

Digitale Signalverarbeitung von Ultraschall- Dopplersignalen auf Basis eines Echtzeitrechnersystems

Bachelorarbeit

Peter Hausamann



BACHELORARBEIT

DIGITALE SIGNALVERARBEITUNG VON

ULTRASCHALL-DOPPLERSIGNALLEN

AUF BASIS EINES

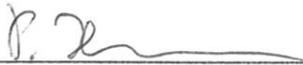
ECHTZEITRECHNERSYSTEMS

Freigabe:

Der Bearbeiter:

Unterschriften

Peter Hausamann



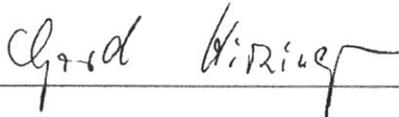
Betreuer:

Dr. Bernhard Kübler



Der Institutsdirektor

Prof. Dr. G. Hirzinger



Dieser Bericht enthält 36 Seiten, 17 Abbildungen und 2 Tabellen

Aufgabenstellung für Bachelorarbeit

"Digitale Signalverarbeitung von Ultraschall-Dopplersignalen auf Basis eines Echtzeitrechnersystems"

Projektbeschreibung

In der minimal invasiven Chirurgie ist ein Trend erkennbar, hin zu telemanipulierten, robotergestützten Lösungen. Das DLR-Institut für Robotik und Mechatronik hat hierzu bereits ein neuartiges Chirurgierobotersystem vorgestellt. Ein Ertasten von Strukturen mit der Hand des Chirurgen ist jedoch durch die prinzipbedingte räumliche Trennung von Operateur und Patient nicht möglich. Zur Rückkopplung wichtiger taktiler Eindrücke an den Chirurgen, wie die Wahrnehmung von Pulsationen im Gewebe, wurde deshalb ein ultraschallbasiertes Instrument entwickelt. Die Elektronik des Instruments detektiert Dopplerverschiebungsfrequenzen, welche zur Gewinnung (modalitätssubstituierter) taktiler Eindrücke weiterverarbeitet werden sollen.

Aufgabenstellung

Die Schnittstelle zum vorhandenen Instrument ist eine Ethernetverbindung, welche via UDP detektierte Dopplerfrequenzen und Qualitätsmerkmale des Signals liefert. Die Daten sollen mittels eines Echtzeitrechners verarbeitet werden. Im Gewebe vorhandene Blutgefäße reflektieren bei Ultraschallexposition ein charakteristisches Ultraschall-Dopplersignal. Hauptaufgabe der Arbeit ist es, über geeignete Algorithmen aus diesem Echosignal nicht sichtbare Arterien im Gewebe zu erkennen, deren Pulsationen als Feedback an den Chirurgen zurückgegeben werden können. Das Feedback soll in erster Linie kinästhetisch erfolgen, akustisches und optisches Feedback sind jedoch ebenfalls zu berücksichtigen.

Des Weiteren ist eine Blutflussrichtungserkennung zu implementieren sowie eine Blutflussdetektion, die von der Transducerorientierung unabhängig ist. Diese kann durch Zuschaltung weiterer, im Sensor vorhandener, Transducerelemente umgesetzt werden. Darüber hinaus kann geprüft werden, ob die Informationen mehrerer Ultraschall-Transducer zur Kartografierung der detektierten Gefäße genutzt werden können.

Anforderungen an den Studenten

- Abgeschlossenes Vordiplom im Studiengang Elektrotechnik oder Mechatronik
- Grundkenntnisse im Bereich digitale Signalverarbeitung
- Grundkenntnisse im Umgang mit MATLAB-Simulink
- Grundkenntnisse in der Programmierung in C

Zeitraumen

Die beschriebene Aufgabenstellung umfasst einen zeitlichen Rahmen von 10 Wochen Vollzeitarbeit und kann ab sofort begonnen werden.

Betreuer

Dipl.-Ing.(FH) Ruben Bärenweiler (Tel.: 08153 / 28-1343,
E-Mail: Ruben.Baerenweiler@dlr.de)
Dr.-Ing. Bernhard Kübler (Tel.: 08153 / 28-2455, E-Mail: Bernhard.Kuebler@dlr.de)

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich, dass ich zur Anfertigung vorliegender Arbeit keine fremde Hilfe in Anspruch genommen habe und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel und Quellen verwendet habe.

Oberpfaffenhofen, den 12.10.2011

Peter Hausamann

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Motivation	1
1.2	Zielsetzung	3
2	Physikalischer und medizinischer Hintergrund	5
2.1	Ultraschall-Sonografie	5
2.1.1	Ausbreitung von Ultraschall	5
2.1.2	Gewinnung von Tiefeninformation	6
2.2	Blutflussmessung mithilfe des Dopplereffekts	7
2.2.1	Grundlagen des Dopplereffekts	7
2.2.2	Bestimmung von Fließgeschwindigkeit und -richtung	9
2.2.3	Pulsed-Wave- und Continuous-Wave-Doppler	10
2.3	Flussprofile von Blutgefäßen	11
3	Technische Randbedingungen und Arbeitsumgebung	14
3.1	Ultraschall-Transducer und Elektronik	14
3.2	Das QNX-Echtzeitsystem	15
3.3	aRDnet	16
4	Auslegung und Implementierung des Algorithmus	18
4.1	Grundlegende Anforderungen an den Algorithmus	18
4.2	Auslegung des Algorithmus	18
4.2.1	Vorverarbeitung der Daten	18
4.2.2	Erstellung des Kurzzeitspektrums	19
4.2.3	Berechnung der Hüllkurve	21
4.2.4	Detektion	23
4.3	Implementierung als Matlab/Simulink-Modell	23
4.3.1	Umsetzung des Algorithmus	23
4.3.2	Performancemessung	26
4.4	Weitere Ansätze für Detektionsalgorithmen	26
5	Test des Algorithmus	28
5.1	Test am Teststand	28
5.2	Test an einer Versuchsperson	29
6	Zusammenfassung und Ausblick	33
	Literatur	35

Abbildungsverzeichnis

1.1	MIROSurge Robotersystem	2
2.1	Reflexion und Brechung	6
2.2	Frequenzverschiebung durch den Dopplereffekt	8
2.3	Prinzip der Fließgeschwindigkeitsmessung	9
2.4	Blockschaltbild des Mischers	10
2.5	Strömungsprofil in der Aorta	13
3.1	CAD-Skizze des Ultraschall-Transducers	14
3.2	Blockschaltbild der Ansteuer- und Auswerteelektronik	15
4.1	Leakage-Effekt	20
4.2	Fensterung	21
4.3	Zeitverlauf des Kurzzeitspektrums	22
4.4	Das Simulink-Modell	25
5.1	Teststand	28
5.2	Blutflussmessung an der Arteria radialis	29
5.3	Messung am Teststand	31
5.4	Messung an Versuchsperson	32

1 Einleitung

1.1 Motivation

Die minimal invasive Chirurgie (MIC) ist ein Teilgebiet der Chirurgie, welche in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung gewinnt [1]. Sie bezeichnet sämtliche Operationsverfahren, die den Patienten einem kleinstmöglichen Trauma¹ aussetzen, um die postoperative Genesung zu beschleunigen [2, S. 23]. Bei der klassischen MIC werden durch kleine Einschnitte von außen Operationsinstrumente an das Operationsgebiet herangeführt. Meist bedient der Operateur zwei Instrumente, zur Beobachtung der Operationsstelle führt zudem eine zweite Person eine Endoskop-Kamera. Nachteile dieser Methode sind unter anderem die für den Chirurgen ungewohnte Bewegungskoordination, da sich die Drehachse des Instruments an dessen Eintrittspunkt in den Körper des Patienten befindet. Damit müssen sämtliche Bewegungen aufgrund des sog. Chopstick-Effekts an diesem Punkt gespiegelt ausgeführt werden. Des Weiteren erhält der Operateur eine schlechtere visuelle und taktile Rückmeldung als bei der konventionellen Chirurgie, unter anderem weil die Endoskop-Kamera nur ein zweidimensionales Bild ohne Tiefeninformation liefert [1]. Komplikationen wie z.B. plötzlich auftretenden Blutungen ist außerdem wesentlich schwerer beizukommen. Trotz dieser Nachteile wird die MIC bei vielen Standardeingriffen wie der Cholezystektomie² häufig angewendet [1].

Für komplexere Eingriffe ist die klassische MIC in vielen Fällen jedoch nicht intuitiv genug, weshalb in den letzten Jahren verstärkt an robotergestützten Verfahren geforscht wird. Diese zeichnen sich dadurch aus, dass der Chirurg die Operationsinstrumente nicht mehr selbst führt, sondern durch haptische Eingabegeräte die Arme eines Roboters steuert. Das vom Deutschen Zentrum für Luft und Raumfahrt e.V. (DLR) entwickelte MIROSurge-System verfügt über drei Roboterarme, an die beispielsweise zwei Operationsinstrumente sowie eine endoskopische Kamera montiert werden können (siehe Abb. 1(a)). Die verwendeten Eingabegeräte verfügen über sieben Freiheitsgrade. Sensoren in den Operationsinstrumenten können Kräfte und Momente in sieben Freiheitsgraden messen, die zur Krafrückkopplung auf das Eingabegerät genutzt werden (Abb. 1(b)). Zu den Vorteilen dieser Methode gehört unter anderen die Tatsache, dass die Handbewegungen des Chirurgen herunterskaliert werden können. Dadurch wird diesem ein präziseres und unangestrengteres Arbeiten ermöglicht. Des Weiteren kann der Tremor des Chirur-

¹Verletzung von Haut und Organen von außen

²Entfernung der Gallenblase

gen³ durch Elektronik und Software herausgefiltert werden. Die Beobachtung des Operationsgebiets geschieht durch eine endoskopische Stereokamera. Der Operateur kann abseits des Patienten beispielsweise sitzend an einem Tisch arbeiten. Dort erhält er ein dreidimensionales Bild des Eingriffs.



(a) Versuchsaufbau [4]



(b) Haptische Eingabegeräte [5]

Abbildung 1.1: MIROSurge Robotersystem

Neben den Vorteilen, die durch die telepräsenste Arbeitsweise entstehen, können Teile des Systems auch autonom agieren. So kann zum Beispiel die Nachführung der Endoskopkamera von der Software gesteuert werden. Eines der Hauptziele des Experiments ist eine Umgebung, die die Operation am schlagenden Herzen ermöglicht. Bei vielen konventionellen Herzoperationen wird die Blutzirkulation während des Eingriffs extrakorporal durch eine sog. Herz-Lungen-Maschine (HLM) übernommen, welche die Pumpfunktion des Herzens und den Gasaustausch in der Lunge ersetzt [6, S. 1070]. In Hinblick auf eine geringere Belastung des Patienten werden manche Eingriffe heutzutage schon erfolgreich am schlagenden Herzen durchgeführt, wobei hier das Herz mechanisch stabilisiert wird. Als Nachteil erweist sich jedoch eine nicht vermeidbare Restbewegung des Herzens, welche den Chirurgen in seiner Arbeit beeinträchtigt. Der vom DLR entwickelte Medizinroboter soll deshalb autonom die Bewegungen des Herzens während der Operation kompensieren, indem Operationsinstrumente und Stereokamera synchron zum Herzschlag mitgeführt werden. Aus der Perspektive des Operateurs steht das Herz also still. Voraussetzung hierfür ist jedoch eine robuste Erfassung der Herzbewegung.

³Unwillkürliches Zittern durch rhythmische Kontraktion antagonistischer Muskelgruppen [3].

1.2 Zielsetzung

Ein Hauptproblem bei vielen minimal invasiven Verfahren ist die Erkennung im Gewebe verborgener Gefäße, damit diese nicht durch die Operationsinstrumente verletzt werden. Bei der klassischen Chirurgie können diese oft durch bloßes Ertasten erkannt werden. Für die MIC muss mangels taktiler Rückkopplung ein anderer Ansatz entwickelt werden. Hier erweist sich die Ultraschall-Doppler-Sonografie als besonders praktisch [1]. Wird in Gewebe Ultraschall eingestrahlt, wird dieser dort unter bestimmten Voraussetzungen reflektiert, wobei sich bewegende Partikel aufgrund des sog. Dopplereffekts Frequenzverschiebungen verursachen. Mit einem Sensorkopf kann der reflektierte Ultraschall wieder aufgenommen werden. Eine Frequenzanalyse dieses Signals liefert Rückschlüsse auf insbesondere durch den Blutfluss verursachte Bewegungen. Am DLR wurde für diesen Zweck ein Ultraschall-Doppler-Instrument entwickelt, welches aus einem Transducer und einer Ansteuerungs- und Auswerteelektronik besteht. Es übernimmt sowohl die Sende- als auch die Empfangsfunktion und extrahiert aus dem Echosignal die relevanten Signalanteile.

Ziel dieser Bachelorarbeit ist es, aus den Zeitdaten, die von der Elektronik gewonnen werden, mittels Kurzzeit-Fouriertransformation eine Repräsentation im Frequenzbereich zu erstellen. Diese soll im Hinblick auf charakteristische Flussprofile von Blutgefäßen, insbesondere Arterien, untersucht werden. Das zu erreichende Ergebnis ist ein Signal zur Ansteuerung der haptischen Eingabegeräte bei Detektion eines Blutgefäßes. Dieses muss abhängig von der Stärke des Blutpulses sein, unabhängig jedoch von dessen Form und robust gegenüber Störungen wie z.B. Bewegungsartefakten durch Nachführen der Instrumente. Besonderes Augenmerk ist dabei auf die Echtzeitfähigkeit der Detektion zu richten, da dem Chirurgen möglichst latenzfrei das Vorhandensein eines Gefäßes zurückgemeldet werden soll. Nur so kann eine mögliche Verletzung desselben durch die Operationsinstrumente verhindert werden.

Die von der Elektronik vorverarbeiteten Daten werden mittels UDP⁴ an einen Echtzeitrechner mit dem Mikrokern-Betriebssystem QNX [FN] gesendet. Für die Berechnungen ist deshalb ein Simulink-Modell zu implementieren, welches speziell für die QNX-Architektur kompiliert wird. Die Ergebnisse des Detektionsalgorithmus werden wiederum per UDP an einen zweiten Echtzeitrechner geschickt. Dieser ist für die Ansteuerung des haptischen Eingabegeräts zuständig.

⁴User Datagram Protocol, ein verbindungsloses Netzwerkprotokoll

In dieser Bachelorarbeit wird zunächst nur ein Transducerelement ausgewertet. In der endgültigen Anwendung müssen für eine genaue rotationssymmetrische Lokalisation des Gefäßes die Daten von bis zu 16 Elementen verarbeitet werden. Die zusätzlich nötige Erkennung der Flussrichtung sowie die dreidimensionale Lokalisation durch Verarbeitung des Signals nach Eindringtiefe wird im Rahmen dieser Arbeit nicht umgesetzt.

2 Physikalischer und medizinischer Hintergrund

2.1 Ultraschall-Sonografie

2.1.1 Ausbreitung von Ultraschall

Als Ultraschall wird Schall bezeichnet, dessen Frequenz sich oberhalb des menschlichen Hörbereichs befindet. Die Untergrenze liegt also bei ca. 20 kHz, nach oben hin spricht man ab einer Frequenz von ca. 1 GHz nicht mehr von Ultra-, sondern von Hyperschall [7, S. 26]. Die meisten medizinischen Anwendungen arbeiten im Frequenzbereich zwischen 2 und 30 MHz [8, S. 4]. Wie jede akustische Welle breitet sich Ultraschall als mechanische Longitudinalwelle aus. Die Fortpflanzung geschieht über Druckschwankungen, deshalb spricht man auch von einer (Wechsel-)Druckwelle. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit c im Gewebe des menschlichen Körpers liegt je nach Gewebeart zwischen 1450 und 1570 $\frac{\text{m}}{\text{s}}$, als internationaler Standard für medizinische Ultraschallgeräte ist deshalb $c = 1540 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ festgelegt [8, S. 5].

Für die bildgebenden Ultraschallverfahren in der Medizin sind vor allem die Phänomene Reflexion und Brechung von Bedeutung, die beim Übergang zwischen verschiedenen Gewebearten auftreten. Die Ursache hierfür ist die Änderung der akustischen Impedanz des Mediums, es entsteht also eine akustische Grenzfläche. Im Fernfeld⁵ gilt für die akustische Impedanz Z_F eines Mediums mit Dichte ρ und Schallausbreitungsgeschwindigkeit c [7, S. 29]:

$$Z_F = \rho \cdot c \quad (2.1)$$

Trifft eine Schallwelle auf eine solche akustische Grenzfläche wird der Schall je nach Einfallswinkel teilweise bis vollständig reflektiert. Der Austrittswinkel Φ_1 zum Lot ist dabei der Selbe wie der Einfallswinkel. Sieht man von der Absorption ab, wird der restliche Teil der Welle transmittiert und bei einem Einfallswinkel $\Phi_1 \neq 0^\circ$ außerdem gebrochen. Die Brechung ist die Änderung der Ausbreitungsrichtung, die von einer anderen Schallausbreitungsgeschwindigkeit im zweiten Medium herrührt. Für das Verhältnis von Einfallswinkel

⁵Feldbereich der akustischen Welle, der weit genug von der Quelle entfernt ist, dass diese als ebene Welle angesehen werden kann. Druck und Schnelle sind hier in Phase und über einen konstanten reellen Faktor, eben die Impedanz, verknüpft. Das Fernfeld eines Kugelstrahlers beginnt ab einem Abstand von $r = \frac{\lambda}{2\pi} = \frac{c}{2\pi f}$. Bei 20 MHz Sendefrequenz gilt also $r = 12.3 \mu\text{m}$ [7].

Φ_1 und Brechungswinkel Φ_2 gilt [9, S. 46]:

$$\frac{\sin \Phi_1}{\sin \Phi_2} = \frac{c_1}{c_2} \quad (2.2)$$

wobei c_1 bzw. c_2 die Ausbreitungsgeschwindigkeiten in den jeweiligen Medien sind (siehe auch Abb. 2.1, S. 6).

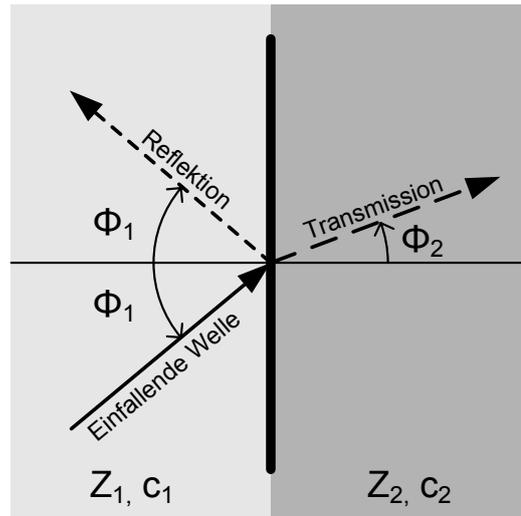


Abbildung 2.1: Reflexion und Brechung der Schallwelle an einer akustischen Grenzfläche

2.1.2 Gewinnung von Tiefeninformation

Die Laufzeit des reflektierten Ultraschallsignals ist direkt proportional zu seiner Eindringtiefe und damit zum Abstand, in dem sich die reflektierende Struktur zum Sender befindet. Der Abstand Δx berechnet sich bei gegebener Laufzeit Δt zu [8]:

$$\Delta x = \frac{1}{2} c \Delta t \quad (2.3)$$

Kann die Laufzeit bestimmt werden, beispielsweise bei Verwendung des Pulsed-Wave-Verfahrens (PW, siehe Kap. 2.2.3, S. 11), lässt sich also zusätzlich zur Amplituden- auch eine Tiefeninformation des Signals ermitteln.

Dabei ist allerdings zu beachten, dass neben der bereits beschriebenen Transmission und Reflexion im Gewebe außerdem noch Streuung und Absorption stattfinden. Streuung ist im Gegensatz zur Reflexion nicht gerichtet und findet an Strukturen statt, deren Größe im Bereich der Wellenlänge des verwendeten Schalls liegt. Sie ist neben der Reflexion das entscheidende Phänomen

für die Entstehung von Echosignalen im Gewebe [10, S. 35]. Jedoch macht sich die Unregelmäßigkeit der Streuung durch Interferenzen im Echosignal (Specklemuster) bemerkbar [8, S. 19].

Die Absorption beschreibt den Verlust an Schallenergie, der durch Umwandlung in Wärme entsteht und mit wachsender Eindringtiefe in das Gewebe zunimmt. Dies veranlasst die Definition einer tiefenabhängigen Dämpfung:

$$D = \frac{20}{\Delta x} \cdot \log \left(\frac{A_1}{A_2} \right) \quad (2.4)$$

wobei A_1 der Amplitude des eingekoppelten und A_2 die des reflektierten Signals ist.

2.2 Blutflussmessung mithilfe des Dopplereffekts

2.2.1 Grundlagen des Dopplereffekts

Folgende Beobachtung hat jeder schon einmal gemacht: Ein Schallereignis, beispielsweise ein Krankenwagen, hat eine höhere Tonhöhe, wenn es sich nähert, und eine tiefere, wenn es sich entfernt. Dieses Phänomen ist auf den Dopplereffekt zurückzuführen, benannt nach seinem Entdecker Christian Doppler (1803-1853). Er besagt, dass bei Wellen jeder Form eine Frequenzverschiebung zwischen emittierter und empfangener Welle auftritt, wenn sich Sender und Empfänger relativ zueinander bewegen.

Diese Verschiebung ist positiv, wenn sich Quelle und Beobachter aufeinander zu bewegen und negativ im entgegengesetzten Fall, wie in Abbildung 2.2 dargestellt. Bei fester Sendefrequenz f_s ergibt sich für die Empfangsfrequenz f_e bei ruhendem Sender und sich bewegendem Empfänger:

$$f_e = f_s \left(1 + \frac{v}{c} \right) \quad (2.5)$$

Bewegt sich der Sender und der Empfänger ist in Ruhe, gilt:

$$f_e = \frac{f_s}{1 - \frac{v}{c}} \quad (2.6)$$

Hierbei bezeichnet v die Relativgeschwindigkeit (positiv bei Annäherung, negativ bei Entfernung) und c die Schallausbreitungsgeschwindigkeit im umgebenden Medium [10, S. 39f].

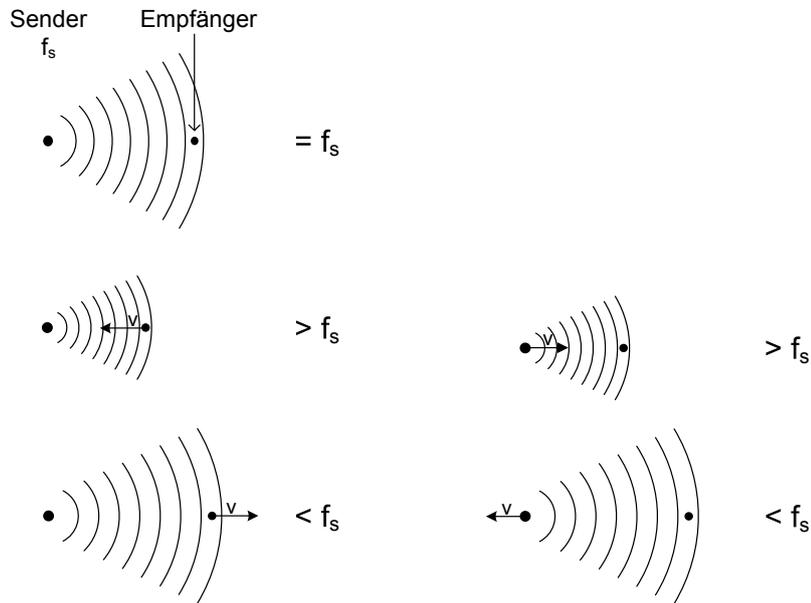


Abbildung 2.2: Frequenzverschiebung durch den Dopplereffekt

Dies lässt sich auf die Reflexion von Ultraschall an einem bewegten Partikel übertragen. Hier ist allerdings zu beachten, dass vor der Reflexion das Partikel den Empfänger, danach jedoch den Sender darstellt. Es findet also zweimal eine Verschiebung statt. Zudem entsteht zwischen der Senderichtung des Ultraschalls und der Flussrichtung im Gefäß ein Winkel Φ (siehe Abb. 2.3, S. 9). Daher gilt für die vom Sender wieder empfangene Frequenz:

$$f_e = f_s \cdot \frac{1 + \frac{v \cos \Phi}{c}}{1 - \frac{v \cos \Phi}{c}} = f_s \cdot \frac{c + v \cos \Phi}{c - v \cos \Phi} \quad (2.7)$$

Hiermit lässt sich die Dopplerdifferenzfrequenz $\Delta f = f_e - f_s$ berechnen:

$$\Delta f = f_s \cdot \left(\frac{c + v \cos \Phi}{c - v \cos \Phi} - 1 \right) = f_s \cdot \frac{2v \cos \Phi}{c - v \cos \Phi} \quad (2.8)$$

Für $c \gg v$ gilt die Näherung [10, S. 40]:

$$\Delta f \simeq \frac{2f_s v \cos \Phi}{c} \quad (2.9)$$

Δf ist somit direkt proportional zur Geschwindigkeit des Partikels.

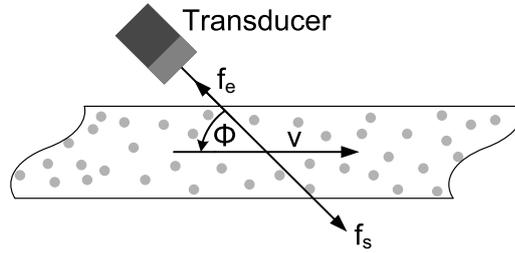


Abbildung 2.3: Prinzip der Fließgeschwindigkeitsmessung

2.2.2 Bestimmung von Fließgeschwindigkeit und -richtung

Im Umkehrschluss lässt sich aus einer gemessenen Differenzfrequenz die Geschwindigkeit eines Partikels ermitteln. Im Falle der hier betrachteten Blutflussmessung findet die Reflexion vor allem an roten Blutkörperchen statt [8, S. 85]. Es kann also davon ausgegangen werden, dass die so bestimmte Geschwindigkeit der Geschwindigkeit des Blutflusses entspricht. Aus Gleichung (2.9) ist jedoch ersichtlich, dass die Dopplerverschiebungsfrequenz stark vom Einstrahlungswinkel Φ abhängt. Dieser ist in der Praxis nur schwer zu ermitteln. Da dieser allerdings für diese Anwendung ein relatives Geschwindigkeitsmaß ausreicht und der Einstrahlungswinkel als konstant angenommen werden kann, kann dieser zunächst vernachlässigt werden. Für die relative Flussgeschwindigkeit gilt:

$$v^* \simeq \frac{\Delta f c}{2f_s} \quad (2.10)$$

Im Folgenden werden deshalb die Verarbeitungsschritte erläutert, die für die Bestimmung der Dopplerdifferenzfrequenz Δf nötig sind.

Bei sinusförmigem Sendesignal stellt das empfangene Ultraschallsignal einen frequenzmodulierten Sinus dar. Für die auf 1 normierte Zeitfunktion gilt:

$$x_e(t) = \sin(2\pi f_e t + \phi_e) = \sin(2\pi(f_s + \Delta f)t + \phi_e) \quad (2.11)$$

ϕ_e ist hierbei eine durch die Signallaufzeit bedingte Phasenverschiebung gegenüber dem Sendesignal.

Um aus dem Signal die relevante Differenzfrequenz Δf zu erhalten, bedient man sich eines Mischers, welcher zwei Zeitsignale miteinander multipliziert. In diesem Fall wird das Empfangssignal sowohl mit dem Sendesignal, als auch mit einer um 90° phasenverschobenen Version desselben multipliziert, wie in Abbildung 2.4 dargestellt. Die Multiplikation zweier Sinussignale ergibt

jedoch wiederum zwei Sinus, deren Frequenzen die Summe bzw. die Differenz der ursprünglichen Frequenzen sind:

$$a(t) = \sin(2\pi(f_e)t + \phi_e) \cdot \sin(2\pi f_s t) \quad (2.12)$$

$$= \frac{1}{2} \cos(2\pi(f_e - f_s)t + \phi_e) - \frac{1}{2} \cos(2\pi(f_e + f_s)t + \phi_e) \quad (2.13)$$

$$b(t) = \sin(2\pi(f_e)t + \phi_e) \cdot \cos(2\pi f_s t) \quad (2.14)$$

$$= \frac{1}{2} \sin(2\pi(f_e - f_s)t + \phi_e) + \frac{1}{2} \sin(2\pi(f_e + f_s)t + \phi_e) \quad (2.15)$$

Werden durch ein geeignet dimensioniertes Bandpassfilter die hochfrequenten Summenfrequenzen $f_e + f_s$ unterdrückt, erhält man zwei um $\pm \frac{\pi}{2}$ gegeneinander phasenverschobene Signale mit der Dopplerdifferenzfrequenz:

$$\tilde{a}(t) = \frac{1}{2} \cos(2\pi \Delta f t + \phi_e) \quad (2.16)$$

$$\tilde{b}(t) = \frac{1}{2} \sin(2\pi \Delta f t + \phi_e) \quad (2.17)$$

Dabei gilt $\tilde{b}(t) = \tilde{a}(t - \frac{\pi}{2})$ falls $\Delta f > 0$ ($v > 0$) und $\tilde{b}(t) = \tilde{a}(t + \frac{\pi}{2})$ falls $\Delta f < 0$ ($v < 0$). Wird der Phasenversatz bestimmt, lässt sich also neben der Flussgeschwindigkeit auch die Flussrichtung messen.

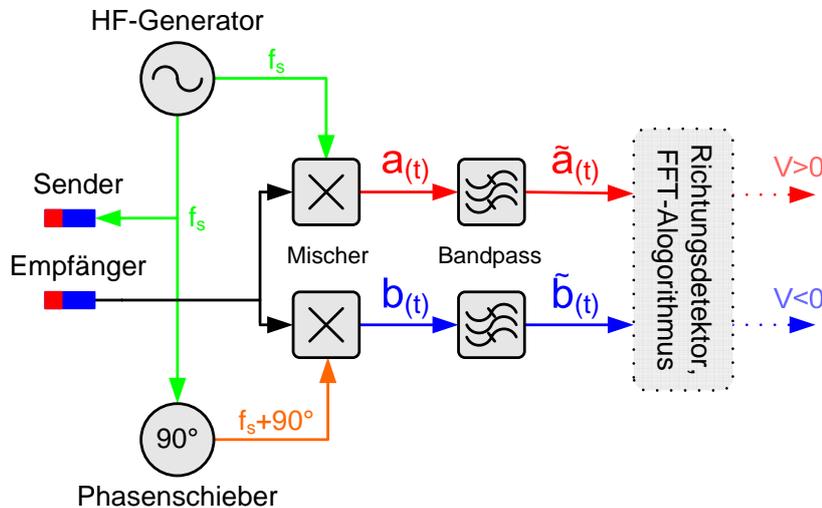


Abbildung 2.4: Blockschaltbild des Mischers

2.2.3 Pulsed-Wave- und Continuous-Wave-Doppler

Für die Ansteuerung des Ultraschallsensors werden in der Medizintechnik heutzutage zwei verschiedene Verfahren eingesetzt: Continuous-Wave- (CW)

und Pulsed-Wave-Doppler (PW) [11, S. 3].

Beim CW-Verfahren werden zwei Transducer benötigt. Einer fungiert als Sender und emittiert ohne Unterbrechung ein Ultraschallsignal fester Frequenz. Der zweite Wandler wird als Empfänger genutzt und nimmt das reflektierte Signal wieder auf. Nachteilig ist hierbei, dass ein Übersprechen des Senders auf den Empfänger nicht vollständig vermieden werden kann. Außerdem kann die Signallaufzeit nicht bestimmt werden, weshalb eine Verarbeitung des Echosignals hinsichtlich Eindringtiefe nicht möglich ist [11, S. 4].

Im Gegensatz dazu kommt die PW-Methode mit einem Transducer aus. Bei diesem Verfahren werden vom Wandler kurze Impulse ausgesandt. In der darauf folgenden Sendepause kann dieser deshalb auch als Empfänger für das reflektierte Signal verwendet werden. Mathematisch entspricht dies einer Abtastung des Dopplersignals mit der Pulswiederholfrequenz f_P . Nach dem Abtasttheorem von Shannon⁶ können deshalb nur Signalfrequenzen bis zur halben Pulswiederholfrequenz gemessen werden. Der Vorteil dieser Methode ist allerdings, dass Störungen durch das Sendesignal vermieden werden.

2.3 Flussprofile von Blutgefäßen

Der Blutkreislauf des Menschen besteht aus dem Herzen und einem weit verzweigten Netz aus Blutgefäßen, dem kardiovaskulären System. Seine Aufgabe ist vorrangig, Sauerstoff von der Lunge an die anderen Organe zu verteilen und umgekehrt Kohlenstoffdioxid von den Organen an die Lunge weiterzuleiten, wo der Gasaustausch stattfindet. Daneben dient der Blutkreislauf auch zum Transport von Verdauungs- und Stoffwechselprodukten, Hormonen und vielen weiteren körpereigenen Stoffen [12, S. 11].

Der Kreislauf lässt sich in zwei getrennte Teile unterteilen, den Körper- und den Lungenkreislauf. Ersterer ist für den Transport von sauerstoffreichem Blut vom Herzen zu den Organen und sauerstoffarmem Blut in der Gegenrichtung zuständig. Letzterer bezeichnet den Kreislauf zwischen Herz und Lunge. Das von den Organen kommende, sauerstoffarme Blut wird hier in die Lunge weitergeleitet und dort mit Sauerstoff angereichert [13, S. 7].

⁶Die Abtastung eines Signals im Zeitbereich entspricht einer periodischen Wiederholung des Originalspektrums im Frequenzbereich. Das Abtasttheorem besagt, dass das kontinuierliche Originalsignal fehlerfrei rekonstruiert werden kann, solange keine Frequenzanteile oberhalb der halben Abtastfrequenz auftreten.

Die Versorgung der Organe erfolgt über die Blutgefäße. Vom Herzen weg führen die Arterien das Blut in die unterschiedlichen Körperteile. Mit zunehmender Entfernung spalten sich diese immer weiter auf, zunächst in Arteriolen und schließlich in Kapillaren, deren Gefäßwände so dünn sind, dass ein Stoffaustausch mit dem umgebenden Gewebe durch Diffusion stattfinden kann. Von dort führen Venolen, die sich zu Venen vereinigen, zum Herzen zurück [13, S. 9]. Neben der Gefäßdicke nehmen außerdem Blutdruck und -fließgeschwindigkeit mit zunehmendem Abstand vom Herzen ab [14, S. 7].

Die Kontraktionsphase des Herzens wird Systole genannt. Durch das Zusammenziehen des Herzmuskels öffnet sich die Aortenklappe und Blut strömt durch die Aorta⁷ in die Arterien. Die Gefäßwände insbesondere der großen Arterien sind elastisch, daher kann der hier auftretende große Druckgradient in den Gefäßen teilweise ausgeglichen werden. In der darauf folgenden Entspannungsphase, der Diastole, füllt sich das Herz wieder mit venösem Blut. Der Druck in den Arterien sinkt dabei ebenfalls, deshalb entspannen sich die Gefäßwände wieder. Dadurch kommt es zu einem Rückfluss von Blut Richtung Herzen (frühe Diastole). Die Elastizität der Arterien bewirkt schließlich eine weitere Strömung Richtung Peripherie (späte Diastole), danach steht das arterielle Blut mehr oder weniger still [15, S. 32]. Dieser Mechanismus ist in Abbildung 2.5 dargestellt (aus [15]).

Der Blutfluss in den Gefäßen kann als laminare Strömung aufgefasst werden, d.h. die Fließgeschwindigkeit an den Gefäßwänden ist geringer und nimmt zur Gefäßmitte hin zu, wo sie ihr Maximum erreicht. In der Spektraldarstellung ist das Fließgeschwindigkeitsprofil deshalb als schmalbandiger Verlauf zu erkennen. Bei Gefäßerkrankungen wie beispielsweise Stenosen⁸ können allerdings turbulente Strömungen entstehen. Die Stromlinien sind nicht mehr parallel und es treten verschiedenste Fließgeschwindigkeiten, auch entgegen der Flussrichtung, auf. Dadurch entsteht ein breitbandiges Spektrum, das Signalanteile von $f = 0$ bis zur maximalen Signalfrequenz f_{max} und auch negative Frequenzen aufweist [15, S. 45].

Dies motiviert eine Verarbeitung des Spektrums dahingehend, die maximale Signalfrequenz f_{max} zu bestimmen. So kann den unterschiedlichen Flußprofilen gleichermaßen Rechnung getragen werden.

⁷Hauptschlagader

⁸Verengung der Gefäße [3].

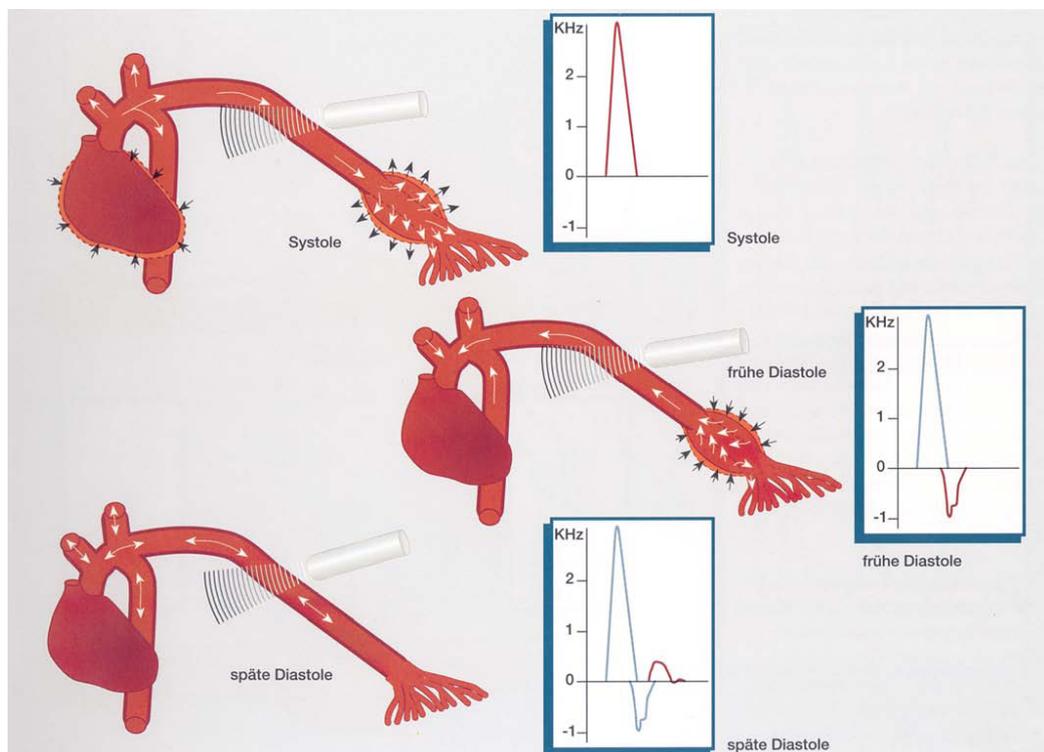


Abbildung 2.5: Strömungsprofil in der Aorta

3 Technische Randbedingungen und Arbeitsumgebung

Im Folgenden wird auf den bereits erwähnten Versuchsaufbau aus Sensor samt Elektronik und Echtzeitrechnersystem sowie das zur Kommunikation verwendete aRDnet-Protokoll näher eingegangen.

3.1 Ultraschall-Transducer und Elektronik

Der verwendete Transducerkopf wurde vom DLR zusammen mit dem Fraunhofer Institut für biomedizinische Technik speziell für diese Anwendung entwickelt. Es handelt sich um eine kreisrunde Sonde von 10mm Durchmesser, auf der 16 Transducerelemente kuchenstückförmig und in einem Winkel von 15° angeordnet sind. Damit ist gewährleistet, dass auch ohne Drehen des Sensorkopfes eine Dopplerverschiebung in jeder Raumrichtung senkrecht zur Sondenachse gemessen werden kann.

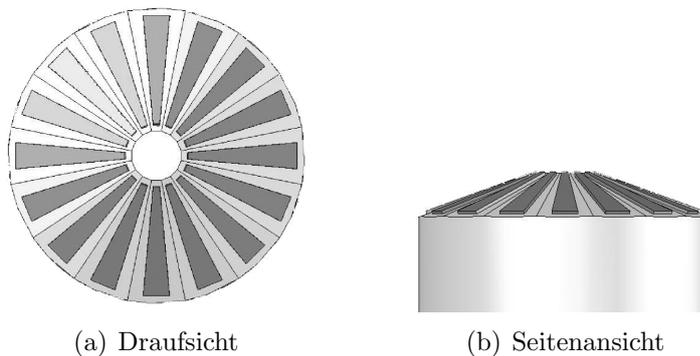


Abbildung 3.1: CAD-Skizze des Ultraschall-Transducers

Die ebenfalls vom DLR entwickelte Elektronik kann dank der Pulsed-Wave-Methode (PW, siehe Kap. 2.2.3, S. 11) dasselbe Transducerelement sowohl zum Senden als auch zum Empfangen von Ultraschall nutzen.

Der Transducer kann von der Schaltung mit einer Frequenz zwischen 8 und 22 MHz angesteuert werden, wobei für diese Anwendung eine Sendefrequenz von 20 MHz verwendet wird. Dies entspricht der Resonanzfrequenz des Transducerkopfes. Die Pulsdauer beträgt $1\mu\text{s}$ bei einer Pulsfolgefrequenz f_P von 50 kHz. Die maximal detektierbare Dopplerfrequenz beträgt also 25 kHz. Das entspricht nach Gleichung (2.9) im *worst case* ($\Phi = 0^\circ$) einer maximal

messbaren Fließgeschwindigkeit von $v_{max} 0.9625 \frac{m}{s}$. Bei realistisch auftretenden Winkeln in der Größenordnung von 75° ist $v_{max} = 3.7188 \frac{m}{s}$.

In der Empfangsphase wird das empfangene Echo nach Ausgleich der laufzeitabhängigen Dämpfung (2.1.2, S. 7) in ein digitales Signal gewandelt. Aus diesem wird die Doppler-Differenzfrequenz durch Mischen und Filterung extrahiert (2.2.2, S. 10) und mit 100 MHz überabgetastet. Aus den beiden Differenzsignalen des Mischens mit Sinus bzw. Kosinus wird durch ein Mittelwertfilter jeweils 1 Amplitudenwert pro Ultraschallpuls berechnet. Jeweils 128 Abtastwerte werden zusammen mit der Nummer des ausgewerteten Transducers und einer fortlaufenden Nummer zur zeitlichen Einordnung in einem UDP-Frame untergebracht und über die Ethernet-Schnittstelle versandt. Die Senderate der UDP-Frames beträgt demnach ungefähr 390 Hz.

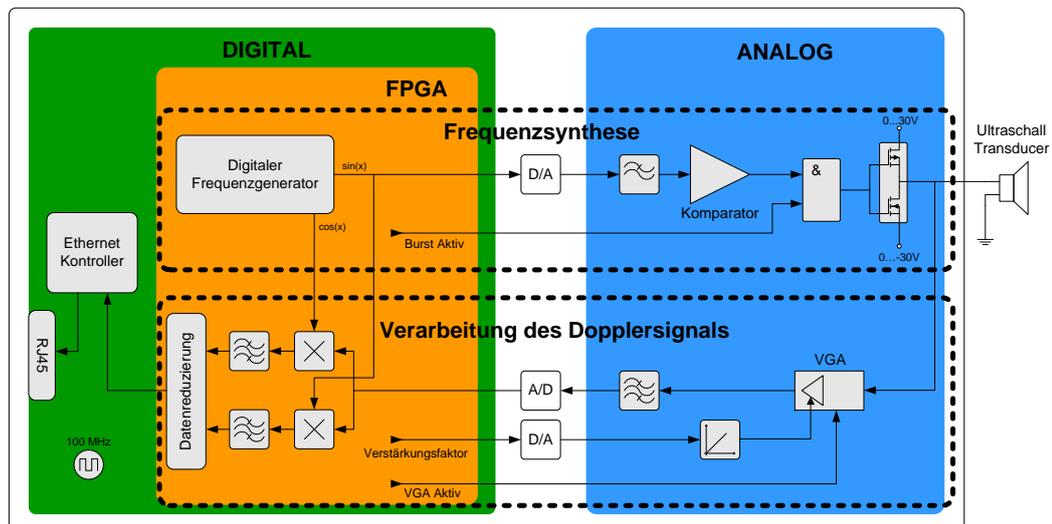


Abbildung 3.2: Blockschaltbild der Ansteuer- und Auswerteelektronik

Es besteht außerdem die Möglichkeit, die abgetasteten Differenzsignale in mehrere Zeitfenster aufzuteilen und diese separat zu mitteln und zu übertragen. Damit können Signalanteile unterschiedlicher Echolaufzeit und somit unterschiedlicher Eindringtiefe (siehe Kap. 2.1.2, S. 6) einzeln verarbeitet werden.

3.2 Das QNX-Echtzeitrechnersystem

QNX Neutrino ist ein Mikrokernel-Echtzeitbetriebssystem, welches vom kanadischen Unternehmen QNX Software Systems entwickelt wird [16]. Charakteristisch für Mikrokernel ist eine starke Reduzierung der vom Betriebssystem

verwalteten Aufgaben. Das System kümmert sich meist nur um Speicherverwaltung, Ablaufplanung (Task Scheduling) und Interprozesskommunikation. Alle anderen Tasks, wie z.B. Anwendungen oder Treiber, laufen benutzerseitig. Damit können nicht benötigte Funktionen, beispielsweise die Grafikausgabe, deaktiviert werden. [17, S. 6]

An ein Echtzeitbetriebssystem (Real Time Operating System, RTOS) wird zudem die Anforderung gestellt, dass alle Tasks deterministisch ablaufen und in einer vorhersagbaren Zeit abgearbeitet werden [18, S. 17]. Unterschieden wird dabei zwischen weichem und hartem Echtzeitverhalten. Bei ersterem besteht zwar eine Deadline für die Abarbeitung, eine Überschreitung bringt hier allerdings außer Performanceeinbußen keine negativen Konsequenzen mit sich. Dagegen kann bei letzterem eine Überschreitung der Deadline katastrophale Folgen haben. [18, S. 23]

In diesem Anwendungsfall ist ein hartes Echtzeitverhalten erforderlich. Die Deadline wird durch die Senderate der aRDnet-Frames von Seiten der Elektronik festgelegt. Die Berechnungen müssen beendet sein, bevor das nächste Paket ankommt. Ist dies nicht der Fall, geht das Paket verloren und der Berechnungsschritt wird übersprungen, was für die Ergebnisse einiger Berechnungen (siehe Kap. 4.2.3, S. 22) fatale Folgen hätte.

Der verwendeten Echtzeitrechner verwendet das QNX Neutrino Betriebssystem in der Version 6.3. Als Prozessor findet ein *Intel Core 2 Duo E6700* Verwendung, der zwei mit 2.66 GHz getaktete Kerne besitzt. Dadurch ist eine Optimierung der Rechenleistung durch Multithreading möglich, indem zeitunkritische Programmteile mit geringerer Rate ausgeführt werden (siehe Kap. 4.3.1, S. 24).

3.3 aRDnet

aRD steht für „agile Robot Development“ und ist eine vom DLR speziell für die Entwicklung von Robotersystemen konzipierte Middleware⁹[19, S. 3741]. Sie ist darauf ausgelegt, eine Schnittstelle für die einzelnen funktionellen Blöcke des Systems bereitzustellen. Dazu gehören unter anderem Echtzeitkomponenten, Steuergeräte für Autonomiefunktionen, Entwicklungs-umgebungen sowie Endbenutzer-Schnittstellen [19, S. 3743].

⁹Middleware bezeichnet eine Dienstanwendung, die eine Schnittstelle für die Kommunikation von Prozessen unterschiedlicher Anwendungen bereitstellt

aRDnet bezeichnet ein speziell für diesen Anwendungsfall entwickeltes Protokoll, welches auf UDP basiert. Der Datenaustausch wird über Kommunikationsblöcke mit festlegbaren Paketgrößen und -formaten realisiert. Ein sendender Block schreibt dabei in ein *Shared Memory*¹⁰ auf der Empfangsseite, welches vom empfangenden Block ausgelesen wird. Das Auslesen kann periodisch erfolgen oder aber durch ankommende Daten getriggert werden. Für die hier verwendete Einbindung in MATLAB/Simulink stehen Blöcke in Form von S-Funktionen zur Verfügung, denen als Parameter nur der Name des verwendeten *Shared Memory* übergeben werden muss.

¹⁰Ein Shared Memory ist ein Speicherbereich, der von mehreren Prozessen gleichzeitig genutzt werden kann. So kann beispielsweise ein Prozess das Shared Memory beschreiben und ein zweiter diese Informationen auslesen.

4 Auslegung und Implementierung des Algorithmus

4.1 Grundlegende Anforderungen an den Algorithmus

Der Detektionsalgorithmus teilt sich in 5 wesentliche aufeinanderfolgende Verarbeitungsschritte auf:

1. Vorverarbeitung der ankommenden Daten.
2. Fensterung und Kurzzeit-Fouriertransformation der vorverarbeiteten Daten. Das hieraus gewonnene Kurzzeitspektrum kann auch zur Visualisierung des Signalverlaufs genutzt werden.
3. Berechnung einer Hüllkurve aus dem Kurzzeitspektrum.
4. Klassifikation erkannter Maxima in der Hüllkurve und Bestimmung der Periodendauer der Blutpulse.
5. Ausgabe der Signalleistung der detektierten Pulse zur Weiterverarbeitung.

4.2 Auslegung des Algorithmus

4.2.1 Vorverarbeitung der Daten

Um eine Frequenzanalyse der Zeitdaten durchzuführen, müssen zunächst die Daten aus dem aRDnet-Frame geordnet werden. Diese liegen in Form von `double`-Werten vor und sind folgendermaßen im Frame angeordnet:

Position	Wert
0	fortlaufende Nummer
1	Transducernummer
2	Kosinusmischwert 1
3	Sinusmischwert 1
4	Kosinusmischwert 2
⋮	⋮
256	Kosinusmischwert 128
257	Sinusmischwert 128

Tabelle 4.1: Datenanordnung in einem aRDnet-Frame

4.2.2 Erstellung des Kurzzeitspektrums

Zur Frequenzanalyse eines diskretisierten Zeitsignals bedient man sich häufig der Diskreten Fouriertransformation (DFT). Sie ist für ein Signal $x[k]$ der Länge N definiert als ein Vektor \underline{X} der selben Länge mit den Koeffizienten

$$X_i = \sum_{l=0}^{N-1} x[l] \cdot e^{-2\pi j \cdot \frac{kl}{N}} \quad (4.1)$$

wobei X_i der Amplitudenwert zu der Frequenzstützstelle $f_i = i \cdot \frac{f_A}{N}$ ¹¹ ist [20, S. 204]. Die Frequenzauflösung des resultierenden Spektrums ist also direkt proportional zur Länge des transformierten Sampleblocks. Um ein optimales Ergebnis zu erreichen, ist also einerseits ein möglichst langes Zeitsignal erforderlich. Andererseits muss gewährleistet sein, dass der gewählte Ausschnitt quasistationär ist, d.h. dass sich die spektrale Verteilung innerhalb der Analysefensters nur geringfügig ändert. Für rein reellwertige Zeitsignale gilt außerdem

$$X_i = X_{N-i}^* \quad (4.2)$$

d.h. die Spektralwerte X_1 bis $X_{N/2}$ treten nach der Hälfte gespiegelt als konjugiert komplexe Werte auf. Dies ist durch die Tatsache begründet, dass das diskretisierte Zeitsignal ein mit f_A periodisches Spektrum aufweist (siehe auch Kap. 2.2.3, 11), dessen Realteil gerade und dessen Imaginärteil ungerade ist [21, S. 47]

Ein weiteres Problem bei der DFT ist der sog. Leakage-Effekt, der daraus resultiert, dass ein zeitbegrenzter Ausschnitt eines zeitlich unbegrenzten Signals äquivalent ist zu einer Multiplikation mit einer Rechteckfunktion. Eine Multiplikation im Zeitbereich entspricht einer Faltung im Frequenzbereich und die Rechteckfunktion wird auf eine sinc-Funktion¹² transformiert. Dadurch erzeugen Frequenzanteile, die nicht ein Vielfaches von $\Delta f = f_A/N$ sind, Seitenlinien im Spektrum [20, S. 205]. Dieser störende Effekt lässt sich jedoch deutlich durch Verwendung einer Fensterfunktion abschwächen. Dabei wird der Signalausschnitt nicht mit einem Rechteck, sondern mit einer Funktion mit flachen Flanken im Zeitbereich multipliziert. Die Transformierte dieses Fensters klingt im Frequenzbereich wesentlich schneller ab als die sinc-Funktion (siehe Abb. 4.2, S. 21).

Um die Berechnung zu beschleunigen, wird für die Transformation der *Fast-Fourier-Transform-Algorithmus* verwendet (FFT). Es handelt sich um einen

¹¹ $f_A = \frac{1}{T_A}$ ist die Abtastfrequenz

¹² $\text{sinc } x = \frac{\sin(\pi x)}{\pi x}$

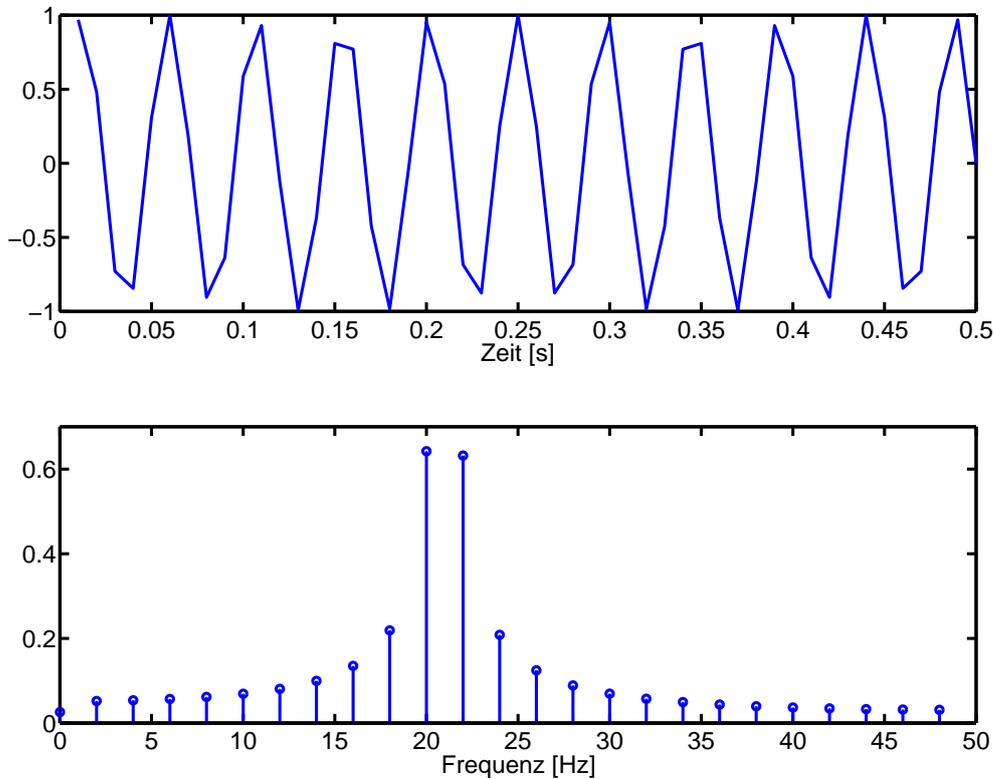


Abbildung 4.1: Zeitverlauf und Spektrum eines Sinus mit der Frequenz $f_0 = 21$ Hz, abgetastet mit $f_A = 100$ Hz

sehr effizienten Algorithmus, allerdings mit der Einschränkung, dass die Länge N des Datenvektors $x[k]$ eine Zweierpotenz sein muss [22, S. 5]. Als optimaler Kompromiss zwischen Auflösung im Frequenz- und Zeitbereich erweist sich eine Fensterlänge von 1024 Samples bei Verwendung eines Blackman-Fensters. Da ein aRDnet-Frame jeweils 128 Kosinus- und Sinusmischwerte beinhaltet, wird pro Rechenschritt der jeweils aktuelle Frame mit den 7 vorhergehenden zusammengefasst und gefenstert. Da vorläufig keine Richtungsdetektion implementiert wird, ist die Phaseninformation zunächst irrelevant. Von den komplexen Spektralanteilen wird deshalb der Betrag gebildet. Abbildung 4.3 zeigt eine Visualisierung dieses Betragsspektrums. Für jeden Frame ist dabei über die Frequenzachse der Amplitudenverlauf aufgetragen. In der verwendeten Farbuordnungstabelle entspricht dabei weiß einer hohen, gelb einer mittleren und rot einer niedrigen Amplitude.

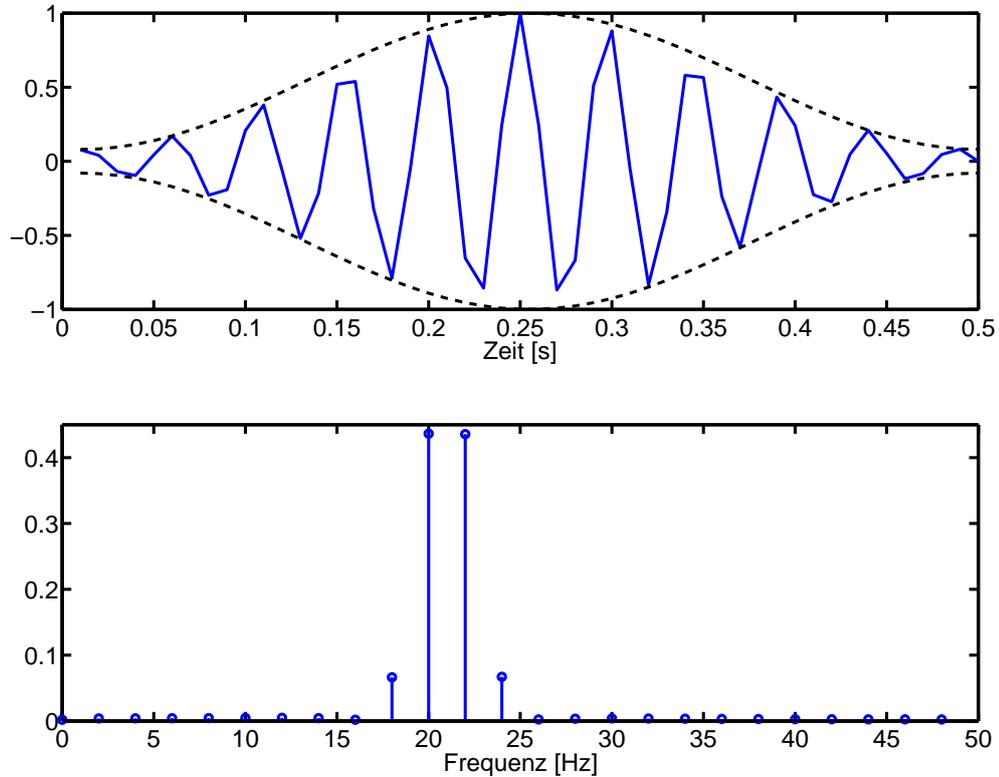


Abbildung 4.2: Zeitverlauf mit Fensterfunktion und Spektrum bei Anwendung eines Hamming-Fensters

4.2.3 Berechnung der Hüllkurve

Der erste Schritt der Pulsdetektion besteht aus einer Verarbeitung des Kurzzeitspektrums dahingehend, dass eine Hüllkurve des gemessenen Signalverlaufs generiert wird. Es wird dabei von der niedrigsten Frequenz beginnend der Frequenzbereich bestimmt, in dem 90% der Signalleistung liegen. Es wird also der Index L bestimmt, für den gilt:

$$\sum_{i=0}^L X_i^2 \leq 0.9 \cdot P_{spec} \leq \sum_{i=0}^{L+1} X_i^2 \quad (4.3)$$

wobei P_{spec} die gesamte spektrale Signalleistung ist:

$$P_{spec} = \sum_{i=0}^N X_i^2 \quad (4.4)$$

Vor der Berechnung des aktuellen Hüllkurvenwertes werden aus der Frequenzdarstellung des entsprechenden Frames Amplitudenwerte unterhalb ei-

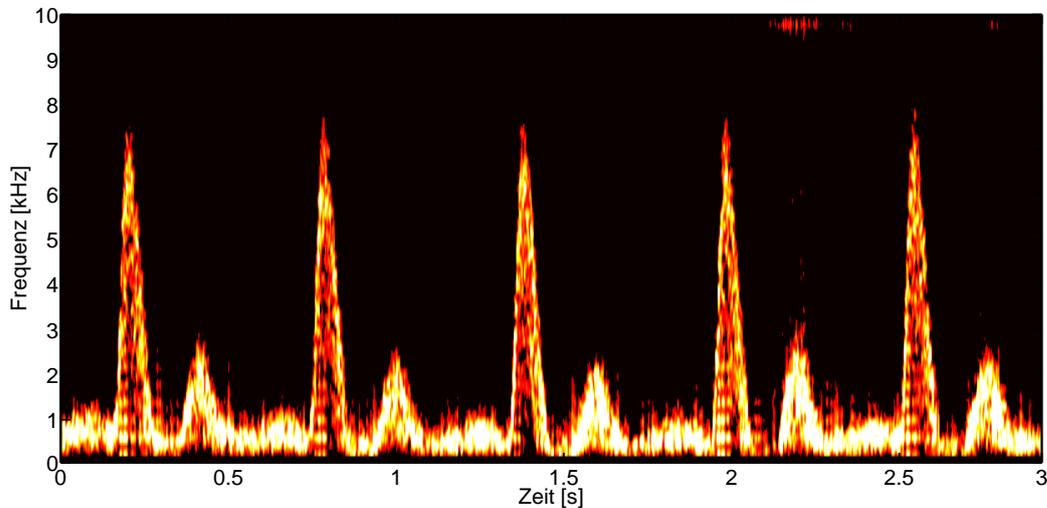


Abbildung 4.3: Zeitlicher Verlauf des Kurzzeitspektrums bei Messung an der Arteria radialis

nes Schwellwerts verworfen. Der Schwellwert berechnet sich aus dem Mittelwert der maximalen Amplitudenwerte der letzten 100 Frames (entspricht 25 ms). Dies unterdrückt Rauschen, dessen Amplitude weitaus geringer sind als die durch das Echosignal entstehenden Maxima im Spektrum. Somit ist sichergestellt, dass die Hüllkurve wenig durch Rauschen verfälscht wird. Außerdem werden tieffrequente Signalanteile unter 500 Hz nach der Transformation unterdrückt, indem sie mit Gewichtungskoeffizienten kleiner eins multipliziert werden. Dies ist nötig, da hier Bewegungsartefakte mit hoher spektraler Leistungsdichte auftreten können.

Aus der Hüllkurve wird durch Bildung eines zeitlichen Mittelwerts dynamisch ein Schwellwert für die Pulsdetektion berechnet. Die Mittelung geschieht dabei über die Hüllkurvenwerte einer Periodenlänge.

$$L_{th} = \frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} L[k] \quad \text{mit} \quad K = T_P \cdot f_A \quad (4.5)$$

Es muss also des Weiteren die Periodendauer T_P der Blutpulse errechnet werden, indem der Abstand mehrerer aufeinanderfolgender Detektionen gemittelt wird. Um die Berechnung robust gegenüber Ausreißern zu machen, wird aus den zeitlichen Abständen zehn konsekutiver Pulsspitzen der Median¹³ ermittelt.

¹³Betrachtet man eine Datenreihe von N Realisierungen einer Zufallsvariablen, ist der Median der Wert, der die Verteilung der Realisierungen halbiert. Höchstens die Hälfte der Daten ist kleiner und höchstens die Hälfte ist größer als der Median

4.2.4 Detektion

Für die Detektion relevant sind die Zeitpunkte, zu denen sich die Hüllkurve oberhalb des Schwellwerts befindet. Um sicherzustellen, dass nur systolische Spitzen detektiert werden und keine Ausreißer oder spätdiastolische Spitzen (siehe Kap. 2.3, S. 12), werden die Schwellwertüberschreitungen nach drei Kriterien bewertet:

- Der Schwellwert muss für mindestens 100 ms überschritten werden, um eine Detektion auszulösen. Diese Zeit ist so gewählt, dass bei minimaler Latenz der Detektion Fehldetektionen vermieden werden.
- Unterschreitungen des Schwellwerts von weniger als 12.5 ms während einer Detektion werden ignoriert. Dies macht die Detektion robust gegenüber Ausreißern in der Hüllkurve. Die Totzeit von 12.5 ms wurde durch mehrere Robustheitsuntersuchungen festgelegt.
- Bei einer Detektion wird für jeden Frame die Differenz von Hüllkurvenwert zu Schwellwert aufaddiert. Dieser Wert, der ein Maß für die Stärke der Detektion ist, wird für die letzten zehn Detektionen gespeichert. Ist der Wert der aktuellen Detektion größer als die Hälfte des Mittelwertes der vorhergehenden, wird die Pulsspitze als systolisch klassifiziert.

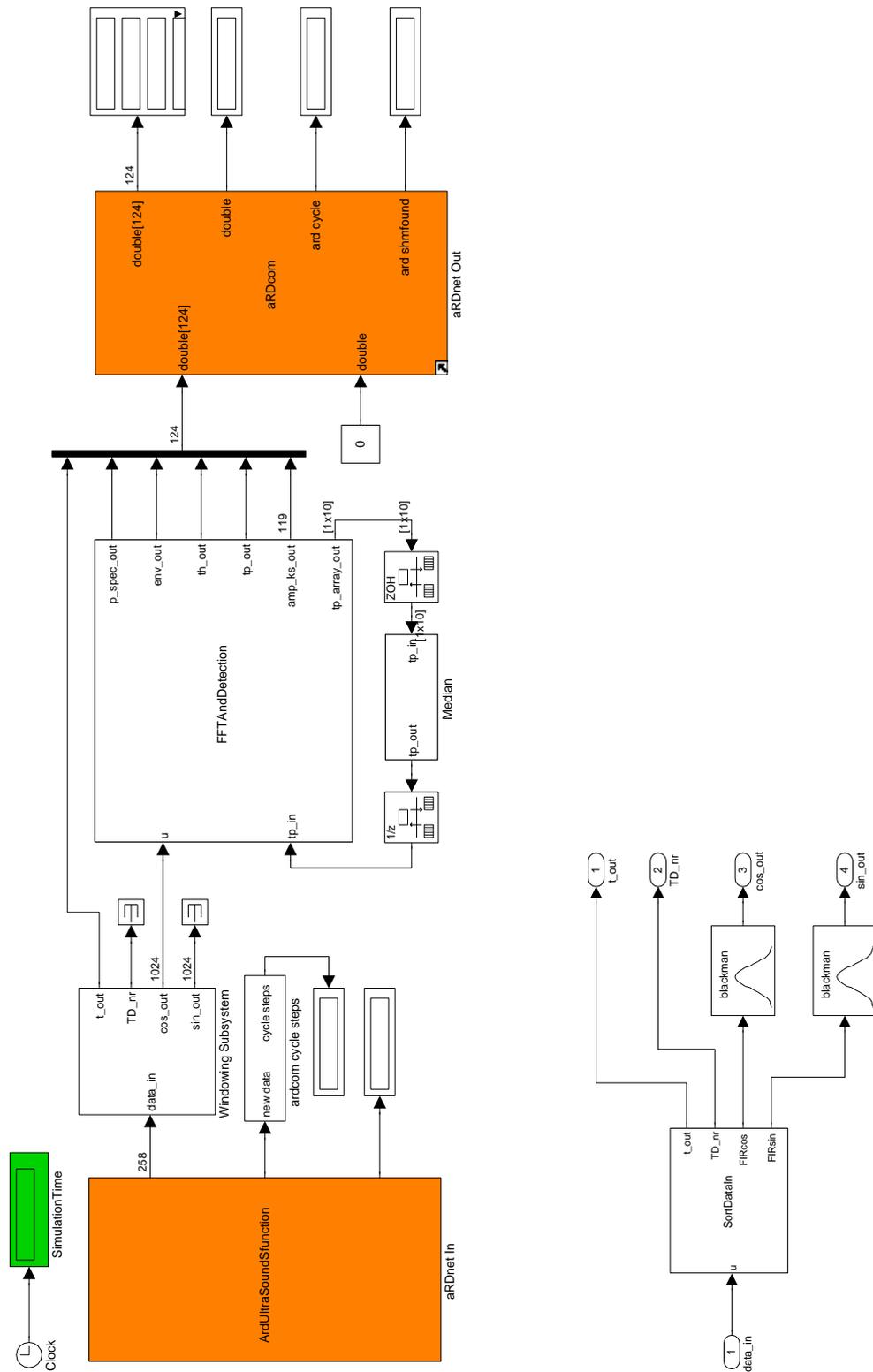
Bei Detektion einer systolischen Pulsspitze wird für jeden Frame die Signalleistung nach Gleichung (4.4) ausgegeben. Diese kann im nächsten Verarbeitungsschritt zur Ansteuerung des haptischen Eingabegeräts genutzt werden.

4.3 Implementierung als Matlab/Simulink-Modell

4.3.1 Umsetzung des Algorithmus

Um die beschriebenen Berechnungen in Echtzeit ausführen zu können, wird der Algorithmus zunächst als Simulink-Modell implementiert, welches mit Hilfe des *Real Time Workshop (RTW)* als echtzeitfähiges Programm für die QNX-Architektur kompiliert wird. Die Kommunikation mit der Elektronik sowie mit der Benutzerschnittstelle geschieht über arDnet-Blöcke (siehe Kap. 3.3, S. 17). Das komplette Modell ist in Abbildung 4.4 zu sehen.

Der Block arDnet In empfängt die von der Elektronik gesendeten Frames. Er ist gleichzeitig der Trigger für das gesamte Modell und veranlasst den Programmaufruf im Echtzeitcode.



(a) Komplettes Modell

(b) Windowing Subsystem

Abbildung 4.4: Das Simulink-Modell

Hälfte der Rate des restlichen Modells eingestellt, dadurch wird das Subsystem nur in jedem zweiten Rechenschritt ausgeführt. Da die Berechnung der Periodendauer weniger zeitkritisch ist als die restlichen Berechnungen, kann so Rechenzeit gespart werden. Zur Anpassung der Samplerate sind allerdings zwei *Rate Transition* Blöcke notwendig.

Die restlichen Werte werden über einen weiteren aRDnet-Block (aRDnet Out) nach Abschluss der Berechnungen an die nächste Verarbeitungsinstanz geschickt.

4.3.2 Performancemessung

Um die Echtzeitfähigkeit des Simulink-Modells zu verifizieren, wird mithilfe eines *Kernel Events Tracer*¹⁴ die Prozessorauslastung des Echtzeitrechners überwacht. Von den eintreffenden aRDnet-Paketen werden Interrupts im Abstand von 2.56 ms (siehe Kap. 3.1, S. 15) ausgelöst. Die Sortierung, Bündelung und Fensterung der Daten benötigt weniger als 30 μ s. Die FFT eines der gebündelten Mischsignale benötigt allerdings bereits 900 μ s. Durch Reduzierung der Auflösung auf eine 512-Punkt-FFT lässt sich diese Zeit auf ca. 500 μ s verringern. Dadurch wird allerdings auch der Einfluss der Störsignale stark erhöht.

Bei Verwendung einer 1024-Punkt-FFT benötigt die gesamte Berechnung 2087 μ s, was 81.5% der verfügbaren Rechenzeit entspricht.

4.4 Weitere Ansätze für Detektionsalgorithmen

Um die Detektion robuster zu machen und sowohl die Zahl der negativen als auch der positiven Fehldetektionen zu verringern, bietet sich unter anderem an, Prinzipien aus der Mustererkennung zu verwenden. Ein Mustererkennungssystem besteht im wesentlichen aus den drei Verarbeitungsschritten Vorverarbeitung, Merkmalsextraktion und Klassifikation.

Die Vorverarbeitung bereitet die aufgenommenen Daten (Muster) für die folgenden Schritte auf. Dazu gehören unter anderem die bereits verwendete Fensterung und Fouriertransformation. Die Merkmalsextraktion ist die Gewinnung relevanter Information aus den vorverarbeiteten Daten zur späteren Verwertung durch den Klassifikator, meist durch Aufstellen eines

¹⁴Software, welche die vom Kernel ausgeführten Aufgaben überwacht. Dazu gehören unter anderem Interrupts und Task Scheduling.

sog. Merkmalsvektors. An die so gewonnen Merkmale wird außerdem die Anforderung gestellt, dass sie deterministisch und möglichst unkorreliert sind. In der abschließenden Klassifikationsphase werden die Muster nun vordefinierten Klassen zugeordnet. Dafür müssen zunächst anhand von Trainingsmustern, deren Klassenzugehörigkeit bekannt ist, Entscheidungsregeln aufgestellt werden. Anhand dieser Regeln kann während der Erkennungsphase die Klasse eines unbekanntes Musters bestimmt werden [23, S. 5].

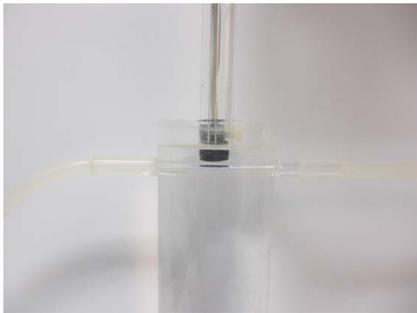
Für diese Anwendung wäre es also zweckmäßig, nicht nur eine Entscheidung hinsichtlich des Auftretens einer Pulsspitze zu treffen, sondern auch den gesamten Pulsverlauf im Hinblick auf charakteristische Flussprofile (siehe Kap. 2.3, S. 12) zu klassifizieren. Aus folgenden Gründen erweist sich dies jedoch als schwierig:

- Da die maximale Signalfrequenz im Kurzzeitspektrum abhängig ist vom Einstrahlwinkel, kann die absolute Frequenzverteilung nicht einfach als Grundlage für die Merkmalsextraktion verwendet werden. Dies ist jedoch bei vielen Mustererkennungsverfahren, die auf einer Spektralanalyse basieren, der Fall (bspw. Spracherkennung [23, S. 39]). Vielmehr müsste die Frequenzverteilung relativ zur Maximalfrequenz bestimmt werden.
- Das präoperative Training des Klassifikators ist schwierig bis unmöglich. Zwar ließen sich am Teststand bestimmte Pulsverläufe als Trainingsmuster verwenden, allerdings bilden diese die reale Situation nur unzureichend ab.
- Da viele Mustererkennungssysteme mit rechenintensiven Verfahren arbeiten (Autokorrelationsfunktion, Dynamic Time Warp), sind diese im Hinblick auf die Echtzeitfähigkeit der Detektion bereits auszuschließen.

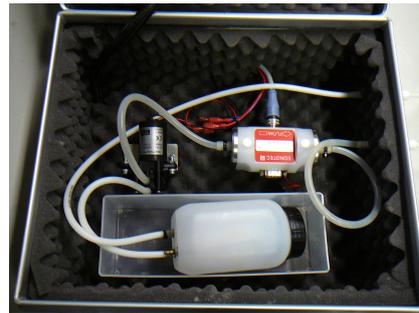
5 Test des Algorithmus

5.1 Test am Teststand

Speziell für die Erprobung von Elektronik und Detektionsalgorithmus wurde ebenfalls am DLR ein Teststand entwickelt, der die Situation bei der Detektion eines Gefäßes möglichst realitätsgetreu nachempfunden. Der Versuchsstand besteht aus einem Pumpsystem, einem Schlauchsystem und Ultraschallphantom. Letzteres besteht aus einem Plexiglaszylinder, durch den quer ein Plexiglasrohr verläuft. Das Pumpsystem gibt dem Nutzer die Möglichkeit, zwischen verschiedenen Flussprofilen zu wählen und außerdem maximale Fließgeschwindigkeit sowie Periodenlänge des Pulses festzulegen. So kann beispielsweise das Flussprofil der Speichenarterie (Arteria radialis) simuliert werden. Über zwei Stutzen kann der Zylinder samt zu- und abführenden Schläuchen angeschlossen werden. Dieser wird mit Wasser gefüllt, um die Ausbreitung des Ultraschalls im Gewebe außerhalb des Gefäßes zu simulieren.



(a) Wassergefüllter Zylinder mit Schlauch zur Simulation des Gefäßes sowie Ultraschall-Transducer



(b) Mechanischer Teil des Pumpsystems mit Pumpe, Durchflussmesser und Flüssigkeitsbehälter

Abbildung 5.1: Teststand

Das gesamte System wird mit einer blutsimulierenden Flüssigkeit gefüllt. Diese bildet die Eigenschaften des Blutes nach, insbesondere die für die Ultraschall-Sonografie wichtige Schallausbreitungsgeschwindigkeit c und die Rückstreuungscharakteristik der roten Blutkörperchen (siehe Tab. 5.1).

Vom Pumpsystem ist hierbei sicherzustellen, dass sich in der blutsimulierenden Flüssigkeit keine Luftblasen befinden, da diese den einfallenden Schall gänzlich reflektieren, was eine extreme Verfälschung des gemessenen Flussprofils zur Folge hätte.

Dichte ρ	$1035 \pm 5 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$
Schallausbreitungsgeschwindigkeit c	$1550 \pm 15 \frac{\text{m}}{\text{s}}$
Dämpfung D	$0.07 \pm 0.05 \frac{\text{dB}}{\text{cm} \cdot \text{MHz}}$
Viskosität η	$4 \pm \text{mPas}$
Rückstreuungscharakteristik	wie Blut

Tabelle 5.1: Eigenschaften der blutsimulierenden Flüssigkeit [24]

In dieser Testumgebung lassen sich Blutpulse unterschiedlichster Fließgeschwindigkeit und Periodendauer robust detektieren. In Abbildung 5.3 ist ein Ausschnitt einer Messung zu sehen. Der oberste Graph zeigt dabei die Daten des Durchflussmessers, der im Regelkreis des Pumpsystems Verwendung findet. Darunter sind die vom Algorithmus bestimmten maximalen Signalfrequenzen zu sehen. Der dritte Graph zeigt die Zeitpunkte, zu denen der Algorithmus eine Pulsspitze detektiert (2.2.2, S. 10).

5.2 Test an einer Versuchsperson

Um den entwickelten Algorithmus in einer möglichst realitätsnahen Umgebung zu testen, werden bei mehreren Versuchspersonen Messungen an der Arteria radialis durchgeführt (siehe Abb. 5.2. Bei einem deutlichen Dopplersignal liefert der Algorithmus auch hier gute Ergebnisse, wie in Abbildung 5.4 zu sehen.

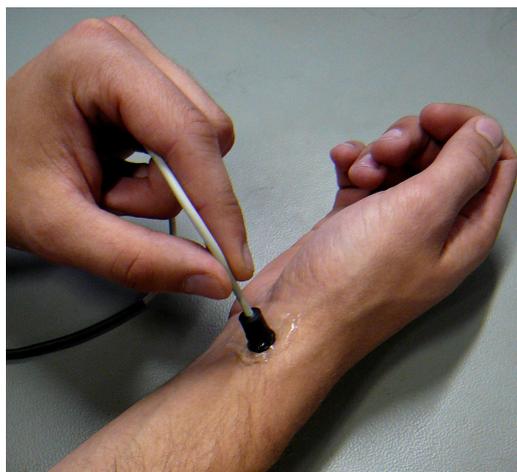


Abbildung 5.2: Blutflussmessung an der Arteria radialis

Es zeigt sich jedoch, dass bei diesem Testverfahren bei schwachen Dopplersignalen Störungen aus der Elektronik die Detektion deutlich erschweren. Die Ursache dieser Störungen ist noch nicht geklärt, allerdings ist es wahrscheinlich, dass sie aus dem digitalen Teil der Echosignalverarbeitung stammen. Im Kurzzeitspektrum sind sie als breitbandige *Bursts* mit niedriger Grundfrequenz und stark ausgeprägten höheren Harmonischen in regelmäßigen Abständen zu sehen.

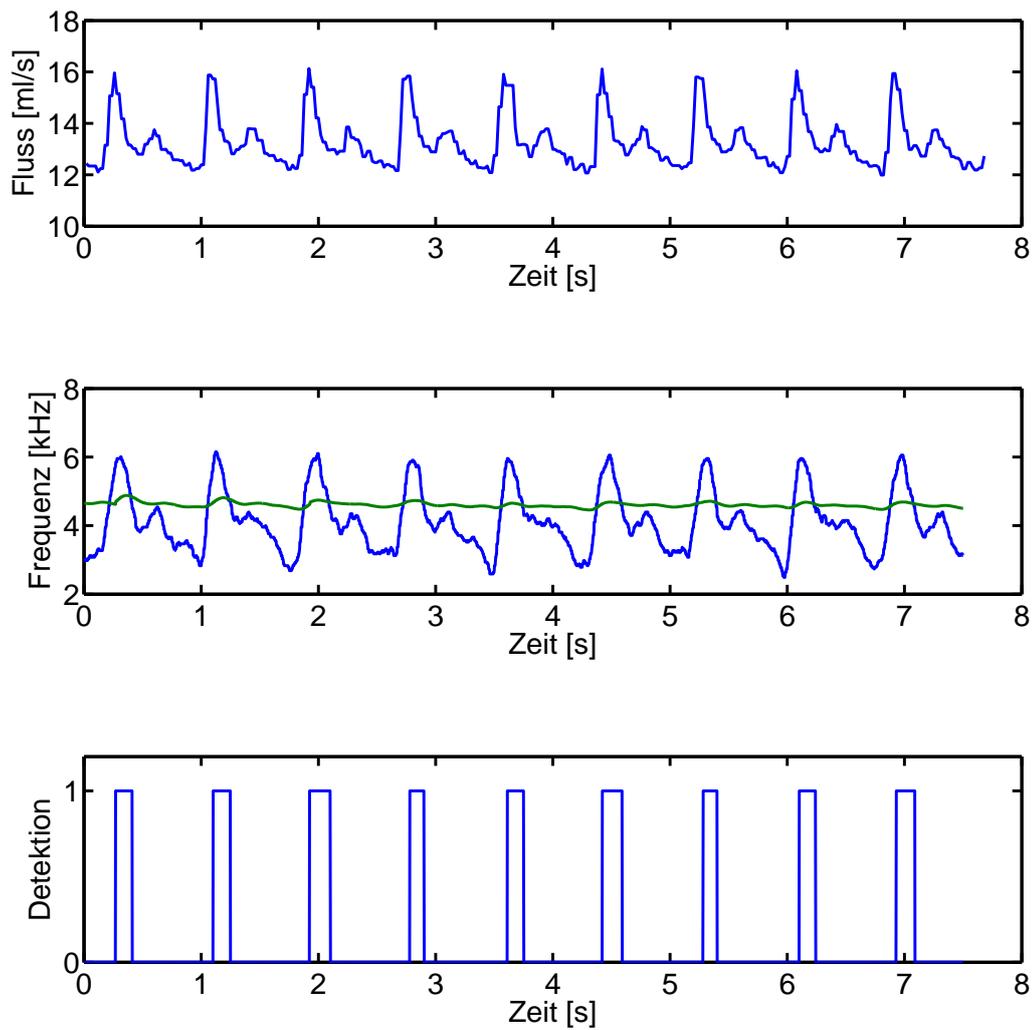


Abbildung 5.3: Flussgeschwindigkeit im Teststand, Hüllkurve mit Schwellwert und Detektionen

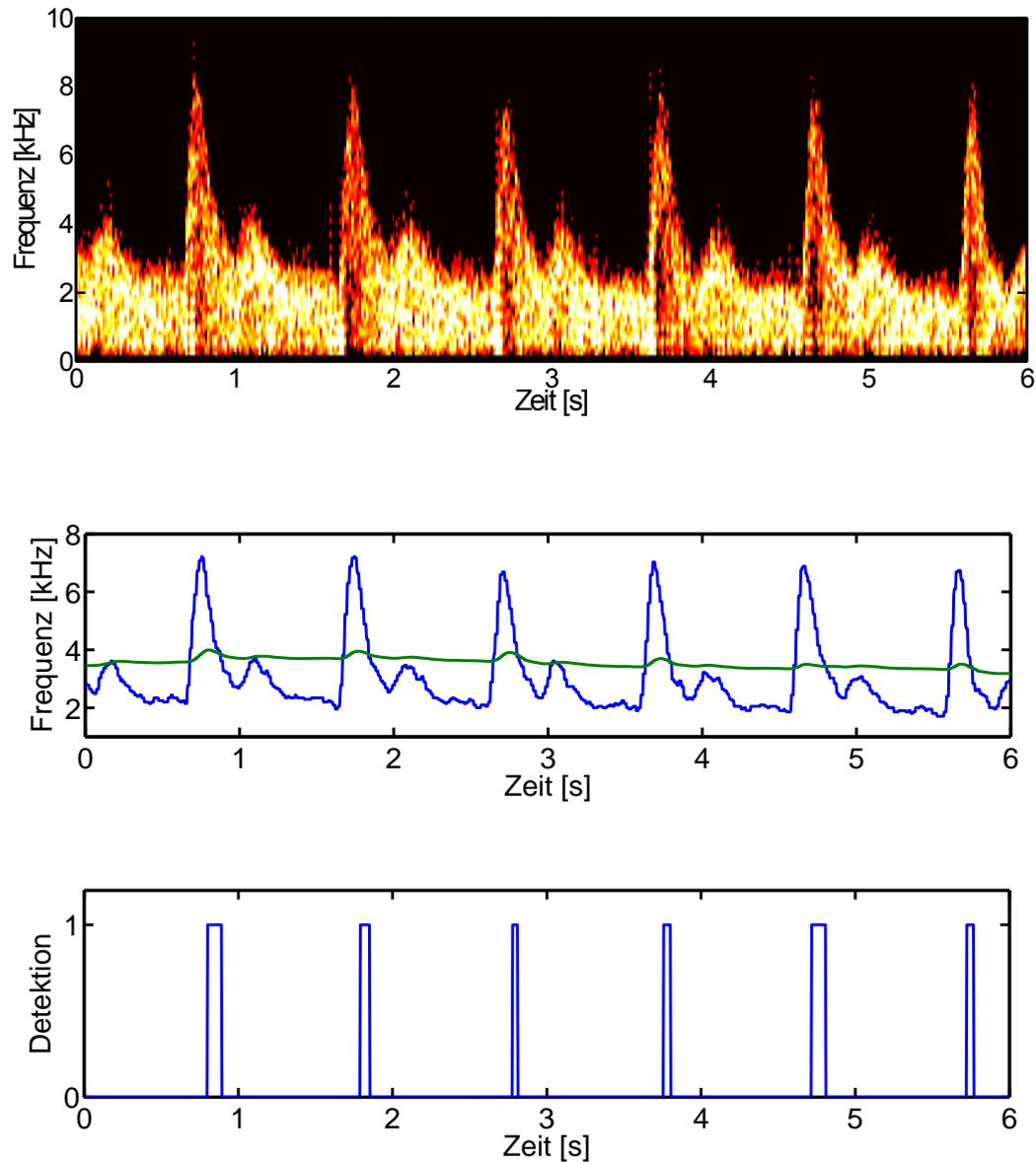


Abbildung 5.4: Spektraldarstellung, Hüllkurve mit Schwellwert und Detektionen bei Messung an der Arteria radialis einer Versuchsperson

6 Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen dieser Bachelorarbeit war ein Algorithmus zur Detektion von Arterien auf Basis von Ultraschall-Dopplersignalen zu entwickeln. Aus Zeitdaten, die von einem Ultraschallsensor bereitgestellt wurden, war mittels Frequenzanalyse und darauf aufbauenden Verarbeitungsschritten eine robuste Erfassung von Blutpulsen zu implementieren. Besonderes Augenmerk war dabei auf die Echtzeitfähigkeit und Latenzfreiheit der Detektion zu legen. Die Implementierung war als Matlab/Simulink-Modell zu realisieren, aus dem Code zur Ausführung auf einem QNX-Echtzeitrechner generiert wurde.

Für die Auslegung des Algorithmus wurde zunächst der theoretische Hintergrund der Blutflussmessung erörtert, um die zu verarbeitenden Daten in Relation zu physikalischen und biologischen Größen und Gegebenheiten zu setzen. Danach wurde das Funktionsprinzip der Sensorelektronik, das verwendete Echtzeitrechnersystem sowie die Schnittstelle für den Datenaustausch erläutert. Basierend auf diesen Voraussetzungen wurde ein Konzept für einen Detektionsalgorithmus entwickelt und dieser als Simulink-Modell implementiert und getestet.

Der Hauptteil der Arbeit war die Konzeptionierung des Detektionsalgorithmus. Hierfür wurde der signaltheoretische Hintergrund erörtert, um den Einfluss von Rauschen und anderen Störungen zu minimieren. Aus der erstellten Spektraldarstellung wurde mittels einer Hüllkurve die maximale Fließgeschwindigkeit im Gefäß extrahiert. Durch Berechnung eines dynamischen Schwellwerts wurde schließlich die Detektion von charakteristischen Fließgeschwindigkeitsspitzen umgesetzt. Durch die Berechnung der Signalleistung wurde auch eine quantitative Bewertung der Detektion ermöglicht.

Die Implementierung wurde sowohl hinsichtlich Rechenzeit als auch hinsichtlich Detektionsgenauigkeit in einer Testumgebung sowie an Testpersonen evaluiert. Die Erprobung des Algorithmus lieferte in der Testumgebung gute Ergebnisse. Allerdings zeigte sich beim Test an Versuchspersonen, dass die Elektronik hinsichtlich Störungsfreiheit noch optimiert werden muss, damit zuverlässige Ergebnisse gewonnen werden können.

Aufbauend auf diesen Ergebnissen ist der nächste Schritt die Entwicklung eines Algorithmus, der mehrere Transducerelemente gleichzeitig hinsichtlich der Stärke der Detektion und der Flussrichtung auswertet und somit eine Richtungsbestimmung ermöglicht. Werden von Seiten der Elektronik die Störungen minimiert, ist eine Frequenzanalyse geringerer Auflösung denkbar.

Damit kann die Echtzeitfähigkeit auch bei gleichzeitiger Auswertung mehrerer Echosignale gewährleistet werden.

Es ist außerdem im weiteren Verlauf Software zur Ansteuerung der haptischen Eingabegeräte zu entwickeln, die die Stärke der Detektion in eine entsprechende taktile Rückkopplung umsetzt. Langfristiges Ziel wird es sein, dem Chirurgen das Vorhandensein eines Gefäßes in der Art und Weise zurückzumelden, dass er dessen Position realistisch einschätzen kann.

Literatur

- [1] KÜBLER, B. ; GRUBER, R. ; JOPPEK, Ch. ; PORT, J. ; PASSIG, G. ; NAGEL, J.H. ; HIRZINGER, G.: Tactile Feedback for Artery Detection in Minimally Invasive Robotic Surgery-Preliminary Results of a New Approach. In: *IFMBE Proceedings of the 11th International Congress of the IUPESM* Bd. 25, 2009, S. 299–302
- [2] ZIMMER, M.: *Chirurgie, Orthopädie, Urologie*. Urban & Fischer, 2006
- [3] ROCHE DEUTSCHLAND HOLDING GMBH: *Roche Lexikon Medizin*. <http://www.gesundheit.de/lexika/medizin-lexikon>. – Abgerufen am 5.10.2011
- [4] DEUTSCHES ZENTRUM FÜR LUFT- UND RAUMFAHRT (DLR) E.V.: *MiroSurge - Telem Manipulation in minimally invasive surgery*. http://www.dlr.de/rm/en/desktopdefault.aspx/tabid-3835/6288_read-9047/. – Abgerufen am 30.9.2011
- [5] FORCE DIMENSION: *Force Dimension - Media - Resources*. <http://www.forcedimension.com/resources>. – Abgerufen am 7.10.2011
- [6] WINTERMANTEL, E. ; HA, S.-W.: *Medizintechnik - Life Science Engineering*. Springer, 2008
- [7] MILLNER, R.: *Ultraschall-Technik*. Physik-Verlag, 1987
- [8] SIEMENS AG: *Grundlagen der Sonographie (CD)*
- [9] KUTTRUFF, H.: *Physik und Technik des Ultraschalls*. S. Hirzel, 1988
- [10] EVANS, D. H. ; MCDICKEN, W. N.: *Doppler Ultrasound - Physics, Instrumentation and Signal Processing*. John Wiley & Sons, 2000
- [11] NEUERBURG-HÄUSLER, D. ; HENNERICI, M.: *Gefäßdiagnostik mit Ultraschall*. Thieme, 1999
- [12] BLOCK, B.: *Herz-Kreislauf-System*. Thieme, 2006
- [13] BAUER, K. ; ENKER, J.: *Herzklappenchirurgie - Ein Patientenratgeber*. Steinkopff, 2005
- [14] STEFFEL, J. ; LÜSCHER, T. F.: *Herz-Kreislauf*. Springer, 2011

-
- [15] ELCAT GMBH: *Die Dopplersonografie in der Gefäßdiagnostik*. http://www.elcat.de/download/public/public_downloads/doppler-sonographie.pdf. – Abgerufen am 1.8.2011
- [16] QNX SOFTWARE SYSTEMS: *QNX Neutrino RTOS*. <http://www.qnx.com/products/neutrino-rtos/neutrino-rtos.html>. – Abgerufen am 4.10.2011
- [17] RUCKDESCHEL, H.: *Microkernel Betriebssysteme Mach, L4, Hurd*. http://www4.informatik.uni-erlangen.de/Lehre/WS02/PS_KVBK/talks/folien-microkernel.pdf. Version: November 2002
- [18] GOLATOWSKI, F.: *Vorlesung Echtzeitbetriebssysteme*. <http://www.imd.uni-rostock.de/ma/gol/lectures/ezbs/slides/ezbs1.ppt>
- [19] BÄUML, B. ; HIRZINGER, G.: Agile Robot Development (aRD): A Pragmatic Approach to Robotic Software. In: *Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems October 9 - 15, 2006, Beijing, China, 2006*
- [20] ANGERMANN, A. ; BEUSCHEL, M. ; RAU, M. ; WOHLFARTH, U.: *Matlab - Simulink - Stateflow*. Oldenbourg, 2009
- [21] KRAMER, G.: *Skript zur Vorlesung Nachrichtentechnik 2*. 2011
- [22] ARENZ, P.: *Diskrete und Schnelle Fouriertransformation*. <http://www.math.uni-trier.de/~schulz/Prosem-0405/Arenz.pdf?id=13814>. Version: 2005. – Abgerufen am 4.10.2011
- [23] RIGOLL, G. ; MÜLLER, R.: *Skript zum Online-Praktikum Digitale Sprach- und Bildverarbeitung*
- [24] DANSK FANTOM SERVICE: *Flow Doppler Phantom*. http://www.fantom.dk/eu_bmf.htm. – Abgerufen am 29.9.2011