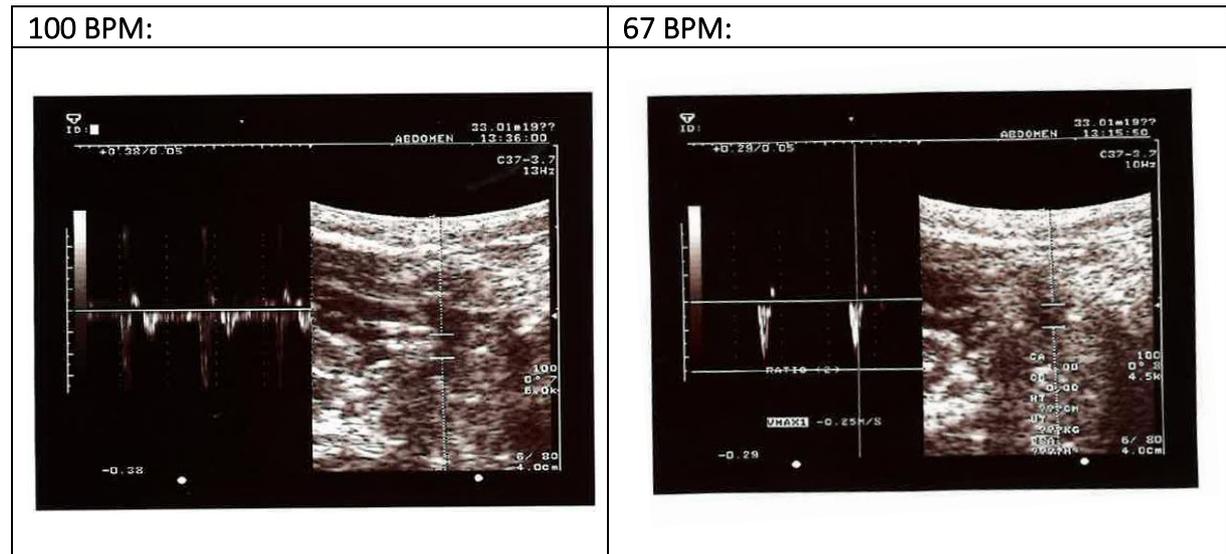
#### A.3.2 Testperson 2



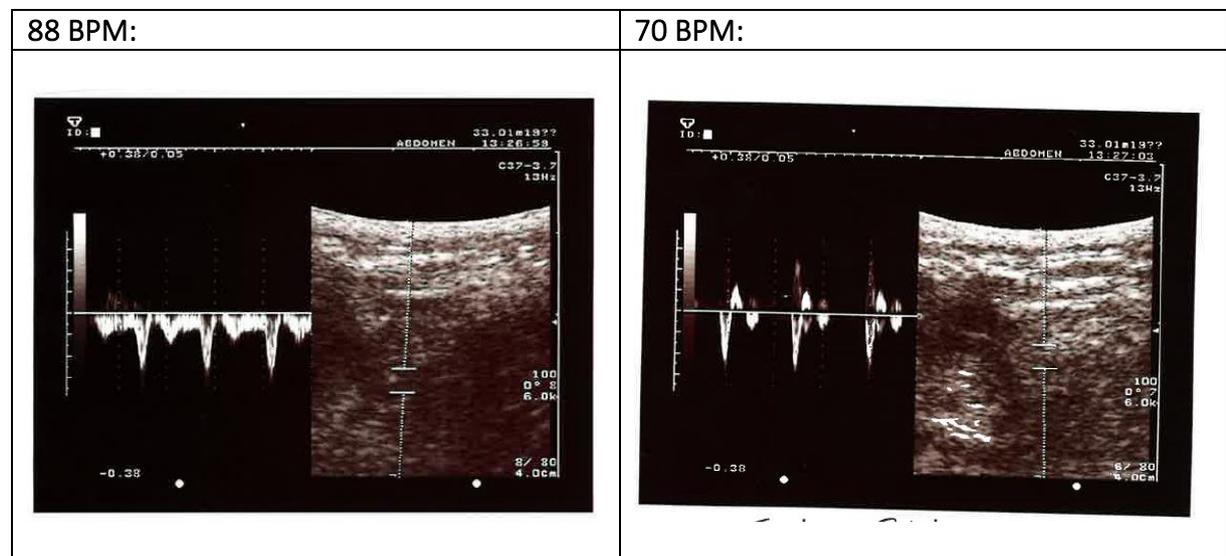
#### A.3.3 Testperson 3



**A.3.4 Testperson 4**



**A.3.5 Testperson 5**



## A.4 Statistische Tests

### A.4.1 Störfrequenzen

#### Student t Test for paired data

Group 1: Hz No Charging

Group 2: Hz Charging

	NoCharging20bd	Charging20db
Mean	564.779	593.872
Variance	947.352	919.982
Std. Dev.	30.7791	30.3312
Std. Err	13.7648	13.5645

Degrees of Freedom 4  
t Value -1.3777 t Probability 0.2403S

#### One Way ANOVA for all dB charging and no charging

10db, 10dbch, 15db, 15dbch, 20db, 20dbch, 25db, 25dbch, 30db, 30dbch

#### Analysis of Variance 10dB to 30 dB

Source	DF	SS	MS	F	P
Total	49	388721.31	7933.088		
A	9	314479.67	34942.186	18.826192	< .0001
Error	40	74241.641	1856.041		

#### Tukey's All Pairs Comparison

Comparison	Mean Difference	q	P	95% CL
30dbch vs 10db	268.396	13.9305	< .0001	177.18 to 359.61
30dbch vs 10dbch	248.155	12.8799	< .0001	156.94 to 339.37
30dbch vs 15db	217.885	11.3088	< .0001	126.67 to 309.1
30dbch vs 15dbch	203.816	10.5786	< .0001	112.6 to 295.03
30dbch vs 20db	176.998	9.1867	< .0001	85.779 to 268.22
30dbch vs 20dbch	147.905	7.6767	0.0001	56.687 to 239.12
30dbch vs 25db	135.872	7.0521	0.0005	44.653 to 227.09
30dbch vs 30db	84.6405	4.3931	0.0886	-6.5783 to 175.86
30dbch vs 25dbch	83.0661	4.3114	0.1009	-8.1526 to 174.28
25dbch vs 10db	185.329	9.6191	< .0001	94.111 to 276.55
25dbch vs 10dbch	165.089	8.5686	< .0001	73.87 to 256.31
25dbch vs 15db	134.819	6.9975	0.0005	43.6 to 226.04
25dbch vs 15dbch	120.75	6.2673	0.0026	29.531 to 211.97
25dbch vs 20db	93.932	0.8753	0.039	2.7132 to 185.15
25dbch vs 20dbch	64.8391	3.3653	0.3643	-26.38 to 156.06
25dbch vs 25db	52.8059	2.7408	0.6445	-38.413 to 144.02
25dbch vs 30db	1.57435	0.0817	1	-89.644 to 92.793
30db vs 10db	183.755	9.5374	< .0001	92.536 to 274.97
30db vs 10dbch	163.514	8.4869	< .0001	72.296 to 254.73
30db vs 15db	133.244	6.9158	0.0006	42.026 to 224.46
30db vs 15dbch	119.175	6.1855	0.003	27.957 to 210.39
30db vs 20db	92.3576	4.7936	0.0451	1.1389 to 183.58

30db vs 20dbch	63.2648	3.2836	0.398	-27.954 to 154.48
30db vs 25db	51.2316	2.6591	0.6816	-39.987 to 142.45
25db vs 10db	132.524	6.8784	0.0007	41.305 to 223.74
25db vs 10dbch	112.283	5.8278	0.0063	21.064 to 203.5
25db vs 15db	.0127	4.2567	0.1099	-9.2061 to 173.23
25db vs 15dbch	67.9438	3.5265	0.3025	-23.275 to 159.16
25db vs 20db	41.126	2.1346	0.8805	-50.093 to 132.34
25db vs 20dbch	12.0332	0.6246	1	-79.186 to 103.25
20dbch vs 10db	120.49	6.2538	0.0026	29.272 to 211.71
20dbch vs 10dbch	100.249	5.2032	0.0214	9.0307 to 191.47
20dbch vs 15db	69.9795	3.6321	0.2656	-21.239 to 161.2
20dbch vs 15dbch	55.9106	2.9019	0.5697	-35.308 to 147.13
20dbch vs 20db	29.0928	1.51	0.9852	-62.126 to 120.31
20db vs 10db	91.3975	4.7438	0.0492	0.17876 to 182.62
20db vs 10dbch	71.1566	3.6932	0.2457	-20.062 to 162.38
20db vs 15db	40.8866	2.1221	0.884	-50.332 to 132.11
20db vs 15dbch	26.8178	1.3919	0.9916	-64.401 to 118.04
15dbch vs 10db	64.5797	3.3519	0.3697	-26.639 to 155.8
15dbch vs 10dbch	44.3389	2.3013	0.827	-46.88 to 135.56
15dbch vs 15db	14.0689	0.7302	0.9999	-77.15 to 105.29
15db vs 10db	50.5109	2.6217	0.6982	-40.708 to 141.73
15db vs 10dbch	30.27	1.5711	0.9807	-60.949 to 121.49
10dbch vs 10db	20.2409	1.0506	0.999	-70.978 to 111.46

**A.4.2 Blutflussmessungen**

Data Table: ANOVA P1 to P5

10 Groups: P1 88 bpm, P1 70 bpm, P2 100 bpm, P2 67 bpm, P3 96 bpm, P3 83 bpm, P4 80 bpm, P4 61 bpm, P5 130 bpm, P5 70 bpm

**One Way ANOVA**

Source	DF	SS	MS	F	P
Total	105	6149575.4	58567.385		
A	9	5895493.6	655054.84	247.50002	< .0001
Error	96	254081.86	2646.686		

**Tukey's All Pairs Comparison**

Comparison	Mean Difference	q	P	95% CL
P2 100 bpm vs P4 61 bpm	880.564	55.8221	< .0001	808.3 to 952.83
P2 100 bpm vs P2 67 bpm	616.181	39.0619	< .0001	543.9 to 688.4
P2 100 bpm vs P3 83 bpm	511.451	34.3186	< .0001	443.1 to 579.7
P2 100 bpm vs P4 80 bpm	489.917	32.8737	< .0001	421.6 to 558.1
P2 100 bpm vs P5 70 bpm	463.056	29.3548	< .0001	390.7 to 535.3
P2 100 bpm vs P1 70 bpm	446.069	29.1523	< .0001	375.9 to 516.17
P2 100 bpm vs P3 96 bpm	303.95	20.3952	< .0001	235.6 to 372.22
P2 100 bpm vs P5 130 bpm	206.062	13.467	< .0001	135.9 to 276.16
P2 100 bpm vs P1 88 bpm	189.66	.2922	< .0001	124.2 to 255.03
P1 88 bpm vs P4 61 bpm	690.904	43.7989	< .0001	618.6 to 763.17
P1 88 bpm vs P2 67 bpm	426.521	27.0387	< .0001	354.2 to 498.79
P1 88 bpm vs P3 83 bpm	321.791	21.5924	< .0001	253.5 to 390.06

P1 88 bpm vs P4 80 bpm	300.257	20.1474	< .0001	231.9 to 368.53
P1 88 bpm vs P5 70 bpm	273.396	17.3316	< .0001	201.1 to 345.66
P1 88 bpm vs P1 70 bpm	256.409	16.7573	< .0001	186.3 to 326.51
P1 88 bpm vs P3 96 bpm	114.291	7.669	< .0001	46.0 to 182.56
P1 88 bpm vs P5 130 bpm	16.4026	1.072	0.999	-53.6 to 86.499
P5 130 bpm vs P4 61 bpm	674.502	40.3544	< .0001	597.9 to 751.07
P5 130 bpm vs P2 67 bpm	410.119	24.5368	< .0001	333.5 to 486.69
P5 130 bpm vs P3 83 bpm	305.389	19.2134	< .0001	232.5 to 378.2
P5 130 bpm vs P4 80 bpm	283.855	17.8586	< .0001	211 to 356.67
P5 130 bpm vs P5 70 bpm	256.994	15.3755	< .0001	180.4 to 333.56
P5 130 bpm vs P1 70 bpm	240.007	14.7527	< .0001	165.4 to 314.53
P5 130 bpm vs P3 96 bpm	97.888	6.1586	0.0013	25.073 to 170.7
P3 96 bpm vs P4 61 bpm	576.614	35.2656	< .0001	501.7 to 651.52
P3 96 bpm vs P2 67 bpm	312.231	19.096	< .0001	237.3 to 387.13
P3 96 bpm vs P3 83 bpm	207.501	13.3772	< .0001	136.4 to 278.56
P3 96 bpm vs P4 80 bpm	185.967	11.9889	< .0001	114.9 to 257.03
P3 96 bpm vs P5 70 bpm	159.106	9.7309	< .0001	84.2 to 234.01
P3 96 bpm vs P1 70 bpm	142.119	8.9413	< .0001	69.3 to 214.93
P1 70 bpm vs P4 61 bpm	434.495	25.9952	< .0001	357.9 to 511.07
P1 70 bpm vs P2 67 bpm	170.112	10.1775	< .0001	93.5 to 246.68
P1 70 bpm vs P3 83 bpm	65.3819	4.1135	0.1175	-7.43 to 138.2
P1 70 bpm vs P4 80 bpm	43.8483	2.7587	0.6349	-28.9 to 116.66
P1 70 bpm vs P5 70 bpm	16.987	1.0163	0.9993	-59.5 to 93.558
P5 70 bpm vs P4 61 bpm	417.508	24.3464	< .0001	338.9 to 496.07
P5 70 bpm vs P2 67 bpm	153.125	8.9293	< .0001	74.5 to 231.68
P5 70 bpm vs P3 83 bpm	48.3949	2.9598	0.537	-26.5 to 123.3
P5 70 bpm vs P4 80 bpm	26.8613	1.6428	0.9763	-48 to 101.77
P4 80 bpm vs P4 61 bpm	390.647	23.8919	< .0001	315.7 to 465.55
P4 80 bpm vs P2 67 bpm	126.264	7.7223	< .0001	51.36 to 201.17
P4 80 bpm vs P3 83 bpm	21.5336	1.3882	0.9927	-49.5 to 92.594
P3 83 bpm vs P4 61 bpm	369.113	22.5749	< .0001	294.2 to 444.02
P3 83 bpm vs P2 67 bpm	104.73	6.4053	0.0007	29.82 to 179.63
P2 67 bpm vs P4 61 bpm	264.383	15.4171	< .0001	185.8 to 342.94

## **Anhang B**

Die Bedienungsanleitungen des Baby Doppler's und des Toshiba-Ultraschallgeräts liegen aufgrund der Dateigrösse im elektronischen Anhang. Die Audiosignale aller Messungen sind für die Nachverfolgbarkeit der Resultate ebenfalls im elektronischen Anhang.

### **B.1 Bedienungsanleitung Baby Doppler**

### **B.2 Bedienungsanleitung Toshiba-Ultraschallgerät**

### **B.3 Audiosignale**