



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
Hamburg University of Applied Sciences

Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Fakultät Life Sciences

Entwicklung eines noninvasiven Systems zur Aufzeichnung und Analyse des Blutdruckverlaufs im Arm

Bachelorarbeit

Medizintechnik

vorgelegt von

Jens Plester-Buschschlüter



Hamburg

am 29. Juni 2017

1. Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Bernd Flick (HAW Hamburg)
2. Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Friedrich Ueberle (HAW Hamburg)

Hiermit erkläre ich, die vorliegende Arbeit selbstständig durchgeführt und keine weiteren Hilfsmittel und Quellen als die angegebenen genutzt zu haben.

Neuss, 29. Juni 2017

Jens Plester-Buschschlüter

Danksagung

Mein Dank gilt zu erst meinen beiden Gutachtern Herrn Prof. Dr. Bernd Flick und Herrn Prof. Dr. Friedrich Ueberle, ohne die diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre. Ich danke Ihnen für die Anregungen mit denen Sie mir sehr geholfen haben.

Auch bei Herrn Dipl.-Ing. Sakher Abdo möchte ich mich für seine Unterstützung und Ratschläge bedanken.

Meinen Eltern Sabine und Hans-Peter Plester-Buschschlüter und meinen Schwestern Nora und Hanna möchte ich danken, dass sie mir ermöglicht haben es überhaupt bis zur Erstellung dieser Arbeit zu schaffen.

Für die Korrektur und vor allem der moralischen Unterstützung bedanke ich mich bei Anna Rommerskirchen.

Inhaltsverzeichnis

Nomenklatur	II
Abbildungsverzeichnis	V
Tabellenverzeichnis	V
1 Aufgabenstellung	1
1.1 Motivation	1
1.2 Ziel dieser Arbeit	1
2 medizinische und technische Grundlagen	2
2.1 Kreislauf und Physiologie	2
2.1.1 Der Kreislauf	2
2.1.2 Strömungsmechanik im Gefäßsystem	3
2.2 Windkesseneffekt	6
3 Physikalische Grundlagen	7
3.1 invasive Messmethoden	7
3.2 Noninvasive Messmethoden	7
3.2.1 Oszillometrische Messung	7
3.2.2 auskultatorische Messung	9
3.2.3 CNAP Messung	9
4 Entwurf zur Umsetzung	10
4.1 Auswahl der Komponenten	14
4.1.1 Messkarte	14
4.1.2 Rotations-Membranpumpe	15
4.1.3 Drucksensor	15
4.1.4 Manschetten	15
4.2 Entwurf der Software	16
4.2.1 LabVIEW	16
4.2.2 Softwareablauf	17
5 Aufbau der experimentellen Messvorrichtung	19
5.1 elektronischer Aufbau	19

5.2	Aufbau der Software	20
5.2.1	Main	21
5.2.2	VI_EPUMP	24
5.2.3	VI_EAUF	24
5.2.4	VI_ESIG	25
5.2.5	VI_PA	26
5.2.6	VI_BF	27
5.2.7	VI_PULS	27
5.2.8	VI_SYS	28
5.2.9	VI_DIA	28
5.2.10	VI_ZPUMP	30
5.2.11	VI_ZAUF	30
5.2.12	VI_ZSIG	31
5.2.13	VI_VERG	32
5.2.14	VI_SFFT	33
5.2.15	VI_EFFT	33
5.2.16	VI_LIAN	34
6	Signalverarbeitung	36
7	Verifikation	44
8	Fazit und Ausblick	46

Abkürzungsverzeichnis

A	Amper
BD	Blutdruck
ca.	circa
CNAP	kontinuierliche nichtinvasive Blutdruckmessung
dB	Dezibel
DFT	diskrete Fourier-Transformation
FFT	schnelle Fourier-Transformation
FIR-Filter	finite impulse response filter
GUI	Graphical user interface
HG	Handgelenk
Hz	Herz
k	Kilo-
LabVIEW	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench
m	Milli-
mmHg	Millimeter Quecksilber
MOSFET	Metall-Oxid-Halbleiter-Feldeffekttransistor
NIBP	nichtinvasive Blutdruckmessung
OA	Oberarm
OOP	Objektorientierte Programmierung
Pa	Pascal
S/s	Samples per second
Tab.	Tabelle
V	Volt

vgl. vergleiche

VI Virtuelles Instrument

z.B. zum Beispiel

Abbildungsverzeichnis

1	Herzkreislaufsystem	3
2	Elektro-hydraulische Analogie	4
3	Druck- und Stropulsformen entlang des arteriellen Hauptrohrs bei einem jungen Erwachsenen.	5
4	Windkesselfunktion	6
5	Oszillometrische Blutdruckmessung mit stufenweiser Druckminderung	8
6	Entwurf des Systems zur Aufzeichnung des Blutdruckverlaufs mit zwei Manschetten	11
7	Entwurf des elektronischen Aufbaus	13
8	Anforderungen an die Messkarte	14
9	Flussdiagramm zum grundsätzlichen Softwareablauf	18
10	Elektronischer Aufbau des Systems	20
11	Ablaufplan der VI's und Sub-VI's	21
12	LabVIEW Haupt-VI main	23
13	VI_EPUMP	24
14	VI_EAUF	25
15	VI_ESIG	26
16	VI_PA	26
17	VI_BF	27
18	VI_PULS	28
19	VI_SYS	28
20	VI_DIA	29
21	VI_ZPUMP	30
22	VI_ZAUF	31
23	VI_ZSIG	31
24	VI_VERG	32
25	VI_SFFT	33
26	VI_EFFT	34
27	VI_LIAN	35
28	Verlauf der Signalverarbeitung	36
29	Signalverlauf ohne Verarbeitung	37
30	Kurve der Methode der kleinen Quadrate	38
31	Signalverlauf abzüglich der Kurve der Methode der kleinsten Quadrate.	39

32	Signalverläufe OA und HG gegenüber gestellt.	40
33	ausgeschnittener Blutpuls OA und HG	41
34	Amplitudenspektren der Fourier-Transformation des Blutpulses vom OA und HG	42
35	Amplitudenspektren der Hilbert-Transformation des Blutpulses vom OA und HG	43

Tabellenverzeichnis

1	Belegung der physikalischen Kanäle der Messkarte	19
2	Vergleich der Messwerte von dem Manometer AT8205 mit dem System	44
3	Vergleich zwischen Aponorm Basis mit dem System	45

1 Aufgabenstellung

Die Aufgabenstellung dieser Arbeit ist es, mithilfe zweier Drucksensoren am Arm den Blutdruckverlauf zu ermitteln.

Zur Realisierung wird der Druckverlauf über Blutdruckmanschetten, die sich am Oberarm und am Handgelenk befinden, aufgenommen. Die Druckveränderungen stellen Signale dar, welche mittels Fourier-Analyse in ihre verschiedenen Frequenzbestandteile zerlegt werden können. Mit der Laufzeit eines Pulses verändert sich die Form des Druckverlaufs und somit auch sein Frequenzspektrum. Die Drucksensoren sind mit einem Computer verbunden, auf dem LabVIEW installiert ist. LabVIEW zeichnet die Druckverläufe auf und verarbeitet sie anschließend. Auf der graphischen Oberfläche von LabVIEW sollen die Druckverläufe und das jeweilige Frequenzspektrum visualisiert werden.

1.1 Motivation

In den westlichen Industrienationen gibt es kaum eine Krankheit dessen Folgeerscheinungen mehr Tode verursacht als die Arteriosklerose. Dabei handelt es sich um eine Erkrankung des Arteriensystems und durch Bindegewebewucherungen oder intra- und extrazelluläre Einlagerungen entstehen. Aus einer Arteriosklerose können weitere Krankheiten entstehen, wie zum Beispiel ein Myokardinfarkt, die periphere arterielle Verschlusskrankheit oder der Schlaganfall. Diese Erkrankungen frühzeitig festzustellen wäre ein großer Gewinn für die Lebensqualität und -erwartung betroffener Personen. Man könnte durch dieses einfache und schnelle System bereits in einem früherem Stadium die pathologischen Veränderungen aufzeichnen und mit einer Therapie beginnen. Eine visionäre Anwendung für ein solches System wäre z.B. die Überwachung des Gefäßsystems von Astronauten, da sich dieses während des Aufenthalts in der Schwerelosigkeit erheblich verschlechtert[13].

1.2 Ziel dieser Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist es ein noninvasives System zur Aufzeichnung des Blutdruckverlaufs im Arm zu entwickeln. Dieses System sollte möglichst einfach und robust aufgebaut sein, um schädliche Einflussfaktoren zu minimieren und kostengünstig zu bleiben. Beides sind Faktoren welche das Produkt für Anwender interessant macht und für eine hohe Marktakzeptanz relevant sind. Es soll der genaue Blutdruckverlauf eines Herzschlags am Oberarm aufgezeichnet und anschließend mit dem Blutdruckverlauf am Handgelenk verglichen werden. Zuvor wird das Signal in seine Frequenzbestandteile zerlegt. Die abgebildeten Frequenzen sollen geschulten Medizinern ermöglichen pathologische Veränderungen zu diagnostizieren.

2 medizinische und technische Grundlagen

2.1 Kreislauf und Physiologie

2.1.1 Der Kreislauf

Der menschliche Körper besitzt ein Kreislaufsystem zur Versorgung der Zellen mit Nährstoffen, welche nicht allein durch Diffusion möglich ist. Dieses Kreislaufsystem wird vom Herzen angetrieben, weswegen es cardio-vasculäres System heißt. Das transportierte Medium ist das Blut, dass aus verschiedensten Bestandteilen zusammengesetzt ist. Diese sind Erythrozyten, Thrombozyten, Leukozyten, Blutplasma, verschiedene Proteine, Hormone und Botenstoffe. Durch den Transport kann der Austausch von Nährstoffen und Abfallprodukten in den Zellen aufrechterhalten werden. Das kardiovaskuläre System unterteilt sich in ein Hoch- und Niederdrucksystem oder den Lungen- und Körperkreislauf.

Hochdrucksystem: Das Hochdrucksystem besteht von der Aorta bis in die Arteriolen. Man nennt es Hochdrucksystem, weil der mittlere Druck, bestehend aus Systole (Austreibungsphase) und Diastole (Erschlaffungsphase), im Verhältnis höher ist als im Niederdrucksystem. In der Aorta und den aortanahen Arterien liegt der Druck im Schnitt bei 100 mmHg und verringert sich im Laufe der Ausbreitung bis auf ca. 40 mmHg in den Arteriolen.

Niederdrucksystem: Das Niederdrucksystem besteht von den Venolen bis zum Herzen. Es hat hauptsächlich eine Rückführ- und Reservoirfunktion und beinhaltet zwei Drittel der Blutmenge. Von den Arteriolen bis zu den Venolen sinkt der Druck bis auf 15 mmHg. In den Venen reduziert sich der Druck weiter auf nur noch 2-4 mmHg.

Lungenkreislauf: Der Lungenkreislauf geht vom Herzen bis zur Lunge und zurück. Er dient dem notwendigen Gasaustausch, bei dem CO_2 vom Blut in die Lunge abgegeben wird und O_2 ins Blut aufgenommen wird.

Körperkreislauf: Der Körperkreislauf geht vom Herzen zum Körper und zurück. Durch ihn findet die Versorgung der Zellen statt, es werden die Nährstoff in die Zellen abgegeben und die Abfallprodukte abtransportiert. Darüber hinaus erfolgt der Transport von Botenstoffen[3].

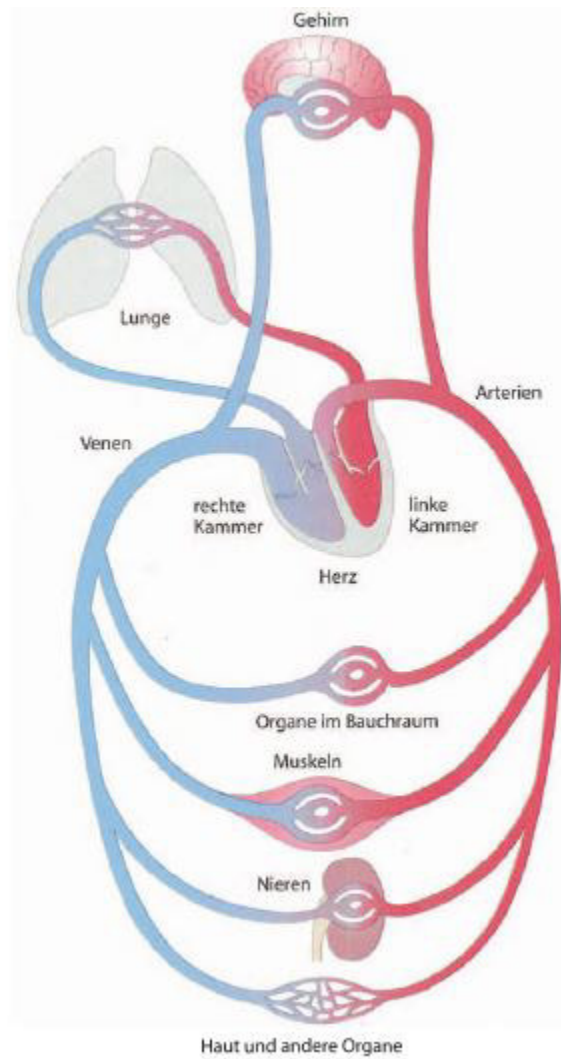


Abbildung 1: Herzkreislaufsystem[3]

2.1.2 Strömungsmechanik im Gefäßsystem

Um das Zustandekommen der Druckverhältnisse im Gefäßsystem zu betrachten, ist es nötig das Gefäßsystem als Ersatzschaltbild darzustellen. In einer ersten Näherung kann das Gefäß als starrer Behälter angenommen werden. Die Höhe des Behälters erzeugt den Druck, die Öffnung bildet den Strömungswiderstand und das ausfließende Medium ist der Volumenstrom. Analog dazu kann das Ohm'sche Gesetz verwendet werden, siehe Abb. 2.

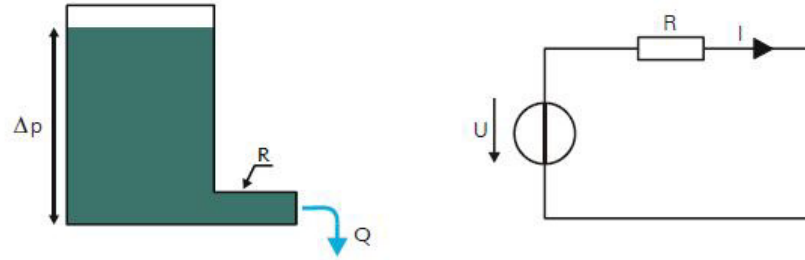


Abbildung 2: Elektro-hydraulische Analogie [16]

Der Druck zwischen zwei Punkten Δp ist die Spannung U , der Strömungswiderstand R ist ebenso bezeichnet und der Volumenstrom Q ist der elektrische Strom I . Mit dem Gesetz für den Volumenstrom (1), das nach ihren Entdeckern benannte *Gesetz von Hagen-Poiseuille*, lässt sich der Strömungswiderstand berechnen.

$$Q = \dot{V} = \frac{\Delta p}{R} = \frac{\Delta p \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot l} \quad (1)$$

In dieser Formel ist η die Viskosität des Blutes, r der Innenradius des Rohres und l die Länge ist. Hier sieht man leicht, dass der Radius, durch die 4. Potenz, im Gefäßsystem den maßgeblichen Einfluss ausübt. Die Fähigkeit der Gefäße ihren Radius zu ändern, wirkt sich in zwei Regelungsmechanismen aus. Zum einen ist das Gefäßsystem in der Lage einen konstanten Blutfluss aufrechtzuerhalten oder zum anderen einen konstanten Druck zu erzeugen. So wird über diese Mechanismen sichergestellt, dass in allen Bereichen des Körpers ein ausreichender Blutdruck herrscht, um die Organe und Muskeln zu versorgen. Der höchste Widerstand und folglich Druckabfall wird in den Arteriolen und kleinen Arterien aufgebracht. Aus diesem Grund heißen sie *“Widerstandsgefäße”*.

In einem zylindrischen Gefäß, wie es beispielhaft für ein Blutgefäß angenommen werden kann, können sowohl laminare Strömungen, als auch turbulente Strömungen auftreten. Die laminare Strömung hat ein parabolisches Strömungsprofil, das bedeutet die Flüssigkeitsmoleküle bewegen sich parallel zur Flussrichtung. In den konzentrischen Schichten herrscht die gleiche Flussgeschwindigkeit und die Schichten direkt an der Gefäßwand bewegen sich langsamer, als in der Mitte des Gefäßes. Bei einer turbulenten Strömung bewegen sich die Flüssigkeitsteilchen nicht parallel, sondern es kommt zu wirbeligen Vermischungen der Schichten. Dadurch verringert sich die Flussgeschwindigkeit deutlich. Die Strömung in den meisten Gefäßen ist nicht stationär, denn es kommt durch das Schlagen des Herzens zu Oszillationen. Zusätzlich sind Blutgefäße verzweigt und Blut ist eine heterogene (Nicht-Newton-)Flüssigkeit, wodurch die Strömungsbedingungen ständig geändert werden. Diese Einschränkungen erschweren die Anwendung des *Gesetzes von Hagen-Poiseuille*, für eine quantitative Abschätzung der Kreislaufphysiologie kann das Gesetz jedoch verwendet werden. Die Strö-

mung in den Blutgefäßen wechselt je nach Bedingungen von der laminaren in die turbulente Form. Wann diese Übergänge beider Strömungsverhalten entstehen wird über die dimensionslose Reynolds-Zahl (2) ermittelt. Entscheidend sind der Innendurchmesser $2r_i$, die Geschwindigkeit \bar{v} , die Dichte ρ und die Viskosität.

$$Re = 2r_i \cdot \bar{v} \cdot \frac{\rho}{\eta} \quad (2)$$

Wird der kritische Wert von 2000 - 2200 der Reynolds-Zahl überschritten, wandelt sich die laminare in die turbulente Strömung.

Der höchste Wert der erzeugten Druckpulse wird systolischer Blutdruck genannt und der niedrigste pulsatorische Druckwert am Ende des Druckzykluses diastolischer Blutdruck. Als physiologische Werte gelten bei einem Erwachsenen (20. - 40. Lebensjahr) für den systolischen Blutdruck ca. 120 mmHg und für den diastolischen Blutdruck ca. 80 mmHg. In der Aorta lässt sich nach der Systole eine Inzisierung erkennen (siehe Abb.3 Aorta asc.), diese markiert den Schluss der Aortenklappe. In den Arm- und Beinarterien ist diese Inzisierung durch die Tiefpasswirkung, der Dämpfung höherfrequenter Wellenanteile, der Gefäße nicht mehr zu erkennen, wie in Abb.3 verdeutlicht wird. Bis in die Beinarterien verändert sich der Druckpuls, dass die sogenannte Dikrotie (Doppelgipfeligkeit) messbar ist [4].

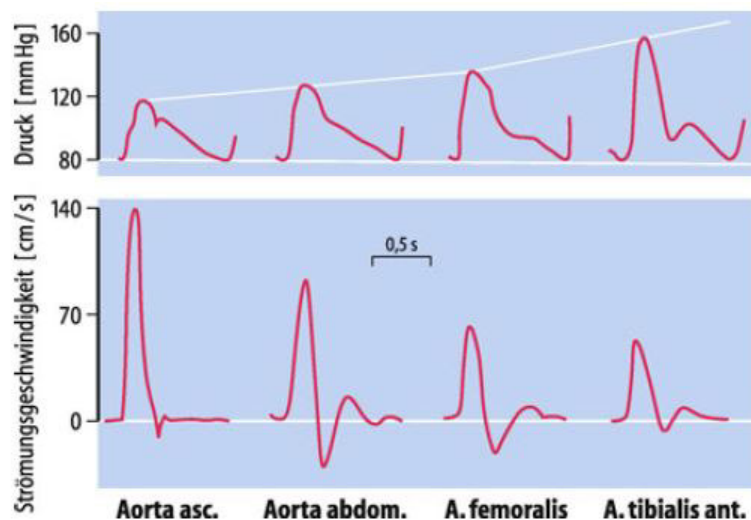


Abbildung 3: Druck- und Strompulsformen entlang des arteriellen Haupttrahrs bei einem jungen Erwachsenen. [14]

2.2 Windkesseneffekt

Jedoch sind die Gefäße des Menschen keine starren Rohre sondern elastisch, um die auftretenden Drücke aufzunehmen und weiterzuleiten. Der Windkesseneffekt beschreibt hierbei die Aufnahme des Drucks während einer Systole und die verzögerte Weiterleitung des Blutes. Dieser Effekt tritt vorwiegend in den herznahen Arterien und hauptsächlich in der Aorta auf. Bei einer Systole werden die Gefäßwände der Aorta gedehnt und Wandspannung durch die Ausdehnung erhöht. Sie nimmt somit potentielle Energie auf und speichert sie zwischen. In der diastolischen Phase wird die aufgenommene potentielle Energie wieder in kinetische Energie umgewandelt, was eine Glättung des pulsierenden Blutstroms erzeugt. Dadurch werden gefährliche Blutdruckspitzen und -täler abgefedert und es erfolgt ein Blutfluss während der Diastole. Der Windkesseneffekt ist jedoch nicht so stark ausgeprägt, dass er einen kompletten Herzzyklus glätten und zu einem Gleichstrom umformen kann. Es lassen sich noch Druckveränderungen erkennen, die eindeutig Systole und Diastole zugeordnet werden können.

Durch Arteriosklerose nimmt die Elastizität der herznahen Gefäße ab und erzeugt einen höheren Widerstand, der durch gesteigerte Pumparbeit kompensiert werden muss. Das Herz muss daher mehr leisten, was in einer Hypertrophie des linken Ventrikels mündet[13].

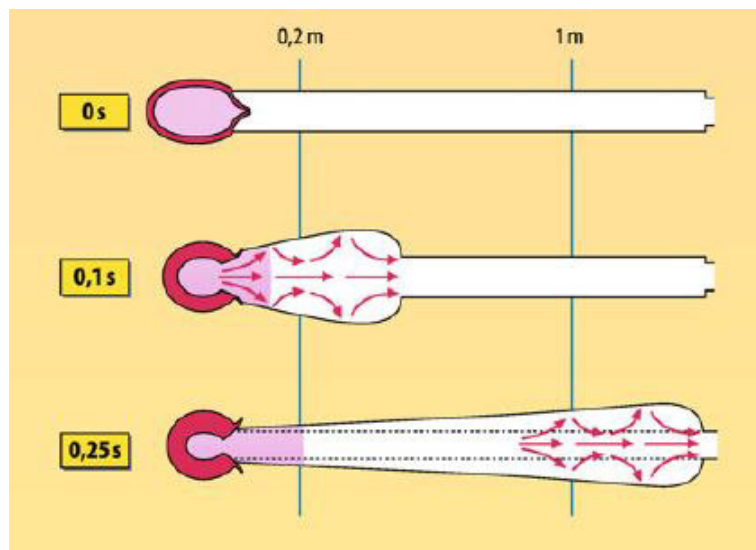


Abbildung 4: Windkesselfunktion [14]

3 Physikalische Grundlagen

3.1 invasive Messmethoden

Bei der invasiven Blutdruckmessung wird ein Katheter in das arterielle oder venöse Gefäßsystem eingeführt, um den Blutdruckverhältnisse im Hoch- oder Niederdrucksystem festzustellen. Die invasive Messmethode hat den Vorteil, dass Druckwerte in Echtzeit ermittelt werden können. Dadurch besteht die Möglichkeit zur Alarmierung, bei Über- oder Unterschreiten vorgegebener Grenzwerte. Allerdings ist die invasive Blutdruckmessung, trotz ihrer höheren Genauigkeit nicht immer gerechtfertigt, da eine Verletzung des Gewebes notwendig ist und somit stellt sie ein zusätzliches Infektionsrisiko dar. Die invasive Blutdruckmessung wird hauptsächlich in der Anästhesie eingesetzt.

Die Messkette für die invasive Blutdruckmessung besteht aus einem Katheter oder einer Kanüle, einem flüssigkeitsgefüllten Schlauchsystem, einem Druckwandler und einem Monitor. Den elektromechanische Druckaufnehmer gibt es in Ausführungen zum einmaligen oder mehrfachen Gebrauch. Der wiederverwendbare Druckaufnehmer besteht aus einem flüssigkeitsgefüllten Druckdom, der über eine Kunststoffmembran, direkt mit der Messfläche verbunden ist. Der Druckdom muss jedoch bei jedem Patienten ausgetauscht werden. Ein druckempfindlicher Sensor sendet bei Einmaldruckwandlern und wiederverwendbaren Ausführungen ein proportionales elektrisches Signal zum angelegten Druck. Die Messung ist eine Differenzdruckmessung zwischen dem Blutdruck und dem atmosphärischen Druck. Aus diesem Grund muss vor jeder Messung abgeglichen werden, um valide Ergebnisse zu bekommen[10].

3.2 Noninvasive Messmethoden

3.2.1 Oszillometrische Messung

Nahezu alle elektrischen Blutdruckmessungen werden heutzutage mittels der oszillometrischen Messung durchgeführt. Im Jahre 1909 verbesserte der französische Arzt MICHEL-VICTOR PACHON das Oszillometer, sodass ihm die Entdeckung der oszillometrischen Messmethode zugeschrieben wird. Er stellte fest, dass beim Ablassen des Manschettendrucks die Gefäßwände der Arterien anfangen zu schwingen, wenn sie den systolischen Blutdruck erreicht haben. Verschwinden diese Schwingungen liegt der diastolische Blutdruck an. Das konnte anhand eines mechanischen Instrumentes abgelesen werden. Heute werden die Oszillationen mit Druckaufnehmern elektronisch gemessen.

Es wird eine Manschette angelegt und auf 25-30 mmHg über den Bereich der erwarteten Systole aufgepumpt. Danach wird der Druck automatisch in 2-3 mmHg/s abgelassen. Sinkt der Druck in der Manschette unter den systolischen Blutdruck steigen die Schwingungsamplituden an. Sie erreichen beim mittleren arteriellen Druck (MAD) (3) ihr Maximum und werden anschließend wieder geringer.

$$MAD = \frac{2}{3} \cdot BD_{diast} + \frac{1}{3} \cdot BD_{syst} \quad (3)$$

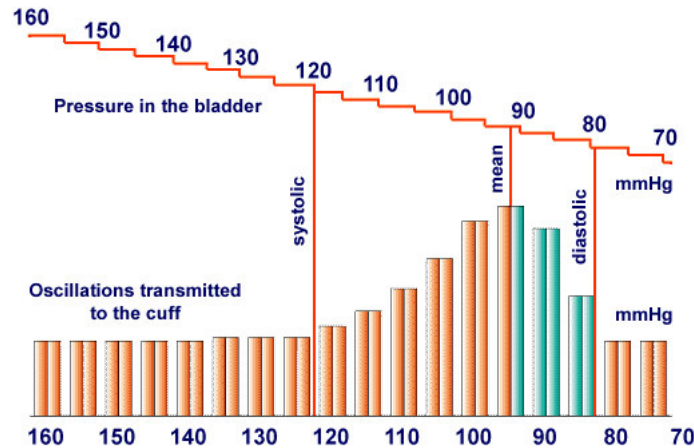


Abbildung 5: Oszillometrische Blutdruckmessung mit stufenweiser Druckminderung [5]

Nach dem systolischen Blutdruck sind lediglich schwache Oszillationen zu messen. Die Werte für die Systole und Diastole werden durch auf den Verlauf gelegte Hüllkurven ermittelt und sind somit berechnete Werte. In modernen Geräten ist die Artefakterkennung die wichtigste Voraussetzung für eine genaue Messung. Das wird unter anderem erreicht in dem der Druck in Stufen abgelassen wird. Auf die nächste Stufe wird erst nach der Identifikation von mindestens zwei aufeinander folgende Pulse gleiche Amplitude abgelassen. So kann verhindert werden, dass mechanische Störungen durch den Schlauch oder die Manschette das Messergebnis verfälschen. Einen wichtigen Einfluss hat der hydrostatische Druck, da die Blutdruckmessung sich auf die Herzhöhe bezieht. Daher ist penibel darauf zu achten, dass die Oberarm-Manschette auf Herzhöhe liegt und bei der Messung am Handgelenk, dieses ausreichend angehoben wird. Ansonsten entstehen Messfehler die ca. 7,5 mmHg pro 10 cm betragen. Verschiedene Studien haben gezeigt, dass die oszillometrische Blutdruckmessung am Handgelenk oft nicht ausreichend genau ist ($> \pm 5 \text{ mmHg}$) und es wird davon abgeraten solche Geräte im klinischen Bereich anzuwenden. Automatische Blutdruckmessgeräte die auf einen Finger gesteckt werden liefern noch schlechtere Ergebnisse. Es lassen sich jedoch auch Studien finden, die zu dem Ergebnis kommen, dass bestimmte Geräte für das Handgelenk valide Blutdruckwerte ausgeben. Hierzu hat die Deutsche Hochdruckliga e.V. eine Liste mit geprüften Messgeräten herausgegeben die ihren Anforderungen von $< \pm 10 \text{ mmHg}$ genügen [2, 11, 6, 12, 1].

3.2.2 auskultatorische Messung

Es gibt nur sehr wenige Blutdruckmessgeräte die eine auskultatorische Messung durchführen, diese nichtinvasive Blutdruckmessung erfolgt fast ausschließlich per Hand. Im Jahr 1896 entwickelte der italienische Arzt Riva-Rocci das Sphygmomanometer, das den systolischen Blutdruck erfassen konnte. Dabei wurde eine Manschette am Oberarm über den Blutdruck aufgepumpt und am Handgelenk kontrolliert ab welchem Zeitpunkt der Puls nicht mehr zu spüren war. Wenn der Druck in der Manschette langsam abgelassen wurde und der Puls wieder palpiert werden konnte, ist der systolische Blutdruck erreicht gewesen. Mit der Entdeckung des russischen Arztes Korotkoff konnte ab 1905 der diastolische Blutdruck ermittelt werden. Dieser hielt ein Stethoskop während des Aufpumpens und Ablassens an die Brachialarterie und konnte die charakteristischen Turbulenzgeräusche auskultieren. Nach ihm sind noch heute die *Korotkoff-Geräusche* benannt.

3.2.3 CNAP Messung

Die kontinuierliche nichtinvasive arterielle Blutdruckmessung (CNAP) ist das einzige kontinuierliche nichtinvasive Verfahren zur Blutdrucküberwachung. Der Blutdruck ist nicht immer konstant und kann sich unter Umständen schlagartig ändern. Die diskontinuierlich arbeitenden Blutdruckgeräte können diese Schwankungen nicht abbilden und nicht immer ist eine invasive Blutdruckmessung indiziert. Daher hat die österreichische Firma CNSystems das CNAP Patientenüberwachungssystem entwickelt. Das Patientenüberwachungssystem basiert auf dem *Penaz-Verfahren*, das auch als “vascular unloading technique” bekannt ist. Bei diesem Verfahren wird die Arterienwand am Finger entspannt gehalten. Das muss geschehen, da Vasokontraktionen und Vasodilatationen die Spannung der Arterienwand verändern und damit der gemessene Blutdruck vom tatsächlichen abweichen würde. In der Fingermanschette sitzt ein Infrarotsensor der die Volumenpulse aufzeichnen kann. Durch eine Rückkopplung zwischen der aufgepumpten Fingermanschette und dem Infrarotsensor, kann das optische Messsignal konstant gehalten werden. Der anzulegende Druck in der Fingermanschette, welcher das Signal konstant hält, entspricht so genau den Druckverhältnissen im Finger. In dem System von CNSystems befinden sich zwei benachbarte Fingermanschetten, die jeweils abwechselnd für maximal 30 Minuten den Finger okkludieren. Um die Venösenstauungen nicht zu lang aufrecht zu erhalten werden die Finger gewechselt. Es muss allerdings mit anderen nicht-invasiven Blutdruckmessungsmethoden (NIBP) Messungen zur Kalibration des CNAP-Verfahrens durchgeführt werden. Ein Vorteil der Kalibrationsmessungen ist die entstehende Unabhängigkeit des Sensors im Bezug auf die Herzhöhe [7, 10].

4 Entwurf zur Umsetzung

Der Entwurf beinhaltet drei trennbare Abschnitte, einen pneumatischen Abschnitt, einen elektrotechnischen Abschnitt und den Computer Hardware & Software Bereich.

Für den pneumatischen Abschnitt werden folgende Teile benötigt:

- zwei Manschetten, eine für den Oberarm und eine für das Handgelenk
- Druckluftschläuche zur Verbindung der pneumatischen Komponenten
- Schlauchverbinder

Für den elektrotechnischen Abschnitt:

- Drucksensor
- Druckquelle/Rotations-Membranpumpe
- Magnet-Ablassventil
- Hochpass- & Tiefpassfilter
- ggf. A/D Konverter
- Messkarte

Für den Computer:

- Computer mit *Windows 8.1* oder *10*
- LabVIEW

In Abbildung 6 ist eine vereinfachte Übersicht über die Vernetzung der Bereiche Pneumatik und Elektronik mit dem Computer. Die verschiedenen Verbindungen sind farblich getrennt dargestellt, sodass die Schläuche blau sind, die Kabel rot und die Softwareanbindung grün.

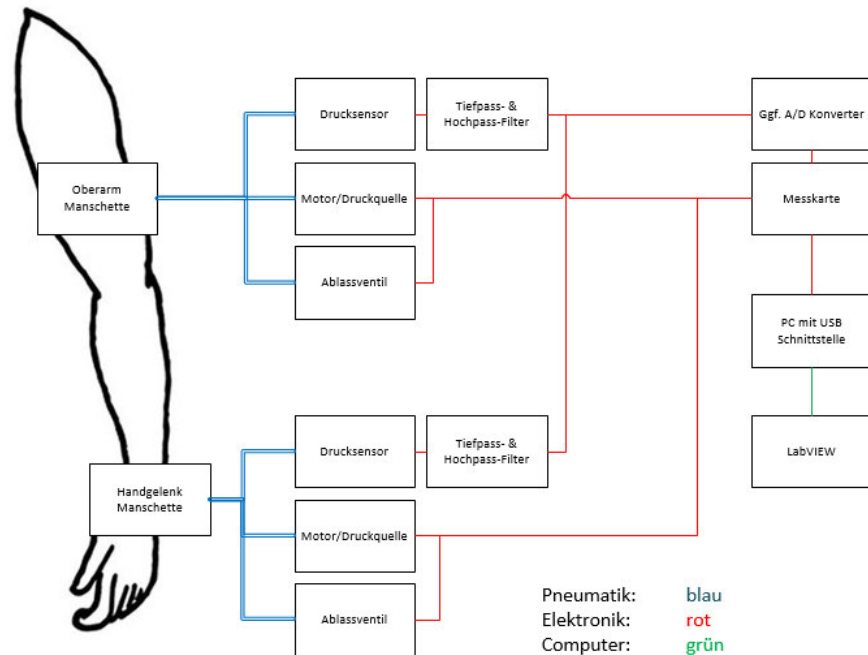


Abbildung 6: Entwurf des Systems zur Aufzeichnung des Blutdruckverlaufs mit zwei Manschetten

Die Abbildung 7 zeigt den geplanten elektrischen Aufbau des Messsystems. Die elektrische Schaltung wird über ein Labornetzgerät mit 3 V Gleichspannung versorgt. Zwei Rotations-Membranpumpen sind direkt an die Spannungsversorgung angeschlossen und parallel zu ihnen sind Schutzdioden platziert. Die Dioden dienen als Freilaufdioden zum Schutz der Schaltung vor Überspannung bei Schaltvorgängen. Wenn der Elektromotor, als induktive Gleichspannungslast, abgeschaltet wird entsteht durch Selbstinduktion der Spule ein Strom, der zu hohen Spannungsspitzen führen kann. Solche Spannungsspitzen mit > 200 V können die Schaltung beschädigen oder sogar zerstören. Die Schutzdiode sorgt dadurch, dass sie in Sperrrichtung zum Betriebsstrom angebracht ist, dafür dass der Strom zurück in den Elektromotor fließt. In dem Elektromotor wird die Spannungsspitze durch den ohm'schen Widerstand der Spule in Wärme transformiert [8].

Mit den Transistoren sollen die Elektromotoren nach Bedarf an- bzw. abgeschaltet werden können. Als Transistoren sollen selbstsperrende n-Kanal MOSFETs (Metall-Oxid-Halbleiter-Feldeffekttransistoren) verwendet werden, da sie spannungsgesteuert sind und keinen Strom zum Schalten benötigen, wie bipolare Transistoren. Der digitale Ausgang der Messkarte wird nur wenige mA Strom zur Verfügung stellen können, was nicht genügt um einen bipolar Transistor durchschalten zu können. Bei der Ansteuerung des Transistors soll dieser jedoch durchschalten, um die Pumpe mit ausreichend Strom zu versorgen. Damit nach dem Anlegen der Gatespannung und dessen Abschaltung das erzeugte elektrische Feld wieder abgebaut werden kann, muss ein Widerstand zwischen Gate und Ground platziert werden. Ansonsten würde ohne den Widerstand der MOSFET weiterhin leitend bleiben. Jedoch sorgt dies für eine relativ langsame Schaltgeschwindigkeit

im Vergleich zu anderen Transistoren. In diesem System kann dies allerdings vernachlässigt werden, da der Elektromotor nicht im kHz-Bereich genutzt werden soll.

Die Drucksensoren werden lediglich an die Spannung und Ground des Labornetzgerätes angeschlossen. Der positive Ausgang des Sensor soll danach an einen invertierenden Verstärker angeschlossen werden. Der invertierende Verstärker wird ebenfalls über das Labornetzgerät gespeißt und verstärkt das an den invertierenden Eingang angeschlossene Signal des Drucksensors. Der Verstärkungsfaktor aus Formel (4) soll (-)100 betragen, daraus ergibt sich beispielsweise für den vorgeschalteten Widerstand (R_1) $1\text{k}\Omega$ und den rückgekoppelten Widerstand(R_2) $100\text{k}\Omega$, wie man aus der Formel (5) entnehmen kann.

$$V_U = -100 = -\left(\frac{R_2}{R_1}\right) \quad (4)$$

$$R_2 = 100 * R_1 \quad (5)$$

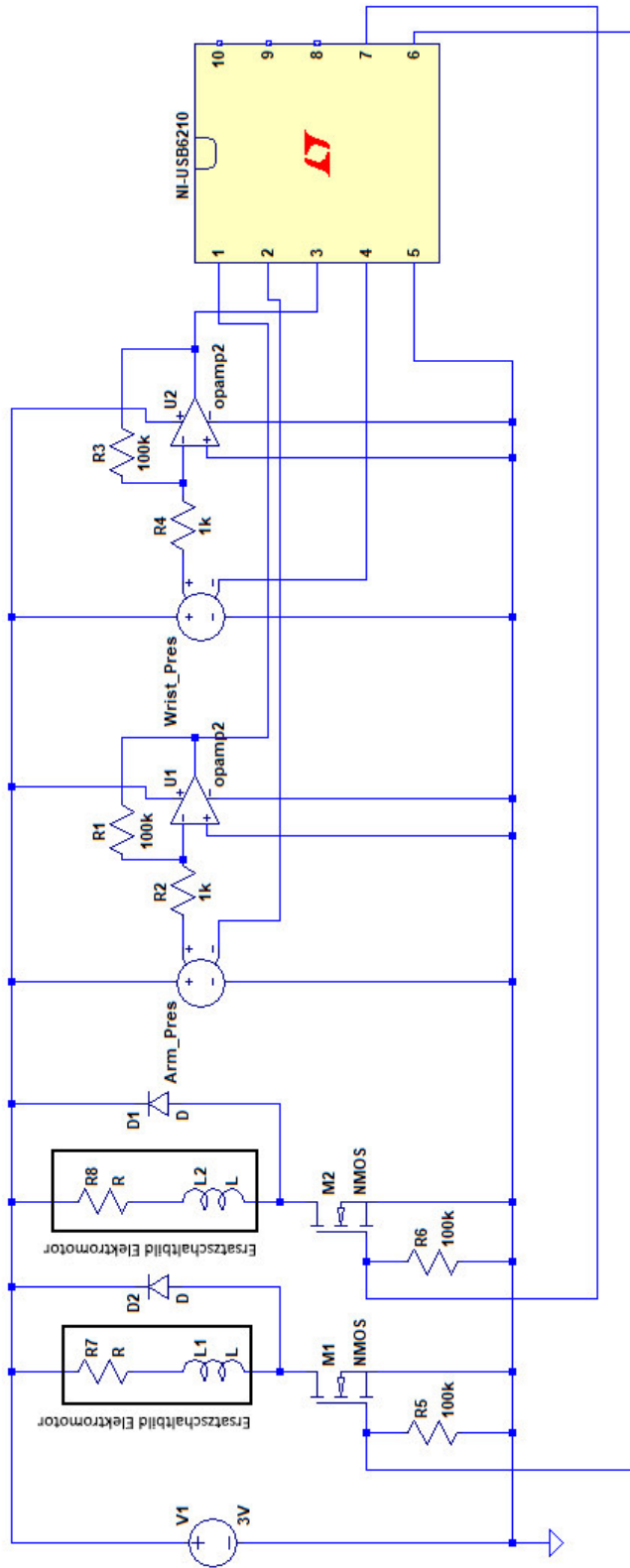


Abbildung 7: Entwurf des elektronischen Aufbaus

4.1 Auswahl der Komponenten

Die folgenden Unterkapitel beschreiben alle nötigen technischen Anforderungen und teilespezifischen Angaben über die zu verbauenden Bauteile, um das System aus Kapitel 5.1 erstellen zu können.

Die Entscheidung über die Komponentenwahl wurde jeweils anhand der in den Laboren vorhandenen Teile und Geräte, der Kompatibilität untereinander und der Verfügbarkeit über die bekannten Distributoren, wie Conrad oder Reichelt, getroffen.

Eine Zusammenfassung über die verwendeten Komponenten samt Schaltplan kann in Kapitel 5.1 eingesehen werden.

4.1.1 Messkarte

Um eine geeignete Messkarte zu wählen müssen die Anforderungen im Vorhinein klar definiert sein. Die Messkarte sollte über einen USB-Anschluss abzugreifen sein, damit das System nicht an einen Computer gebunden ist. Es müssen ausreichend viele Schnittstellen vorhanden sein, in den ersten Überlegungen sollten die zwei Rotations-Membranpumpen und die Ablassventile der Manschetten über Transistoren geschaltet werden können. Dafür sind vier Digitalausgänge nötig. Für die Drucksensoren sind zwei Analogeingänge mit einer Abtastrate von mehr als 1 kS/s und einer Genauigkeit unter 1 mV Voraussetzung. Zusätzlich soll die Messkarte mit den verbreiteten WINDOWS Betriebssystemen kompatibel sein und die Software für die Datenerfassung auf einem WINDOWS 10 Computer geschrieben werden.

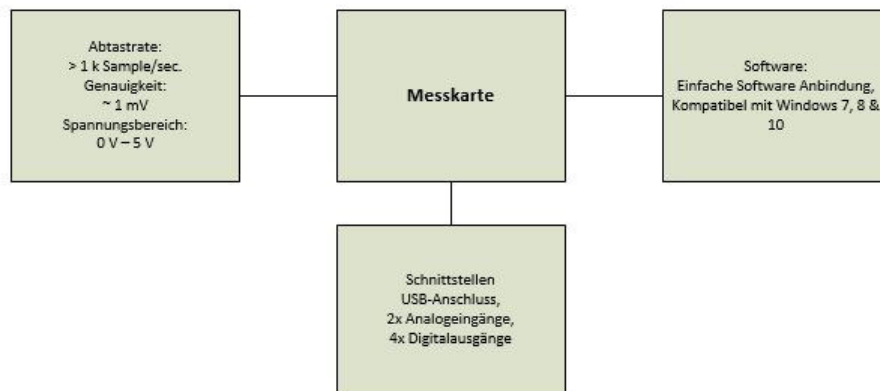


Abbildung 8: Anforderungen an die Messkarte

Deshalb ist die Auswahl auf die *NI USB-6210* von NATIONAL INSTRUMENTS gefallen, da dieses Multifunktions-Datenerfassungsgerät über alle Anforderungen verfügt. Die *NI USB-6210* besitzt 16 Analogeingänge mit 16 bit Auflösung und einer Abtastrate von maximal 250 kS/s. Der Spannungsbereich der Analogeingänge beträgt mindestens $\pm 200\text{ mV}$ und maximal $\pm 10\text{ V}$, wobei die Genauigkeit im kleinsten Spannungsbereich bei

0,088 mV und im größten Spannungsbereich bei 2,69 mV liegt. Das heißt, dass die eingespeisten Signale genügend verstärkt werden müssen, um möglichst valide Messdaten zu erhalten. Die Speisung der Messkarte erfolgt über die USB-Schnittstelle, worüber ebenfalls die Messdaten gesendet werden. Darüberhinaus stellt NATIONAL INSTRUMENTS ihr grafisches Programmiersystem *LabVIEW* bereit, welches mit allen aktuellen WINDOWS-Versionen kompatibel ist und ebenfalls unter LINUX und MACOS arbeitet.

4.1.2 Rotations-Membranpumpe

Die Rotations-Membranpumpe muss mindestens einen Druck von 200 mmHg erzeugen können. Das ist nötig um die Oberarm- und Handgelenkmanschette so stark aufpumpen zu können, dass die Arteria brachialis bei physiologischen systolischen Blutdruckwerten vollständig okkludiert ist. Dafür wurde die Rotations-Membranpumpe *SP V 3DC12B RO-D* von SCHWARZER PRECISION gewählt. Die Pumpe kann bis zu 500 mbar erzeugen, was umgerechnet ca. 375 mmHg entspricht, damit liegt die *SP V 3DC12B RO-D* 87,5% über den Anforderungen. Und sie liefert bei 100 mbar Druck noch einen Volumenstrom von 0,54 l/min. Als Betriebsspannung werden 3 V Gleichspannung benötigt und die maximale Stromaufnahme beträgt 350 mA.

4.1.3 Drucksensor

Als Drucksensor wurde der *MPX53GP* von der Firma FREESCALE SEMICONDUCTOR ausgewählt. Dieser lässt sich wie die die Rotations-Membranpumpe bei 3 V betreiben und hat einen Druckbereich von 0 – 50 kPa, was einem Druck von ca. 375 mmHg entspricht. Der *MPX53GP* ist nicht temperaturkompensiert und misst gegenüber dem Vakuum im Inneren des Sensors. Die Ausgangsspannung liegt mit einem typischen Offset von 20 mV zwischen 20 mV und 80 mV, das bedeutet die Empfindlichkeit beziffert sich auf 1,2 mV/kPa. Und die Antwortzeit t_R auf eine Druckänderung ist mit 1 ms angegeben.

4.1.4 Manschetten

Es werden zwei Manschetten mit unterschiedlichen Größen benötigt, die erste Manschette wird am Oberarm angebracht und die zweite am Handgelenk. Um genaue Ergebnisse zu erhalten muss die richtige Manschetten Größe gewählt werden, da eine zu große oder zu kleine Manschette eine der häufigsten Fehlerquellen bei der Blutdruckbestimmung ist. Die AMERICAN HEART ASSOCIATION geben an, dass 83% der Fehlerhaften Messungen auf die falsche Wahl der Manschettengröße zurückzuführen ist. Die ideale Größe einer Manschettenblase sollte ca. 40% der Länge der Extremität betragen, also eine Breite von 40% haben, und 80% des Umfangs betragen, was zu einem Länge-zu-Breite Verhältnis von 2:1 führt. Um die passende Größe für einen durchschnittlichen Erwachsenen Wählen wurde ein Umfang von 34cm angenommen. Die ausgewählte Manschette für den Oberarm ist die erwachsenen Manschette mit einem Schlauch und einem angegeben zulässigen

Armumfang von 29-41cm von HEINE OPTOTECHNIK. Für das Handgelenk werden üblicherweise Manschetten verwendet die in das Blutdruckmessgerät integriert sind, um dieses Problem wurde eine Manschette verwendet, die für den Einsatz am Oberarm von Kindern konzipiert ist. Die angenommene Größe des Umfangs am Handgelenk ist 18cm, daher wurde die Kindermanschette von HEINE OPTOTECHNIK auserwählt. Sie hat einen bestimmten Armumfang von 13-20cm [15].

4.2 Entwurf der Software

4.2.1 LabVIEW

Die Entwicklungsumgebung LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) von NATIONAL INSTRUMENTS verwendet die grafische Programmiersprache G und basiert auf dem Datenflusskonzept. In dieser Arbeit wurde LabVIEW 2016 Version 16.0 zum Programmieren der Software benutzt. Unter grafischer Programmierung versteht man, dass der Quellcode, der die Programmlogik enthält, durch ein Blockdiagramm dargestellt wird. Das Blockdiagramm ähnelt dabei einem Flussdiagramm. In der Bedienoberfläche, dem *Frontpanel*, werden Eingabelemente über Verbindungsleitungen mit Ausgabelementen verknüpft. Zwischen den Elementen können die Daten allerdings über Funktionen be- oder verarbeitet werden.

Um eine bessere Übersicht in dem *Frontpanel* zu gewährleisten, da idealerweise ein Blockdiagramm lediglich eine "Computerbildschirmbreite" aufweist, sollten Programmierabschnitte zu virtuellen Instrumenten (VI) zusammengefasst werden. In LabVIEW sind bereits einige VIs vorprogrammiert, wie beispielsweise komplexe mathematische Operationen oder Analyseverfahren für Signale. Es ist sogar möglich in VIs weitere VIs (*Sub-VIs*) zu implementieren. Diese Verschachtelung von VIs kann dabei beliebig komplex werden. Besonders sich wiederholende Funktionen oder Programmierabschnitte sollten in VIs zusammengefügt werden, um die Programmierung zu erleichtern. Ein VI ist immer aus zwei Komponenten, dem *Frontpanel* und dem Blockdiagramm, aufgebaut. Durch das Platzieren von Bedien- und Anzeigeelementen im Blockdiagramm werden gleichzeitig die entsprechenden Elemente auf dem *Frontpanel* erstellt und umgekehrt. Die Elemente und VIs können nach Bedarf im Blockdiagramm angeordnet werden ohne das *Frontpanel* zu beeinflussen.

In LabVIEW existiert die Möglichkeit Kontrollstrukturen, wie z.B. *For-* und *While-Schleifen*, *Case-* und *Ereignisstrukturen*, zu verwenden. Es können darüber hinaus die üblichen Datentypen, wie z.B. numerische Konstanten, Boolean oder Strings erzeugt und zu Arrays¹ und Clustern² zusammengefasst werden.

Die *objektorientierte Programmierung (OOP)* ist in LabVIEW zusätzlich möglich und kann ähnlich wie in anderen Programmiersprachen verwendet werden. Die OOP basiert auf dem Prinzip der *Datenkapselung*, bei dem *Methoden* (Funktionen) und *Attribute* (Eigenschaften) in *Klassen* zusammengefügt werden. Dadurch

¹Arrays beinhalten nur Daten des gleichen Typs.

²Cluster können verschiedene Datentypen enthalten.

lassen sich wiederholende Programmabschnitte schneller in den Quellcode einfügen und das Warten und Bearbeiten bestehenden Codes wird vereinfacht[17].

4.2.2 Softwareablauf

Der grundsätzliche Softwareablauf des main-Programms ist:

1. Die analogen Eingänge und digitalen Ausgänge müssen jeweils einem definierten *Task*³ zugewiesen werden.
2. Die OA (Oberarm)-Manschette wird bis zu einem Wert aufgepumpt, der über dem systolischen Blutdruck liegt.
3. Der Druck in der OA-Manschette wird abgelassen und der Blutdruckverlauf wird aufgezeichnet.
4. Der MAD wird ausgerechnet, damit die OA- und HG (Handgelenk)-Manschette über den MAD aufgepumpt werden. Da in der Region des MAD die stärksten Oszillationen detektiert werden können.
5. Die OA- und HG-Manschetten werden über den MAD aufgepumpt.
6. Der Druck in beiden Manschetten wird abgelassen und der Blutdruckverlauf wird aufgezeichnet
7. Es wird ein Blutpuls ausgewählt, ausgeschnitten und aufbereitet.
8. Der Signalverlauf wird auf der Bedienoberfläche (GUI)⁴ visualisiert.

³In einem *Task* werden virtuelle Kanäle, sowie Takt-, Trigger und andere Einstellungen einem Messprojekt zugewiesen. Ein Task beinhaltet also alle Parameter einer Messung oder Signalerzeugung.

⁴Graphical user interface

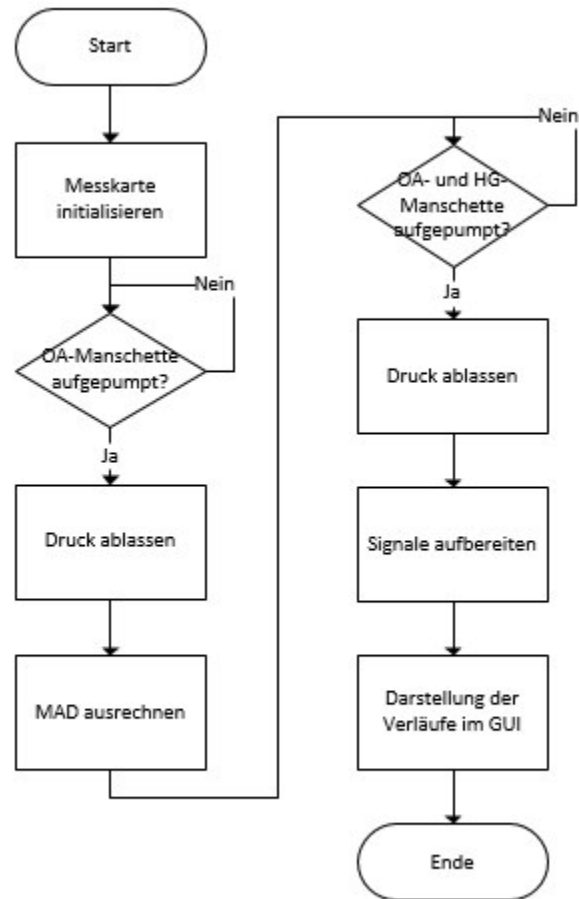


Abbildung 9: Flussdiagramm zum grundsätzlichen Softwareablauf

5 Aufbau der experimentellen Messvorrichtung

In diesem Kapitel werden die Anforderungen und ausgewählten Komponenten aus Kapitel 4 zusammengefügt. Da kein Magnet-Ablassventil über die gängigen Distributoren bezogen werden konnte, wurde auf dieses verzichtet und stattdessen ein handbetriebener Dreiwegehahn verwendet. Der ausgewählte Dreiwegehahn *Discofix* von B.BRAUN wird normalerweise zur Infusionstherapie eingesetzt.

5.1 elektronischer Aufbau

Der elektronische Aufbau ist in Kapitel 4 beschrieben. Wobei es zu Anpassungen vom Entwurf zum experimentellen Aufbau gekommen ist. Der invertierende Verstärker wurde entfernt, da er nicht den gewünschten Effekt hatte, ein weniger verrauschtes Signal zu erzeugen, durch die Vergrößerung des Spitze-Tal-Wertes. Außerdem verkomplizierte der negative Spannungswert die Programmierung.

Die physikalischen Anschlüsse der Messkarte NI-USB6210 aus Abb.10 sind vereinfacht dargestellt, die detaillierte Belegung kann in 1 nachvollzogen werden.

phy. Kanal	
NI-USB6210	Verbindung
5	Masse
6	OA MOSFET
7	HG MOSFET
15	OA Sensor +
16	OA Sensor -
17	HG Sensor +
18	HG Sensor -

Tabelle 1: Belegung der physikalischen Kanäle der Messkarte

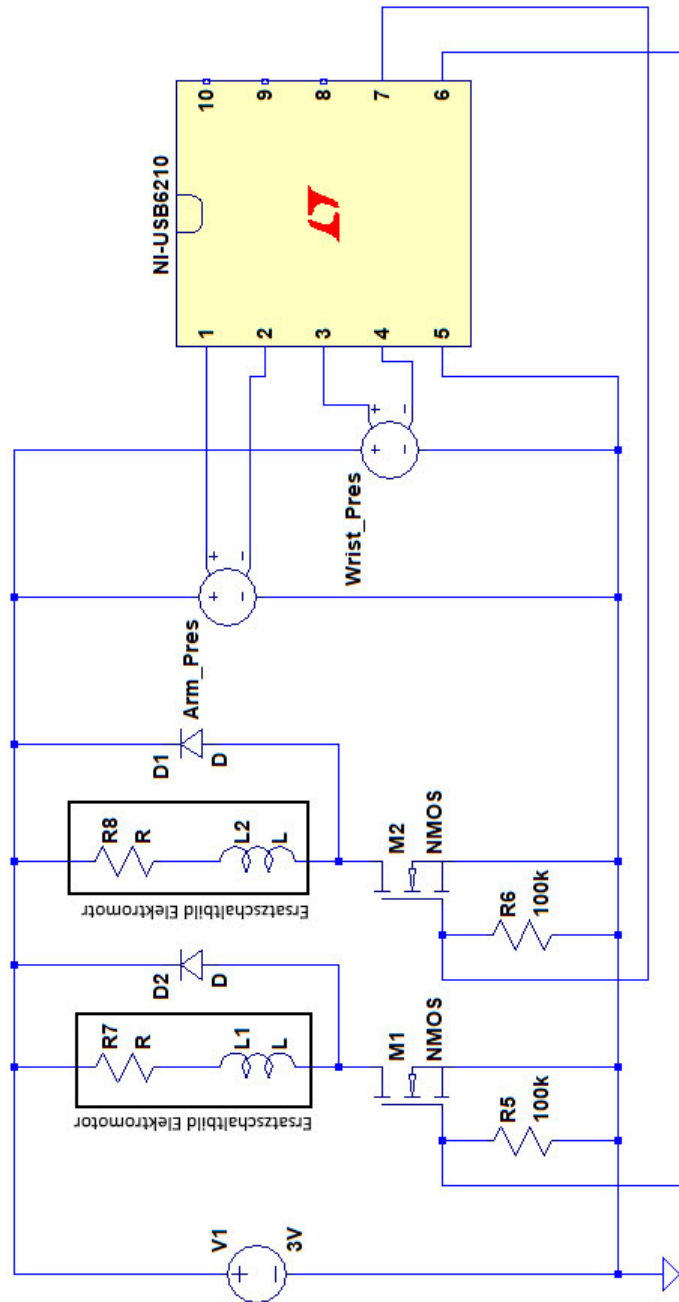


Abbildung 10: Elektronischer Aufbau des Systems

5.2 Aufbau der Software

Im Anhang befindet sich ein detaillierter Ablaufplan der vollständigen Software. Die Hierarchie der programmierten VI's und Sub-VI's, ohne die von LabVIEW zur Verfügung gestellten, ist in Abbildung 11 beschrieben. In dem main-VI steht der Quellcode des Programms und die VI's VI_EPUMP bis VI_ZSIG werden direkt aus dem main-VI aufgerufen. Aus den VI's VI_ESIG und VI_ZSIG heraus werden zusätzlich weitere Sub-

VI's aufgerufen. Jeder Versatz bedeutet also, dass eine niedrigere Hierarchiestufe beginnt. Der Ablauf der zur Orientierung eingefügten Abbildung 11 ist von oben nach unten und von links nach rechts.

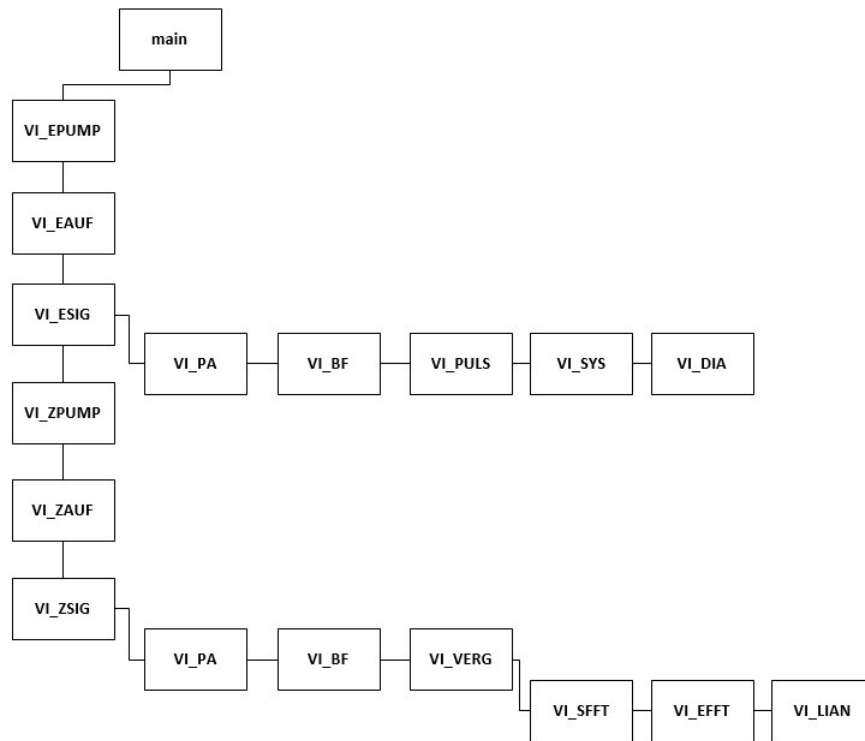


Abbildung 11: Ablaufplan der VI's und Sub-VI's

5.2.1 Main

Das main-VI enthält den gesamten Quellcode des LabVIEW Programms. Als erstes werden die Tasks für das Lesen und Schreiben über die Messkarte initialisiert. Dev1/ai0 und Dev1/ai1 sind die vorgegebenen Bezeichnungen für die physikalischen Kanäle und die analogen Eingänge, über die das Spannungssignal der Drucksensoren aufgezeichnet wird (siehe Abbildung 12). Die Standardeinstellung für die ersten vier Kanäle der Messkarte NI USB-6210 ist die differentielle Messung, daher belegt Dev1/ai0 die physikalischen Kanäle 15 (positiver Eingang) und 16 (negativer Eingang) und Dev1/ai1 die physikalischen Kanäle 17 (positiver Eingang) und 18 (negativer Eingang). Sie müssen als ein Task zusammengefasst werden, da nicht zwei Tasks parallel Messwerte aufnehmen können. Als Sample-Takt wurden kontinuierlich 1000 S/s gewählt, da es bei höheren Sampleraten über 30 Sekunden zu Pufferüberläufen kam und damit zu Fehlermeldungen. Außerdem kann so ohne Rechenaufwand von den erfassten Samples auf die vergangene Zeit geschlossen werden. Der Eingangspuffer wurde mit einer Größe von 10k S/s festgelegt. Die digitalen Ausgänge haben die Bezeichnungen Dev1/port1/line0 und Dev1/port1/line1. Nach der Initialisierung müssen die Tasks über den Befehl *Task starten* gestartet werden, sodass die Ein- und Ausgänge der Messkarte Signale aufzeichnen oder Zu-

stände ausgeben können. Die Tasks der analogen Eingänge und der erste digitale Ausgang werden zu einem Cluster verbunden, da es übersichtlicher ist möglichst wenige Verbindungsleitungen zu gebrauchen. Die folgenden VI's sind in den nächsten Unterkapiteln genau beschrieben. Die Abfolge lautet in einer Kurzform, die Manschette wird in *VI_EPUMP* aufgepumpt, in *VI_EAUF* das Signal aufgezeichnet und in *VI_ESIG* das Signal aufbereitet für die visuelle Ausgabe. Nach dem VI *VI_ESIG* werden auf den *Frontpanel* der Ausgabewert des Pulses in min^{-1} und die Werte der Systole, Diastole und des MAD in *mmHg* angezeigt. Anschließend starten die VI's *VI_ZPUMP* zum zweiten Aufpumpen, *VI_ZAUF* für die zweite Aufnahme und *VI_ZSIG* für die zweite Aufbereitung der Signale. Hinter dem *VI_ZAUF* werden alle Tasks gelöscht und die digitalen Ausgänge bekommen nochmals den Befehl auf *false* gesetzt zu werden, um zu verhindern, dass bei einem Fehler die Rotations-Membranpumpen weiterhin aktiv sind. Abschließend werden durch das VI *VI_ZSIG* die Ampiltudenspektren der FFT und die Signalverlaufsgraphen von Oberarm und Handgelenk auf dem *Frontpanel* visualisiert.

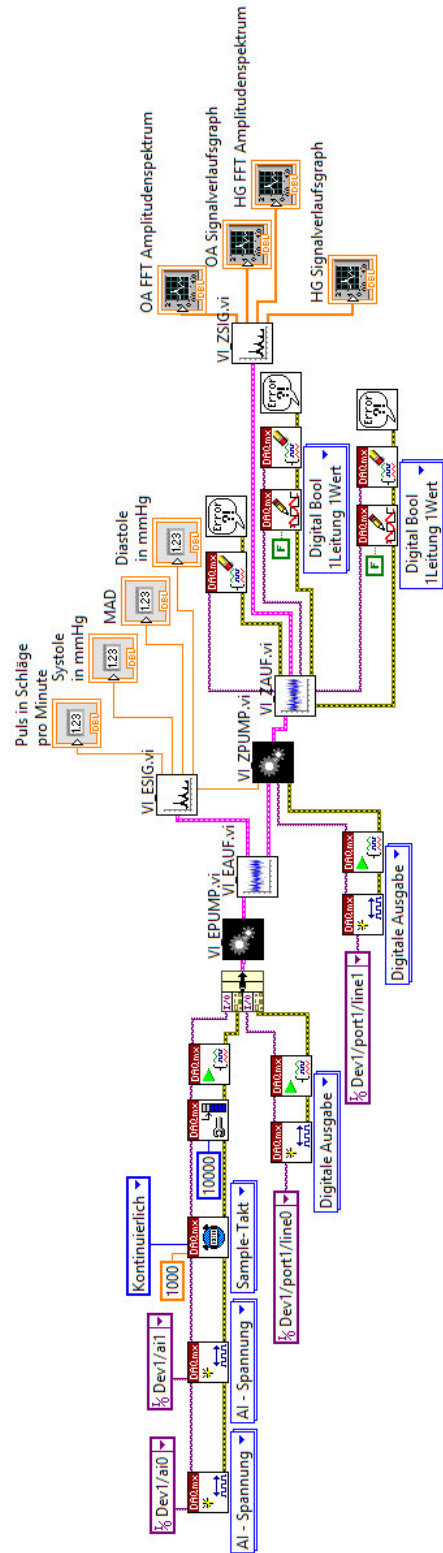


Abbildung 12: LabVIEW Haupt-VI main

5.2.2 VI_EPUMP

Das VI VI_EPUMP ist verantwortlich für das Aufpumpen der Oberarm-Manschette auf einen Wert von 180 mmHg . Die Eingangswerte in diesen Cluster sind die Tasks der analogen Eingänge und der digitale Ausgang Dev1/port/line0 mit ihren Fehlerclustern. Sie führen in eine while-Schleife, die bis zum Erreichen des Wertes $0,0488 \text{ mV}$, ausgeführt wird. Diese Spannung ergibt sich aus der Formel (6).

$$U_{EPUMP} = \frac{180 \text{ mmHg}}{7,5 \frac{\text{mmHg}}{\text{kPa}}} * 1,2 \frac{\text{mV}}{\text{kPa}} + 0,02 \text{ mV} (\text{Offset}) = 0,0488 \text{ mV} \quad (6)$$

In der Schleife wird bei jedem Schleifendurchlauf geprüft, ob der Druckwert in der Oberarm-Manschette den vorgeschriebenen Wert erreicht hat. Aus dem VI DAQmx - Lesen wird ein Array ausgegeben mit den Messdaten beider Drucksensoren. Es wird jedoch lediglich der neuste Werte des Oberarms benötigt und mit dem vorgegeben Spannungswert verglichen, ob dieser größer oder gleich diesem Wert ist. Das VI DAQmx - Schreiben erhält den bool'schen Wert *true*, damit der MOSFET durchschaltet und die Rotations-Membranpumpe arbeitet. Nach Erreichen der Spannung wird die Schleife verlassen, der schreibende Digitalausgang erhält den Wert *false* und die Tasks werden wieder zum Ausgangscluster zusammengefügt (siehe Abbildung 13).

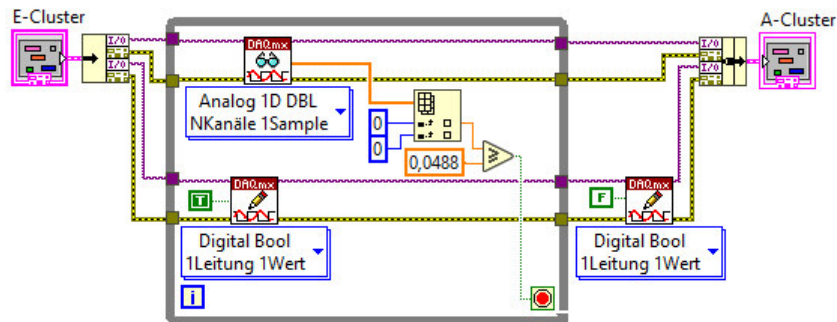


Abbildung 13: VI_EPUMP

5.2.3 VI_EAUF

Das VI VI_EAUF zeichnet die Messdaten der Oberarm-Manschette auf und reicht sie weiter an das nächste VI. Die Messung erfolgt in einer while-Schleife über einen Zeitraum von 10.000 ms oder bis die Stoptaste betätigt wird. Im Programmierungsprozess hat sich gezeigt, dass der Messzeitraum von 10 s ausreichend ist, um von einem Druck in der Manschette über dem des systolischen Blutdruck (BD) unter den diastolischen BD zu gelangen. Aus den eingegangenen Messdaten wird mit Hilfe eines Schieberegisters ein Cluster (A-SV) erzeugt. Das Cluster enthält den Startzeitpunkt $t_0 = 0 \text{ ms}$ der Messung, den Abstand zwischen den Messungen $dt = 0,001 \text{ s}$ und die Messdaten als eindimensionales Array (folgend 1D-Array). Nach der Messung wird der Task der analogen Eingänge gestoppt und mit dem anderen Task zum Ausgangscluster verbunden (siehe

Abbildung 14).

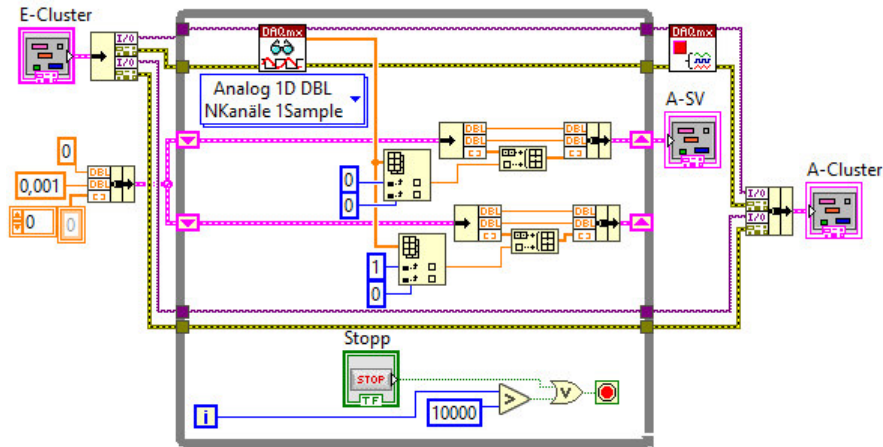


Abbildung 14: VI_EAUF

5.2.4 VI_ESIG

Der Eingangscluster ist der A-SV-Cluster (vgl. Unterkapitel 5.2.3). Als erstes wird dieser Cluster in seine Datentypen aufgeteilt und die Messdaten über einen *Butterworth-Filter* 1. Ordnung (Tiefpass) mit einer unteren Grenzfrequenz von 20 Hz aufbereitet. In Kapitel 6 ist eine genaue Erklärung dieses Filters. Anschließend wird in dem VI VI_PA eine Polynomannäherung 4. Ordnung durchgeführt, die im nächsten Unterkapitel beschrieben ist. Danach werden die ersten 0,2 s gelöscht, da durch das Abschalten der Pumpe Vibrationen erzeugt werden, die das Messsignal in diesem Bereich unbrauchbar machen. Als nächstes erfolgt die Aufbereitung der Messdaten mittels des in Kapitel 5.2.5 beschriebenen VI's VI_BF. In dem VI VI_PULS (Kapitel 5.2.6) wird der Puls pro Minute bestimmt. Die VI's VI_SYS und VI_DIA ermitteln danach den systolischen und diastolischen Blutdruck, aus denen der MAD gebildet wird. Als Rückgabewerte in das main VI agieren der Puls, die Systole, die Diastole und der MAD. Der Entwurf sah vor den MAD als Referenz zum Aufpumpen der Manschetten zu verwenden, allerdings erwies sich dies als nicht praktikabel. Aufgrund dessen wurde auf die Systole zurückgegriffen. Sie wird in mV an das VI VI_ZPUMP weitergegeben. Die Signalverlaufsgraphen dienen der Überprüfung der Messdaten und werden nicht an das nächste VI weitergegeben (siehe Abbildung 15).

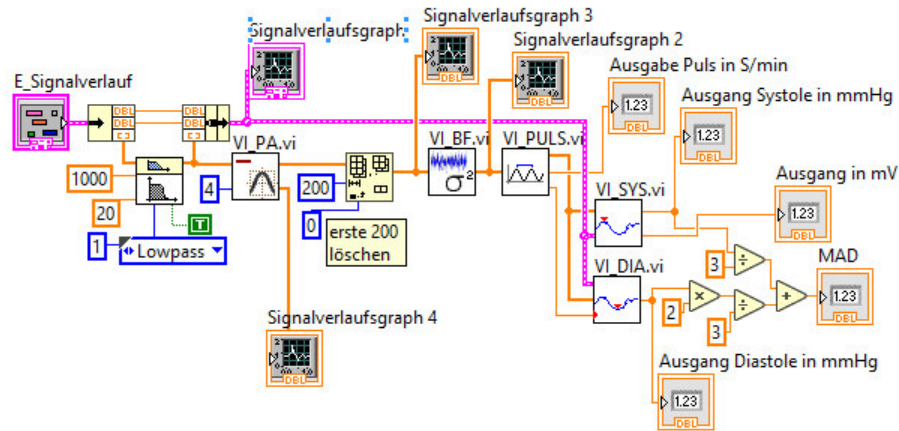


Abbildung 15: VI_ESIG

5.2.5 VI_PA

In diesem VI wird mit der Methode der kleinsten Quadrate ein Polynom erzeugt, das möglichst genau den Signalverlauf abbildet und von dem Signalverlauf subtrahiert wird. Das Polynom 4. Ordnung hat durch diese Methode nahezu den Verlauf der Undichtigkeit des Systems. Wird das Polynom nun von den Messdaten abgezogen entsteht ein relativ linearer Signalverlauf. Das ist nötig, da kein Ablassventil gefunden wurde und somit die Undichtigkeit herausgerechnet werden kann. Das LabVIEW VI der Polynom-Anpassung benötigt zur Berechnung des Polynoms die Y-Werte, die durch die Messdaten dargestellt werden, und die X-Werte. Die X-Werte sind der jeweilige Index des Arrays. Da aus dem Index des Arrays nicht einfach ein weiteres Array erzeugt werden kann und die Polynom-Anpassung ein Eingangsarray voraussetzt, muss das Array "künstlich" erzeugt werden. Für die X-Werte wird eine For-Schleife benutzt, die so oft ausgeführt wird wie das Messdaten-Array Indexeinträge besitzt. Jeder Schleifendurchlauf wird durch 1000 geteilt und durch ein Schieberegister in das resultierende Array geschrieben (vgl. Abbildung 16). Das Ausgangsarray beinhaltet die linearisierten Messdaten, ohne die in Kapitel 5.2.7 und 5.2.13 keine Spitzenwerterkennung für Signalverläufe durchgeführt werden könnte.

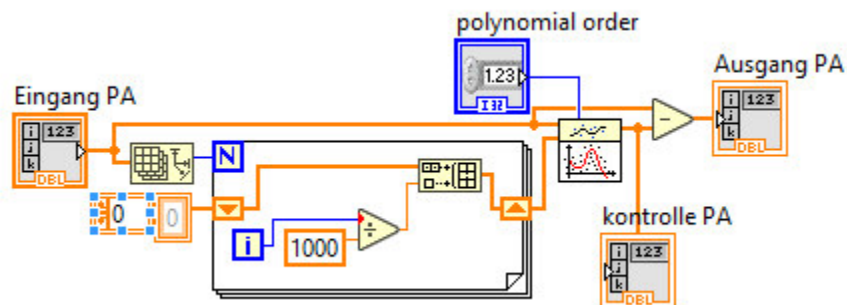


Abbildung 16: VI_PA

5.2.6 VI_BF

Trotz des Butterworth-Filters 1. Ordnung ist das Messsignal verrauscht, daher werden die Messdaten mit einem Binominalfilter 5. Ordnung gefaltet (siehe Abbildung 17). Die Anzahl der Durchläufe der For-Schleife entscheidet sich durch die Länge des Eingangsarrays. Der Binominalfilter hat eine Länge von 5 Messpunkten und kann daher nicht die ersten 4 Messdaten berücksichtigen. Deswegen werden bei Schleifendurchläufen kleiner-gleich 4 die Messdaten nicht verändert und die Verbindungsleitung ohne Veränderung durch die Case-Struktur geführt. Ab dem 5. Messpunkt bildet die Schleife den gewichteten gleitenden Mittelwert des Messsignals, aus Formel (7).

$$m_{BIN}(t-1) = \frac{1}{16}(t) + \frac{1}{4}(t-1) + \frac{3}{8}(t-2) + \frac{1}{4}(t-3) + \frac{1}{16}(t-4) \quad (7)$$

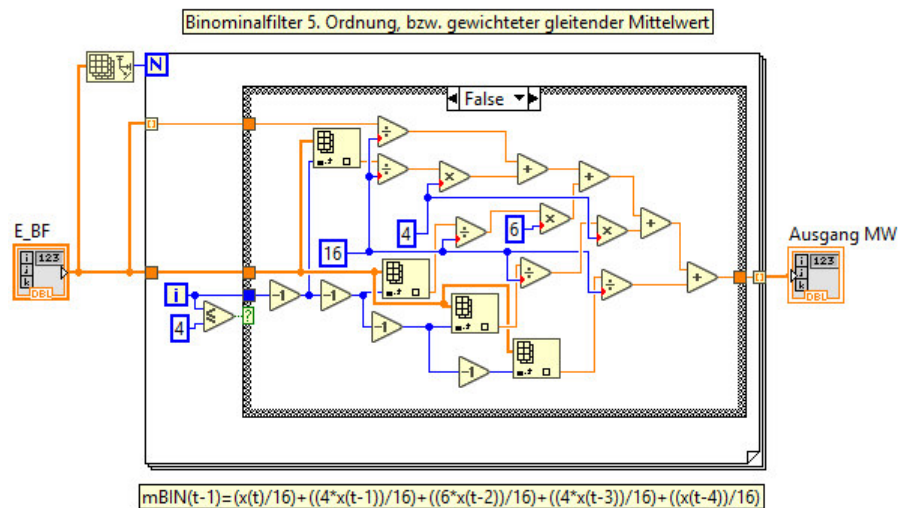


Abbildung 17: VI_BF

5.2.7 VI_PULS

Dieses VI berechnet anhand der detektierten Peaks den Puls und gibt den Puls in min^{-1} und als dt in ms zurück. Das VI, welches die Spitzenwerte erkennen kann, hat als Eingang den Datentyp Signalverlauf und muss deswegen von einem Array zum Signalverlauf geändert werden. Zum Aufspüren der Spitzenwerte wurde ein Schwellwert von 0 mV und eine Peak-Breite von 400 ms ausgewählt. Bei großen Artefakten funktioniert diese Erkennung jedoch nicht. Danach wird aus den Positionen der Peaks über ihre Anzahl der Mittelwert gebildet. Aufgrund der spontanen Herzfrequenzvariabilität kann der Abstand zwischen zwei aufeinander folgenden Herzschlägen nicht genutzt werden, da der Fehler zu groß sein kann. Anschließend wird der Wert in min^{-1} umgerechnet und ausgegeben (vgl. Abbildung 18).

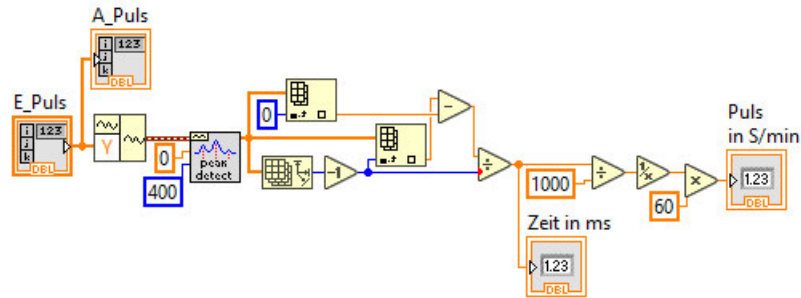


Abbildung 18: VI_PULS

5.2.8 VI_SYS

Mittels des „VI_SYS“ wird der systolische Blutdruck bestimmt. Während des Programmierprozesses ist der erste Peak häufig der höchste bzw. aussagekräftigste gewesen, daher wird dieser erste Peak zur systolischen Blutdruckbestimmung herangezogen. In Kapitel 3.2.1 wird der erwartete Verlauf der Oszillationen gezeigt. Durch die For-Schleife wird die Position des höchsten Messwertes ermittelt, allerdings lediglich über 1200 ms, was einem mindestens detektierbaren Puls von 50 min^{-1} entspricht. Ist der indizierte Wert des Arrays kleiner als der gespeicherte bleibt der gespeicherte Wert erhalten. Nachdem die Position ermittelt wurde, werden die vorher abgezogen 200 ms auf die Position addiert. Dies ist erforderlich, da aus dem ursprünglichen Signalverlauf der Messwert verwendet werden muss, um die Spannung zu erhalten. Als letztes wird der Spannungswert, in mmHg umgerechnet, ausgegeben (siehe auch Abbildung 19).

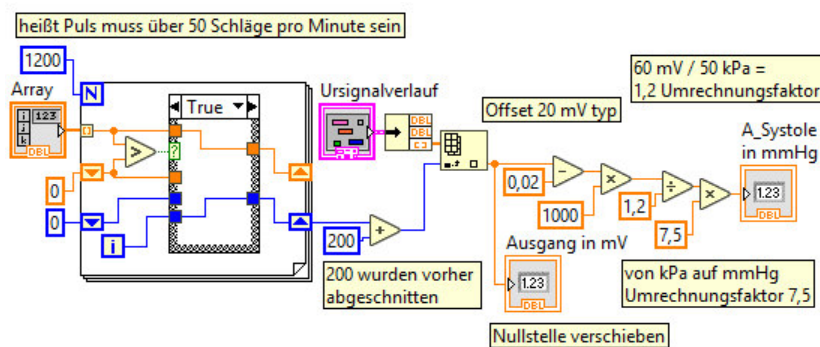


Abbildung 19: VI_SYS

5.2.9 VI_DIA

In diesem VI wird der diastolische Blutdruck ermittelt und in mmHg ausgegeben. Die Spitzenwerterkennung läuft identisch ab, wie im vorherigen Unterkapitel (Unterkapitel 52.9). Allerdings werden die Schleifendurchläufe durch die Länge des Eingangsarrays begrenzt und in die For-Schleife wird die Position des letzten erkannten Spitzenwerts übergeben.

Damit der neue niedrigste Wert übergeben wird, müssen folgende drei Bedingungen erfüllt sein:

1. Der Messwert aus dem indizierten Array muss kleiner sein, als der gespeicherte Messwert.
2. Der Index des Messwerts muss größer sein, als der letzte erkannte Peak.
3. Der Index des Messwerts muss kleiner sein, als der letzte erkannte Peak plus die ermittelte Pulsbreite aus dem VI_PULS.

Danach wird die Position und der Spannungswert, wie im vorherigen Unterkapitel festgestellt (vgl. Abbildung 20).

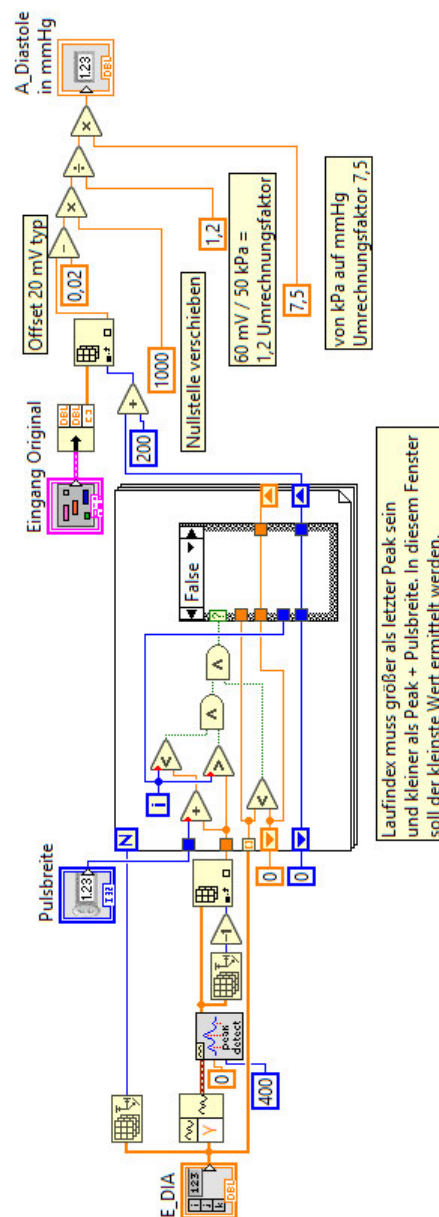


Abbildung 20: VI_DIA

5.2.10 VI_ZPUMP

Das VI VI_ZPUMP verhält sich ähnlich wie das VI VI_EPUMP aus Kapitel 5.2.2. Jedoch mit den Unterschieden, dass die While-Schleife die Stoppbedingung hat, dass die Oberarm-Manschette auf den systolischen Blutdruck plus 0,003 mV und die Handgelenk-Manschette auf den systolischen Blutdruck aufgepumpt sein müssen. Diese Werte haben sich aus Versuchen während des Programmierungsprozesses ergeben und gehen aus der Undichtigkeit des Systems hervor. Nach Beendigung der Schleife werden die schreibenden digitalen Ausgänge der OA- und HG-Manschette auf den bool'schen Wert „false“ gesetzt. Abschließend werden die Tasks in ein Ausgangscluster gebündelt, wie aus Abbildung 21 hervorgeht.

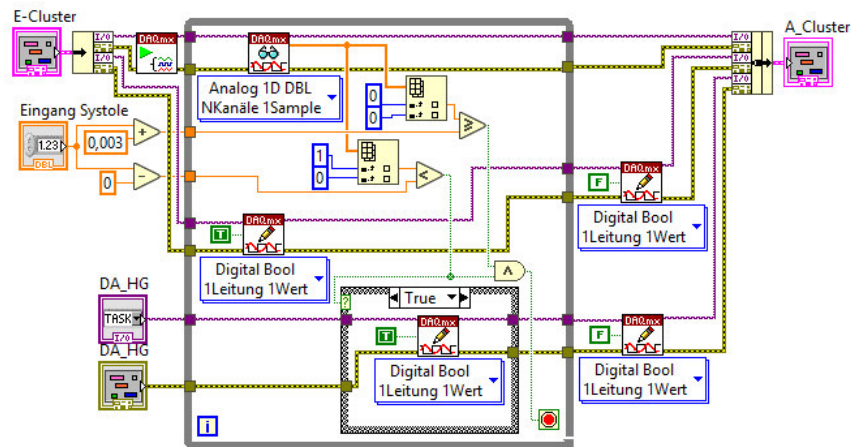


Abbildung 21: VI_ZPUMP

5.2.11 VI_ZAUF

Dieses VI hat einen ähnlichen Ablauf, wie das VI_EAUF. Eine *flache Sequenzstruktur* wurde über den Aufzeichnungsprozess gelegt und die Stoppbedingung der While-Schleife sind als 5000 Schleifendurchläufe definiert. Das entspricht einer fünf Sekunden langen Messung. Danach werden die Messdaten beider Manschetten an ein Ausgangscluster übergeben und jeder Task einzeln aus dem VI geführt (siehe Abbildung 22).

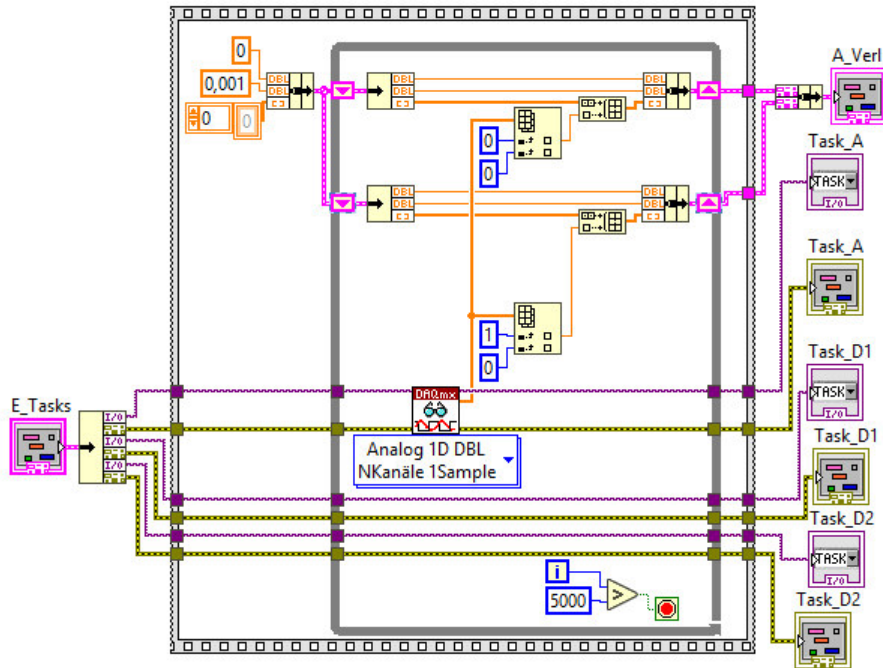


Abbildung 22: VI_ZAUF

5.2.12 VI_ZSIG

Das VI VI_ZSIG hat für OA- und HG-Manschette die identischen Verarbeitungsschritte und Sub-VI's, wie bereits in VI_ESIG, aus Unterkapitel 5.2.4, dargelegt. Es bereitet die die Signalverläufe der beiden Messpunkte auf. und schneidet sie zu. Zusätzlich durchlaufen die verarbeiteten Messdaten das VI VI_VERG (Kapitel 5.2.13) und werden abschließend an das Haupt-VI main weitergeleitet. Die Signalverlaufsgraphen 5 und 6 existieren zur internen Kontrolle der Messsignale (vgl. Abbildung 23).

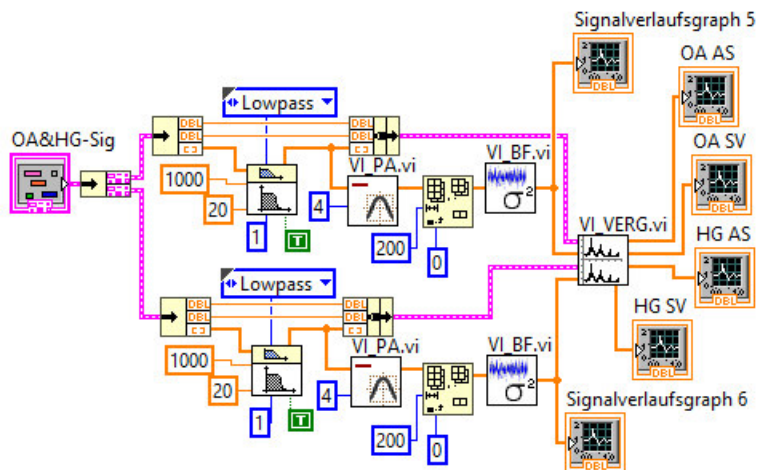


Abbildung 23: VI_ZSIG

5.2.13 VI_VERG

Mit dem VI_VERG wird die angestrebte Fast Fourier-Transformation durchgeführt und neben dem zugeschnittenen Messsignal an das VI VI_ZSIG zurückgegeben. Als erstes erfolgt eine Spitzenwerterkennung mit einem Schwellwert von 0,05 mV und einer Breite von 200 ms. Die erkannten Spitzenwerte werden mit dem Messsignal aus VI_ZSIG als Arrays in die beiden Sub-VI's VI_SFFT und VI_EFFT geführt. Danach erfolgt mit den Rückgabewerten aus den Unterprogrammen ein Zuschneiden in die genaue Länge eines Pulses. Der resultierende Signalverlauf wird ein letztes mal aufbereitet, bevor die FFT erfolgt. Darüber hinaus wird eine Hilbert-Transformation durchgeführt, welche jedoch nur in dem VI selbst visualisiert wird (siehe Abbildung 24).

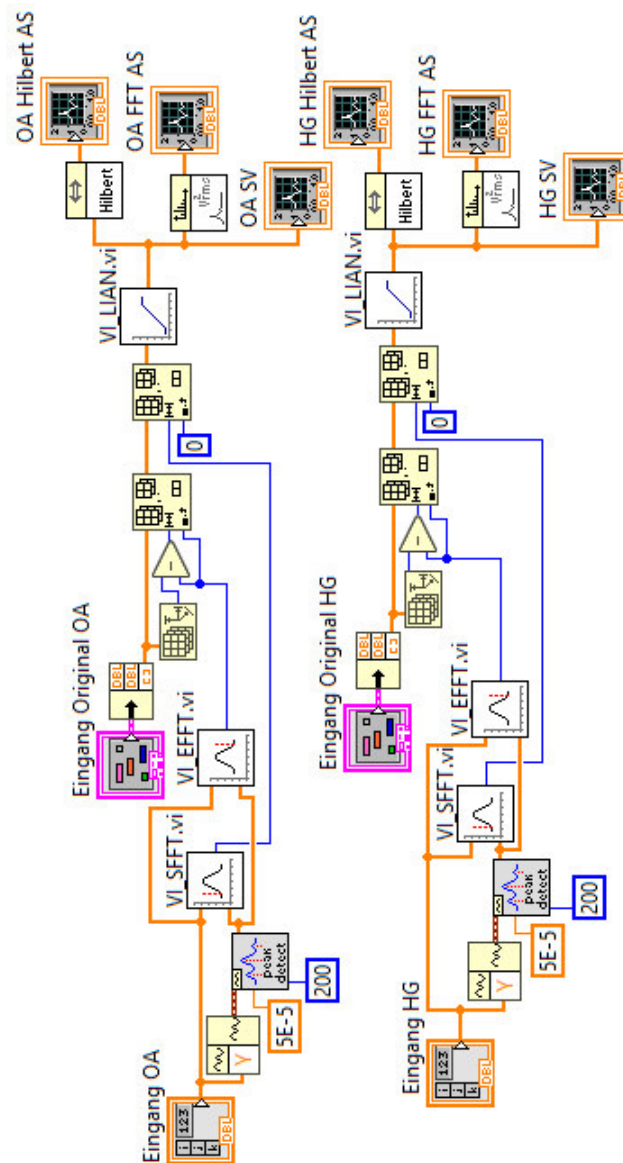


Abbildung 24: VI_VERG

5.2.14 VI_SFFFT

Das VI VI_SFFFT ermittelt den Beginn eines Blutpulses und gibt abschließend den Index des aufgezeichnet Messsignals an das VI VI_VERG zurück. Dafür wird eine For-Schleife bis zum Erreichen des ersten Peaks ausgeführt. Dabei läuft das Array mit den Messdaten indiziert und nicht indiziert in die Schleife. Das Schieberegister, welches das Minimum speichert, muss vor dem Start größer sein als der erwartete Startpunkt, da ansonsten der kleinste Wert nicht gefunden wird. Jedoch obliegt das Minimum der Bedingung, dass 50 ms später ein Wert größer als mindestens + 0,1 mV anliegen muss. Damit gewährleistet werden kann, dass eine Steigung von mindestens $2 \frac{mV}{s}$ erreicht wird, welche sich aus Formel (8) ergibt. Ansonsten wird der Messwert nicht gespeichert. Parallel wird mit einem zweiten Schieberegister der Index des Arrays übertragen. Nach der Ermittlung des Indexes müssen 200 ms hinzuaddiert werden, da diese in dem VI VI_ZSIG abgezogen wurden (vgl. Abbildung 25).

$$m = \frac{\Delta y}{\Delta x} = \frac{0,0001V}{0,05s} \quad (8)$$

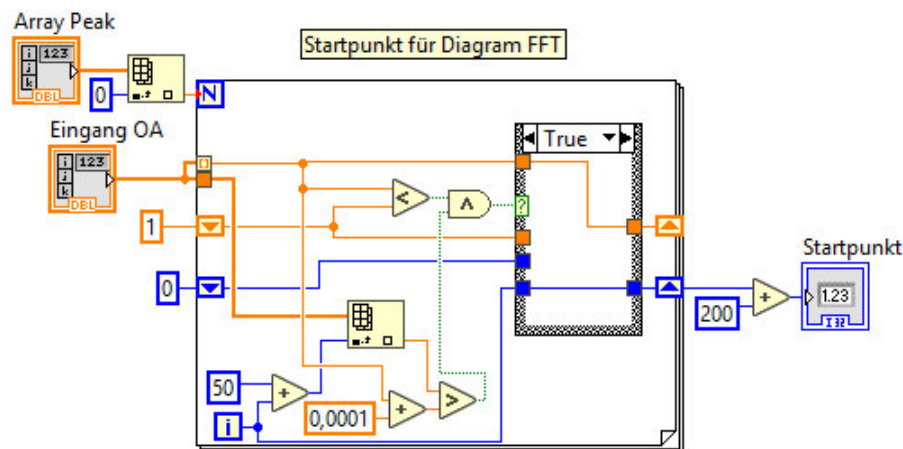


Abbildung 25: VI_SFFFT

5.2.15 VI_EFFT

Das VI VI-EFFT arbeitet ähnlich wie das VI VI_SFFFT, mit dem Unterschied, dass die For-Schleife bis zum zweiten Spitzenwert läuft und eine zusätzliche Bedingung erfüllt werden muss. Damit nicht der gleiche wie in VI_SFFFT ermittelte Startpunkt als Ergebnis zurückgegeben wird, muss der Index des Messwerts größer sein, als der erste eingelesene Peak. Darüber hinaus gibt es keine Veränderungen. Der Rückgabewert ist der Endpunkt eines Blutpulses und geht an das VI VI_VERG (siehe Abbildung 26).

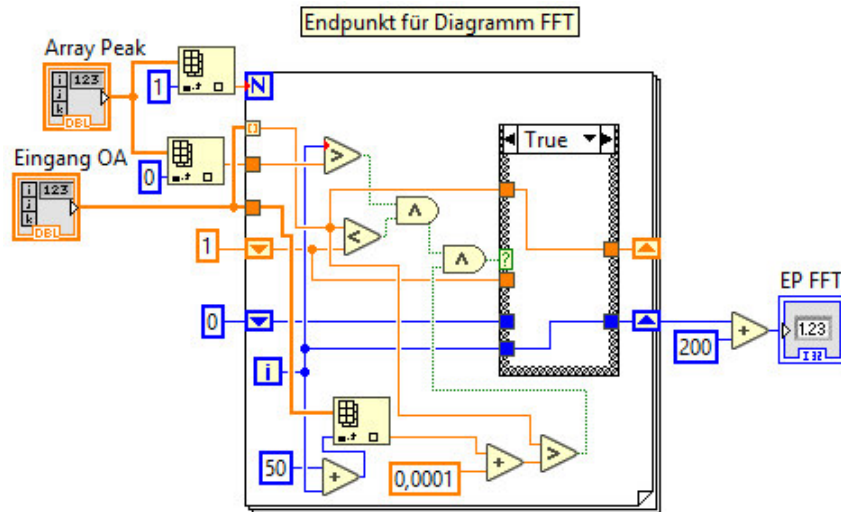


Abbildung 26: VI_EFFT

5.2.16 VI_LIAN

In diesem VI werden die ausgewählten Messdaten linearisiert, damit das Ausgangssignal, welches die FFT durchläuft, möglichst anschaulich visualisiert wird und den Abbildungen in der Literatur entspricht. Dafür wird das Array indiziert in eine For-Schleife eingelesen. Zum Errechnen der linearen Anpassung wird die Spannung des ersten Arrayeintrags ($x_1; y_1$) und der letzte Eintrag ($x_2; y_2$) abzüglich des ersten Eintrags durch die Anzahl der Einträge (n) im Array benötigt (Formel (9)). Danach errechnet die Schleife für jeden Messwert ($y(i)$) im Array die Linearisierung und subtrahiert sie vom Messwert, wie in Formel (10) abgebildet. Damit die richtigen Variablen verwendet werden, muss darauf geachtet werden, dass das VI *Array-Größe* nicht bei 0 zu zählen anfängt, der erste Eintrag des Arrays jedoch den Index 0 hat. Und der Iterationsanschluss ebenfalls bei dem ersten Schleifendurchlauf den Wert 0 ausgibt. Zum Schluss fügt die Schleife die Messwerte wieder zu einem Ausgangsarray zusammen (siehe Abbildung 27).

$$m = \frac{y_2 - y_1}{n} \quad (9)$$

$$LIAN = y(i) - (m * x + b) \quad (10)$$

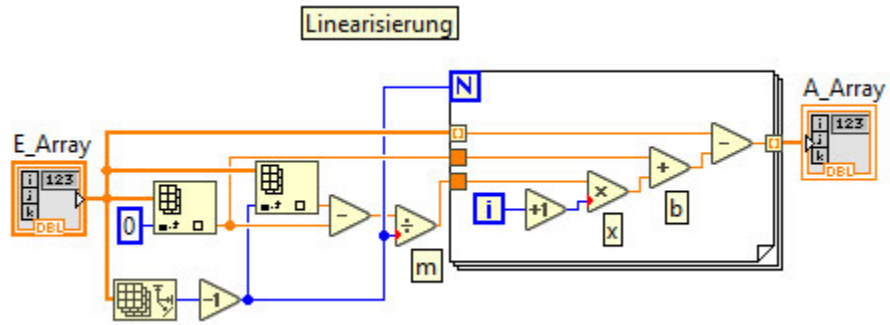


Abbildung 27: VI_LIAN

6 Signalverarbeitung

In diesem Aufbau werden die Signale ausschließlich digital verarbeitet, da sich zwischen Messkarte und Drucksensor keinerlei Elektronik befindet. Bei der Auswahl geeigneter Verfahren bzw. Algorithmen müssen die Besonderheiten des zu verarbeitenden Signals beachtet werden. Zum einen sind die ausgeschnittenen Signale nicht periodisch, was eine diskrete Fouriertransformation unmöglich macht, zum anderen werden die Signale ohne elektrische Filter verrauscht sein und Artefakte enthalten. Diese Artefakte können sowohl in technische (z.B. Schlauchbewegung, elektromagnetische Einstrahlung) als auch physiologische Artefakte (z.B. Muskelzucken) unterteilt werden (siehe Abbildung 28). Solche Artefakte zu erkennen und nicht zu berücksichtigen stellt eine der größten Schwierigkeiten dar. Da die Samplerate bei 1 kHz liegt, können laut des Nyquist-Shannon-Abtasttheorems lediglich Frequenzen bis 500 Hz erfasst werden. Menschliches Gewebe hat eine relativ starke Tiefpasswirkung, daher werden solche Frequenzen nicht erwartet.

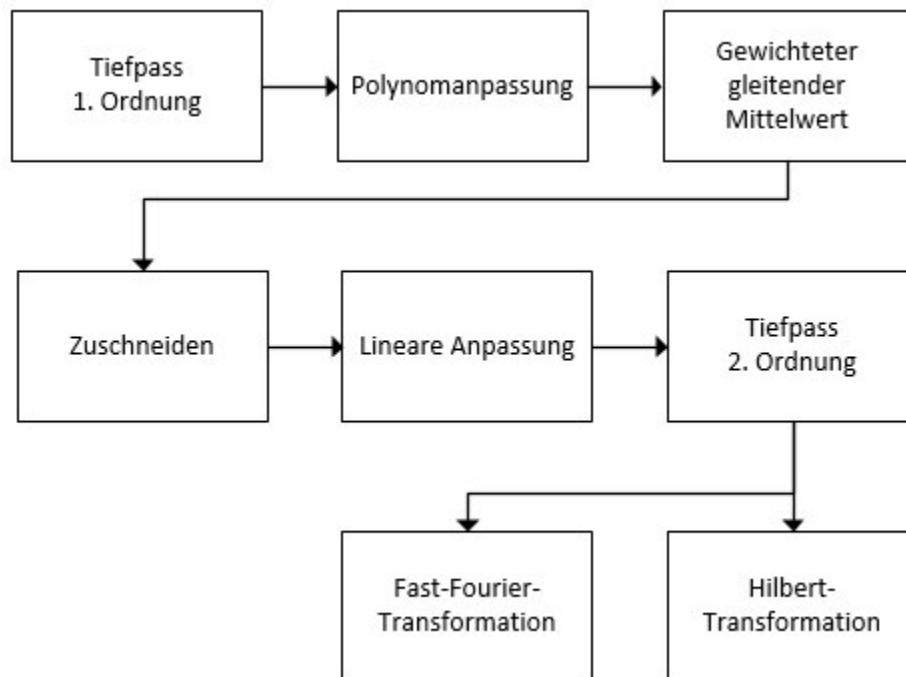


Abbildung 28: Verlauf der Signalverarbeitung

Die Messdaten ohne jegliche Verarbeitung haben den oberen Signalverlauf aus Abbildung 29. Es ist der fallende Signalverlauf zu erkennen, der bedingt ist durch die Undichtigkeit des Systems. Trotz des erkennbaren Rauschens sind eindeutig heraus stechende Amplituden zu erkennen, die gegen Ende abflachen. Das untere Signal wurde mit einem digitalen Butterworth-Filter 1. Ordnung mit der Grenzfrequenz von 20 Hz verändert. Dadurch wird die Frequenz 20 Hz um 3 dB abgeschwächt und die höheren Frequenzen werden mit 20 dB/Dekade gedämpft. Das Rauschen wird so zu einem Teil entfernt.

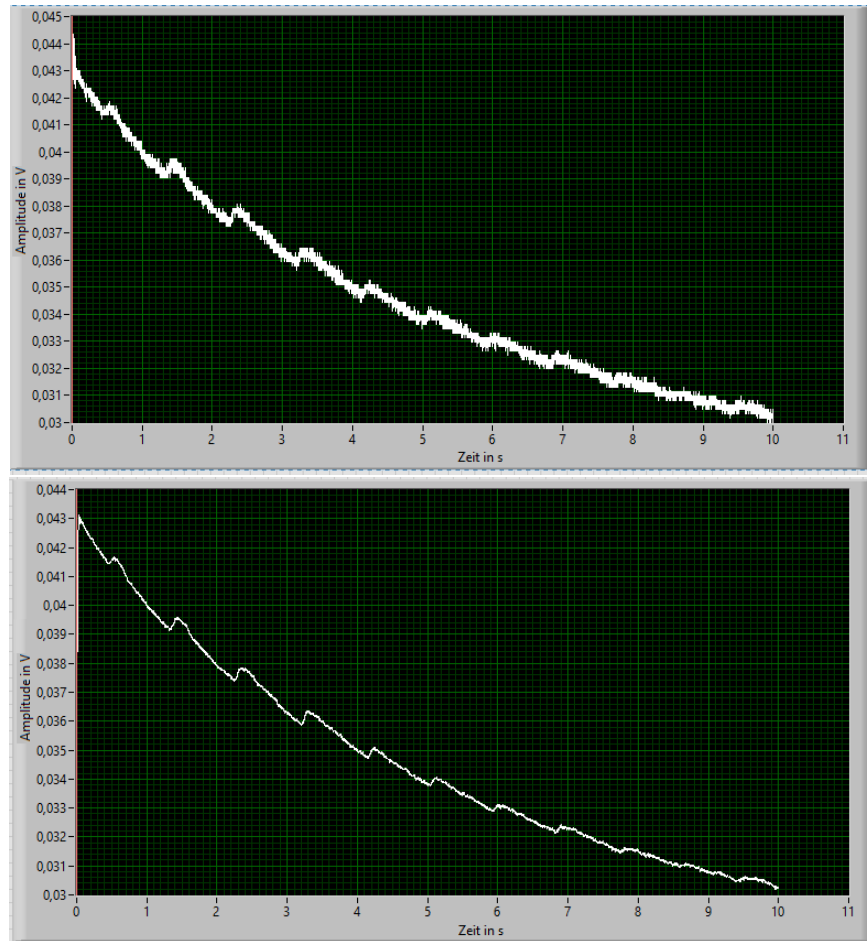


Abbildung 29: Signalverlauf ohne Verarbeitung

Anschließend erfolgt das Verwerfen der ersten 200 ms und mit der Methode der kleinsten Quadrate wird ein Polynom 4. Ordnung erzeugt. Diese Methode ist ein mathematisches Standardverfahren zur Ausgleichsrechnung mit der eine Kurve erzeugt wird, die möglichst kleine Residuen⁵ besitzt. Die Formel mit der vertikalen Abweichung (v_i) und dem Messpunkt $P_i = (x_i; y_i)$ lautet:

$$S(a; b; c; d; e) = \sum_{i=1}^n v_i^2 = \sum_{i=1}^n [y_i - f(x_i)]^2 \quad (11)$$

Damit lässt sich eine Kurve erzeugen, die der Undichtigkeit des System sehr nahe kommt. Wird mit dieser Methode die in Abbildung 30 obere Kurve erzeugt und von dem in Abbildung 29 gezeigten Messung abgezogen, entsteht der fast lineare Signalverlauf aus Abbildung 31.

⁵Abweichungen zu den Messwerten

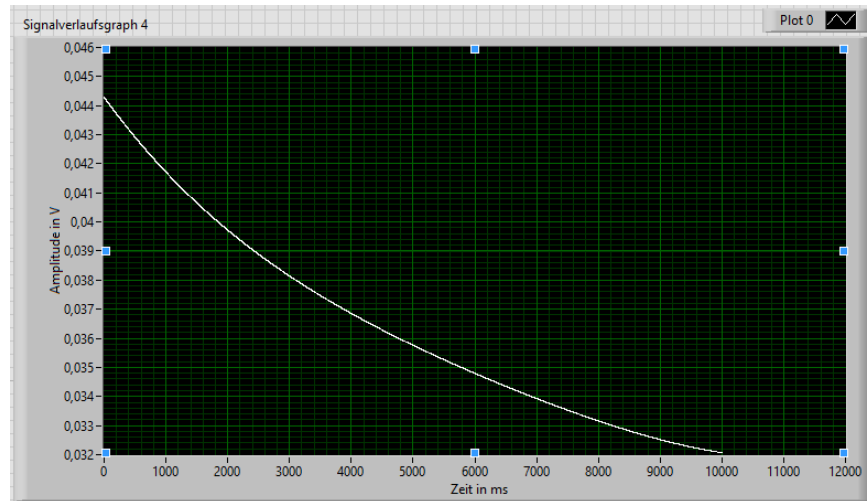


Abbildung 30: Kurve der Methode der kleinen Quadrate

Aus diesem Signal können die ersten Informationen gewonnen werden. Es ist ersichtlich, dass es sich um ein pulsierendes Signal handelt, welches zu Beginn eine relativ kleine Amplitude hat. Danach steigen die Amplituden bis zu einem Maximalwert, hier ca. 2700 ms, und werden danach wieder schwächer. Bis nach ungefähr 7500 ms nur noch kleine Amplituden erkennbar sind. Die erste deutliche Amplitude stellt in ihrem Maximum den systolischen Blutdruck dar. Die letzte herausragende Amplitude zu erkennen ist eine weitere Herausforderung an den programmierten Algorithmus. Denn die folgende negative Amplitude ist der bedeutendere diastolische Blutdruck. Aus diesen beiden Werten kann anschließend der MAD errechnet werden. Wie das Programm diese Messwerte ermittelt ist in den Kapiteln 5.2.8 und 5.2.9 erklärt. Darüber hinaus lässt sich aus dem Abstand der Spitzenwerte der Puls errechnen. Anhand der Form eines einzelnen Pulses ließe sich dadurch bereits ein Urteil über den physiologischen Zustand fällen.

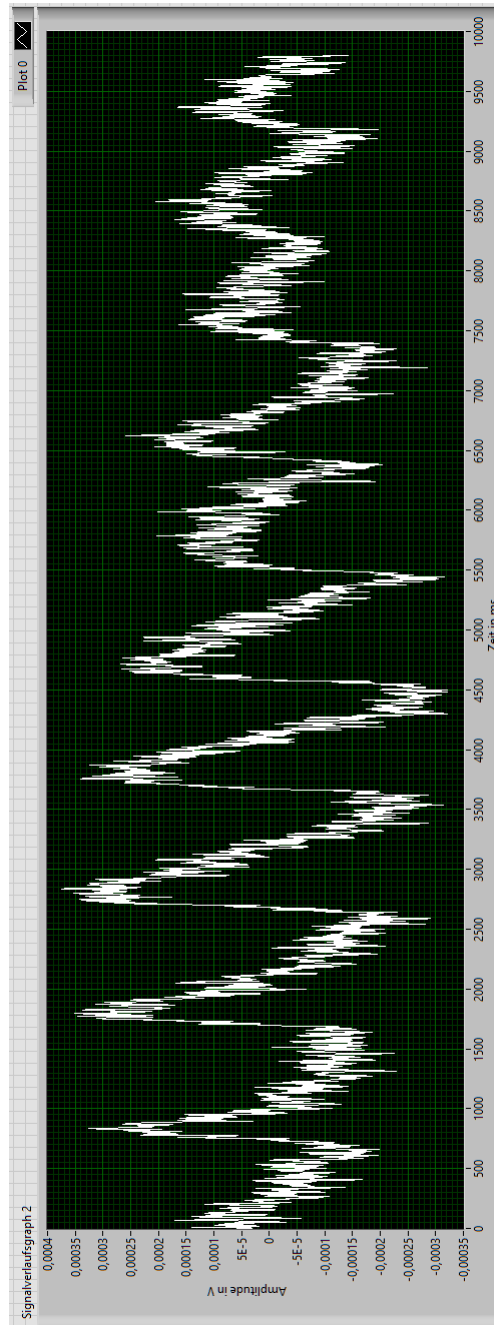


Abbildung 31: Signalverlauf abzüglich der Kurve der Methode der kleinsten Quadrate.

Das Ziel des Aufbereitungsprozesses ist jedoch, das noch vorhandene Rauschen zu entfernen und als einzelnen Puls zu visualisieren. Der nächste Schritt, um die Messdaten weiter aufzubereiten ist mit dem Binominalfilter 5. Ordnung (ohne gewichteten gleitenden Mittelwert, siehe Unterkapitel 5.2.6, Formel (7)). Dabei wird mit der Formel aus VI_BF das Signal gefaltet, sodass jeder Messpunkt sich auf seine vier vorherigen bezieht und das nur mit einer Gewichtung von $\frac{1}{16}$. Den größten Einfluss auf einen Messpunkt hat der vorletzte Wert mit $\frac{3}{8}$. Damit ist es möglich das Signal zu glätten und von hohen Frequenzanteilen zu befreien.

Er ist damit ein weiterer Tiefpassfilter allerdings mit endlicher Impulsantwort (FIR). An dieser Stelle ist der Filter platziert, um für die Spitzenwernerkenung ein ausreichend aufbereitetes Signal zur Verfügung zu stellen.

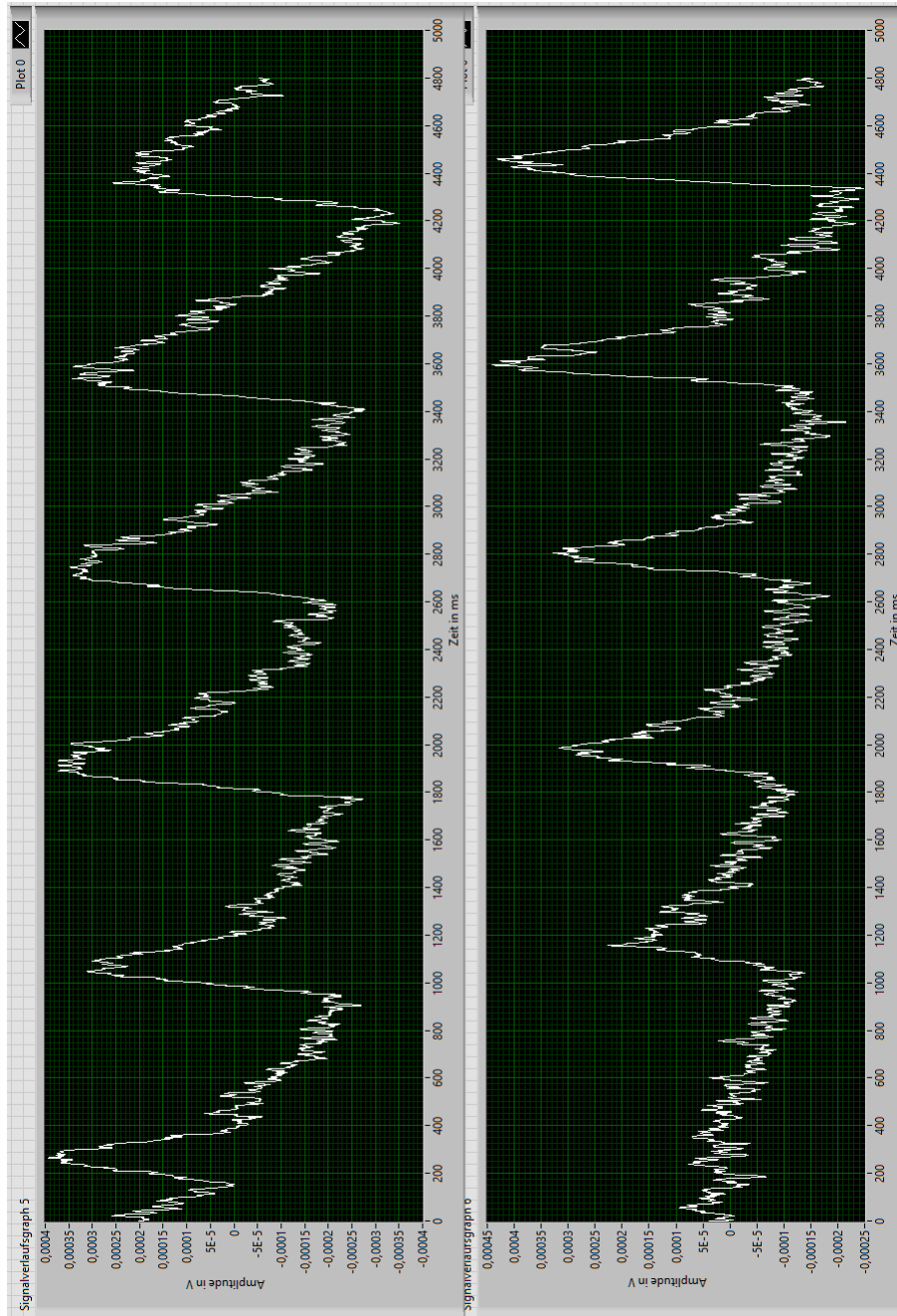


Abbildung 32: Signalverläufe OA und HG gegenüber gestellt.

Danach wird mit Hilfe der Spitzenwernerkenung das erste erkannte Signal ausgewählt und Beginn sowie Ende des Blutpulses ermittelt. Die Auswahlbedingungen der Start- und Endpunkte sind in den Kapiteln 5.2.13 bis 5.2.15 beschrieben. Nach einer erkannten Amplitude werden die Messpunkte linearisiert, sodass der Start-

und Endpunkt einen Wert von 0 V haben. Der Algorithmus, um das Signal entsprechend anzupassen ist in Kapitel 5.2.16 notiert. Dies geschieht um einen definierten Start- und Endpunkt zu erzeugen, damit die Signale eine gewohnte und leichter vergleichbare Form erhalten. In Abbildung 33 ist oben das resultierende ungefilterte Signal dargestellt. Die beiden unteren Signalverläufe sind durch einen letzten Butterworth-Tiefpassfilter 2. Ordnung aufbereitet, der eine Samplerate von 10 S/s und eine Grenzfrequenz von nur 0,2 Hz aufweist. Dadurch lässt sich eindeutig die Veränderung des Blutpulses während seiner Laufzeit beobachten und entspricht den in Abb.3 gezeigten Verläufen.

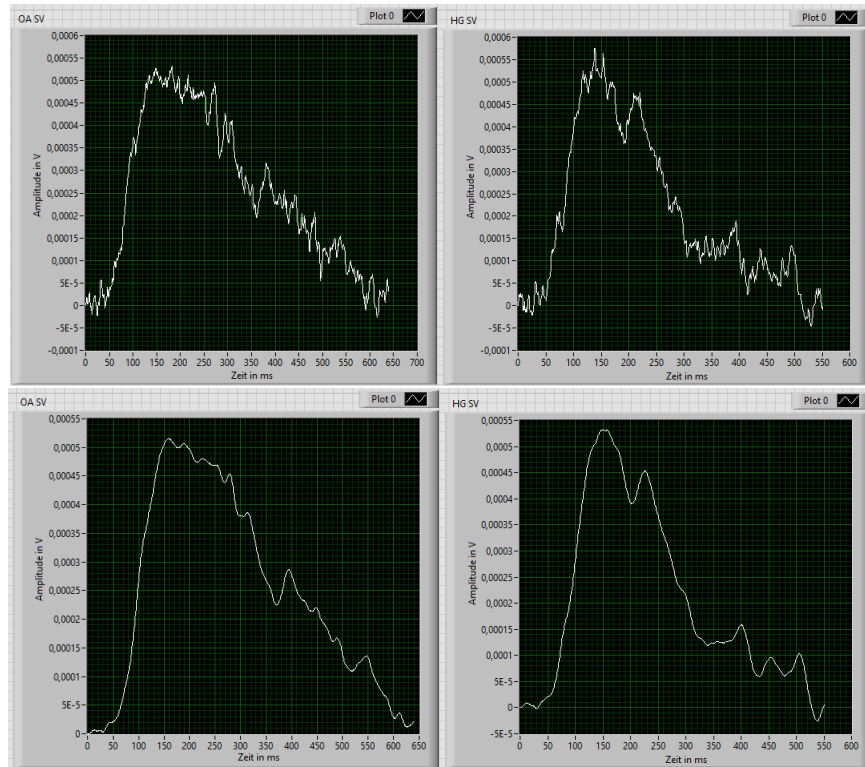


Abbildung 33: ausgeschnittener Blutpuls OA und HG

Neben dem zeitlichen Signalverlauf wird mittels einer FFT (oder schnelle Fourier-Transformation) das Signal in seine Frequenzbestandteile zerlegt. Die FFT ist eine Fourier-Transformation, welche gegenüber der diskreten Fourier-Transformation (DFT) den Vorteil besitzt, dass sie den Rechenaufwand stark reduziert und somit schneller das Spektrogramm anzeigen kann. Das geschieht indem die erforderlichen komplexen Multiplikationen, die während einer Fourier-Transformation nötig sind, reduziert.

$$X[m] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] * e^{-j \frac{2\pi}{N} mn}; m = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (12)$$

Die Werte der DFT ($X[m]$) aus Formel (12) errechnen sich aus der Summe der Abtastwerte ($x[n]$) von $x(t)$ mit der Anzahl der Abtastwerte (N), der diskreten Frequenzvariable (m) und der diskreten Zeitvariable

(n).

Zugrunde liegt die Idee, eine N -Punkt DFT in zwei $\frac{N}{2}$ -Punkt DFTs aufzusplitten, eine für die geraden und eine für die ungeraden Abtastwerte, wie in Formel (13) abgebildet. Damit reduziert sich die Anzahl der komplexen Multiplikationen von N^2 auf nur noch $2 * (\frac{N}{2})^2 + N$.

$$X[m] = \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} x[2n] * e^{-2j\frac{2\pi}{N}mn} + \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} x[2n+1] * e^{-(2n+1)j\frac{2\pi}{N}m} \quad (13)$$

Danach werden die zwei DFTs sukzessiv in DFTs mit halber Länge aufgeteilt, bis lediglich 2-Punkt-DFTs zu bestimmen sind. Die Signale aus Abbildung 33 wurden mit der FFT in ihre Frequenzbestandteile zerlegt und erzeugen das Amplitudenspektrum aus Abbildung 34.

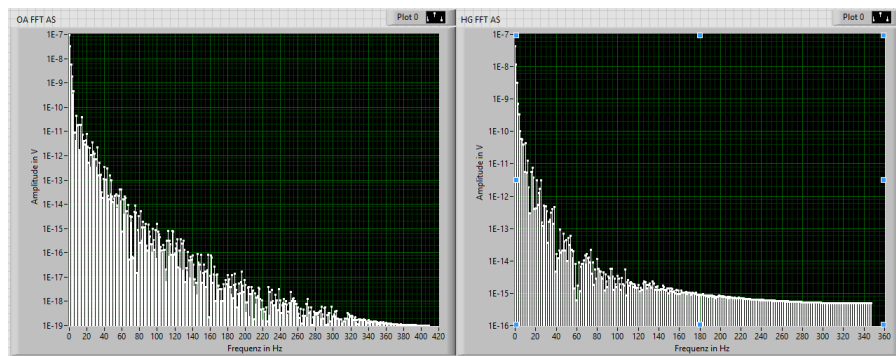


Abbildung 34: Amplitudenspektren der Fourier-Transformation des Blutpulses vom OA und HG

Zusätzlich wird aus dem Zeitsignal noch das Amplitudenspektrum der Hilbert-Transformation erzeugt. Die Hilbert-Transformation nutzt das Symmetrie-Prinzip, um die Beziehung zwischen den komplexen Komponenten der Fourier-Transformation sichtbar zu machen. Das Hilbert-transformierte reelle und kausale Signal wird zu einem analytischen Signal. Die Definition ist in Formel (14) abgebildet:

$$H\{f\}(y) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{f(x)}{y-x} dx \quad (14)$$

Bei einem analytischen Signal ($u(t)$) fügt man einem reellen Signal einen imaginären Anteil hinzu (siehe Formel (15)):

$$u(t) = x(t) + j * y(t) \quad (15)$$

Das Fourier-transformierte Signal hat üblicherweise positive und negative Komponenten in seinem Amplitudenspektrum. Nun werden mit einer Signumfunktion die negativen Frequenzen eliminiert und mit den positiven verrechnet. Das erzeugte Amplitudenspektrum der Hilbert-Transformation besteht also ausschließlich aus positiven Frequenzen. In Abbildung 35 ist das Amplitudenspektrum der Hilbert-Transformation

abgebildet[9].

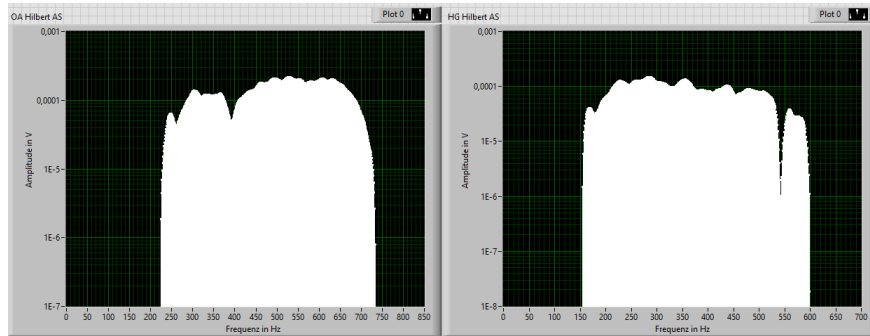


Abbildung 35: Amplitudenspektren der Hilbert-Transformation des Blutpulses vom OA und HG

7 Verifikation

Nach Abschluss des experimentellen Aufbaus und der Softwareprogrammierung erfolgte die Verifikation der ausgegebenen Werte. Ziel ist es die vorhandene Abweichung des Drucks zu einem geprüften Messgerät zu ermitteln und die Abweichung mit dem bestehenden Programm herauszurechnen. Eine valide Verifikation der erhaltenen Messwerte war nicht möglich, da im Labor für Medizintechnik kein verlässliches Messmittel, für den erforderlichen Bereich von $6,7 \text{ kPa}$ bis $26,7 \text{ kPa}$, zur Verfügung stand. Es existierte lediglich das Manometer AT8205 von ROTRONIC, welches nicht geeicht war und große Abweichungen zu den erwarteten Messwerten aufwies. Das Manometer wurde mit dem Anschluss des Dreiweghahns verbunden. In der Tabelle Tabelle 2 sind die erfassten Messwerte verzeichnet, die händisch eingetragenen Werte sind gelb hinterlegt und die errechneten weiß.

Manometer AT8205		System			
kPa	mmHg	mV	kPa	mmHg	Delta mmHg
0	0	20,8	0,67	5	5
4,9	37	28	6,67	50	13
11,2	84	37,5	14,58	109,38	25,38
14,8	111	43	19,17	143,75	32,75
17,8	133,5	47,75	23,13	173,44	39,94
18	135	47,25	22,71	170,31	35,31
18,4	138	48,4	23,67	177,5	39,5

Tabelle 2: Vergleich der Messwerte von dem Manometer AT8205 mit dem System

Die Abweichung zwischen den erfassten Messwerten ist in dem für den Blutdruck relevanten Bereich mit 25 mmHg sehr hoch. Daher lassen sich keine verwertbaren Schlüsse aus den Messwerten des Manometers ziehen.

Aus diesem Grund konnten lediglich der systolische und diastolische Blutdruck und der Puls mit einem Blutdruckmessgerät verglichen werden. Zur Verfügung stand das Oberarm Blutdruckmessgerät Basis von APONORM, welches das Prüfsiegel der deutschen Hochdruckliga trägt. Allerdings lässt sich bei diesem Vergleich höchstens eine ungefähre Aussage über die Genauigkeit der Drücke erlangen, da das Messgerät am Ende der Messung nur errechnete Werte ausgibt und keinen aktuellen Druck anzeigen kann. Es lassen sich jedoch ungefähre Angaben über die Genauigkeit des Algorithmus machen, der die Parameter der Systole, Diastole und den Puls erfasst. In Tabelle 3 sind 10 Vergleichsmessungen durchgeführt worden, die sich über zwei Tage und unterschiedliche Uhrzeiten erstreckt haben. Das Blutdruckmessgerät wurde dabei am rechten Oberarm angebracht und das System am linken Arm.

Aponorm Basis			System		
sys. BD in mmHg	dia. BD in mmHg	Puls in S/min	sys. BD in mmHg	dia. BD in mmHg	Puls in S/min
115	80	67	133	70	70
129	77	64	146	70	67
130	87	71	145	87	70
133	81	71	140	76	72
140	71	65	146	60	66
121	86	63	138	72	62
133	77	62	146	82	59
120	71	67	134	66	63
130	78	71	141	82	73
122	82	70	136	74	69
Abweichung					
sys. BD in mmHg	dia. BD in mmHg	Puls in S/min			
13,2	-5,1	0			

Tabelle 3: Vergleich zwischen Aponorm Basis mit dem System

Aus der Tabelle lässt sich entnehmen, dass der Algorithmus in Verbindung, mit der potenziellen Druckabweichung, den systolischen Blutdruck im Durchschnitt $13,2 \text{ mmHg}$ zu hoch ermittelt. Dabei beträgt die geringste Abweichung 6 mmHg und die höchste Abweichung 17 mmHg . Wohingegen der diastolische Blutdruck durchschnittlich $-5,1 \text{ mmHg}$ zu gering gemessen wurde. Die Abweichung hier reicht von -14 mmHg bis 4 mmHg . Der Puls hat im Durchschnitt eine Abweichung von $0 \text{ S} \cdot \text{min}^{-1}$, wobei die Spanne von $-4 \text{ S} \cdot \text{min}^{-1}$ bis $3 \text{ S} \cdot \text{min}^{-1}$ verläuft. Würden die Anforderungen der deutschen Hochdruckliga angenommen werden, bekäme dieses System kein Prüfsiegel, da sie eine Genauigkeit von $< \pm 10 \text{ mmHg}$ pro Messung verlangen. Um dieses System zu verifizieren müsste es mit einer invasiven Blutdruckmessung oder dem CNAP-Verfahren abgeglichen werden. Da diese Messverfahren aktuell die einzigen Möglichkeiten darstellen den Blutdruckverlauf aufzuzeichnen.

8 Fazit und Ausblick

Ziel dieser Arbeit war es ein System zu entwickeln, das den Blutdruckverlauf eines Blutpulses an zwei Messpunkten am Arm aufzeichnen kann und anschließend die Frequenzanteile des Signals visualisiert. Damit erfasst werden kann, wie sich der Blutpuls während seiner Laufzeit verändert und ggf. pathologische Veränderungen diagnostiziert werden können. Hierfür wurde der elektronische Aufbau und die entsprechende Software entwickelt.

Zur Umsetzung der Anforderungen wurde ein LabVIEW-Programm geschrieben, welches mit einer Messkarte von National Instruments kommuniziert, und eine Lochrasterplatine aufgebaut.

In dem LabVIEW-Programm werden folgende Messwerte und Signale zur Auswertung angezeigt:

- systolischer und diastolischer Blutdruck im Oberarm
- Puls
- zeitlicher Signalverlauf eines Blutpulses im Oberarm und Handgelenk
- das Fourier-transformierte Signal aus Oberarm und Handgelenk
- das Hilbert-transformierte Signal aus Oberarm und Handgelenk

Die Genauigkeit des Systems ist jedoch fragwürdig, da keine ausreichende Verifikation mit den vorhandenen Messmitteln durchgeführt werden konnte. Hinzukommt, dass die Verwendung der Undichtigkeit fehleranfällig ist. Durch Artefakte während der Aufzeichnung kann das gebildete Polynom, welches die Undichtigkeit abbildet, eine Abweichung aufweisen, die die Messung unbrauchbar macht. Das Programmieren, von Algorithmen die solche Artefakte erkennen und eliminieren könnten, hätte die verfügbare Zeit überschritten. Außerdem hätten Magnet-Ablassventile dieses Problem beseitigt, die nicht zur Verfügung standen.

Die erfassten Signalverläufe entsprechen den in der Fachliteratur abgebildeten Blutpulsen und es lassen sich die erwarteten Veränderungen während der Laufzeit erkennen. Der Blutpuls vergrößert mit zunehmender Laufzeit seine Steigung, sodass die Amplitude größer wird und die Breite sich verringert. Eine Dikrotie⁶, sowie sie in den tiefen Beinarterien vorkommt, lässt sich jedoch am Handgelenk nicht beobachten. Aus der Fourier-Transformation der Verläufe lassen sich für den Laien kaum Veränderungen erkennen und pathologische Krankheitsbilder, lassen sich unter Umständen nicht erfassen. Dies müsste allerdings überprüft werden.

Die Hilbert-Transformation hingegen zeigt reproduzierbare Unterschiede zwischen den Messpunkten. Die Frequenzanteile verschieben sich in den niederfrequenten Bereich und die Bandbreite nimmt ab. Diese Beobachtung könnte bei der Diagnostik von Arteriosklerose helfen.

⁶Doppelgipfeligkeit

Es bestehen diverse Möglichkeiten zur Programmoptimierung und Funktionserweiterung. So könnten erste Messwerte während des Aufpumpens bereits aufgezeichnet werden, um die Messung zu verkürzen. Die Erkennung von Artefakten könnte implementiert werden oder die Erkennung der Amplituden optimiert werden. Zusätzlich könnte auch die Pulswellengeschwindigkeit ermittelt werden, die bei der Diagnostik von Arteriosklerose ebenfalls eine Rolle spielt.

Zusammenfassend lässt sich der Schluss ziehen, dass die Anforderung ein System zur Aufzeichnung des Blutdruckverlaufs zu entwickeln erfolgreich umgesetzt wurde. Das Programm ermittelt zuverlässig die Verläufe eines Blutpulses und das Messsystem könnte nach weiteren Verifikationen und ggf. Anpassungen des Aufbaus zur Diagnostik eingesetzt werden.

Literatur

- [1] Shane Carney Adnan Mourad, Alastair Gillies. Inaccuracy of wrist-cuff oscillometric blood pressure devices: an arm position artefact? *Blood Pressure Monitoring*, 2005.
- [2] Maria Teresa Zanella Frida Plavnik. Validation study of an automated wrist monitor, omron model hem608, compared with the standard methods for blood pressure measurement. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 2001.
- [3] Otto Schreiner GÄEnther Bringezu. *Lehrbuch der Entstauchungstherapie 1*. Springer, 2001.
- [4] Heinz Herwig. *StrÄ¶mungsmechanik - EinfÄ¶hrung in die Physik von technischen StrÄ¶mungen*. Springer, 2 edition, 2016.
- [5] <http://www.blood-pressure-hypertension.com/how-to-measure/measure-blood-pressure-8.shtml>. Oscillometric method, 2017. [Online; besucht 15. Juni 2017 15:00].
- [6] Y Iyriboz. Oscillometric finger blood pressure versus brachial auscultative blood pressure recording. *The Journal of family practice*, 1990.
- [7] R GrÄEllenberger-A Hacker W Habenbacher A Heller CH Wagner P Wach F Skrabal J Fortin, W Martte. Continuous non-invasive blood pressure monitoring using concentrically interlocking control loops. *Computers in Biology and Medicine*, 2006.
- [8] Edgar Zocher Johann Siegl. *Schaltungstechnik - Analog und gemischt analog/digital*. Springer Vieweg, 2014.
- [9] Ulrich Karrenberg. *Signale Prozesse Systeme - Eine multimediale und interaktive EinfÄ¶hrung in die Signalverarbeitung*. Springer Vieweg, 2017.
- [10] RÄEdiger Kramme. *Medizintechnik*. Springer, 4 edition, 2011.
- [11] Y Imai-E Goto M Ishii M Kikuya, K Chonan. Accuracy and reliability of wrist-cuff devices for self-measurement of blood pressure. *Journal of Hypertension*, 2002.
- [12] Pat Stroud-Ian B Puddey Penny Rogers, Valerie Burke. Comparison of oscillometric blood pressure measurements at the wrist with an upper-arm auscultatory mercury sphygmomanometer. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 1999.
- [13] Christian Prinz. *Basiswissen Innere Medizin*. Springer, 2012.
- [14] Thews Schmidt, Lang. *Physiologie des Menschen*. Springer, 29. edition, 2005.

- [15] Lawrence J. Appel Bonita E. Falkner John Graves Martha N. Hill Daniel W. Jones Theodore Kurtz Sheldon G. Sheps Edward J. Roccella Thomas G. Pickering, John E. Hall. Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals. *American Heart Association*, 2005.
- [16] Achim Wack. *Nichtinvasive Blutdruckmessung unter Ergometriebedingungen*. PhD thesis, Technische Universität MÄEnchen, 2006.
- [17] Philipp Hohl Wolfgang Georgi. *EinfÄEhrung in LabVIEW*. Carl Hanser Verlag, 2015.