



AARHUS SCHOOL OF ENGINEERING

SUNDHEDSTEKNOLOGI  
3. SEMESTERPROJEKT

---

# Rapport

---

*Gruppe 2*

Anne Bundgaard Hoelgaard (201404492)  
Mette Hammer Nielsen-Kudsk (201408391)  
Ditte Heebøll Callesen (201408392)  
Martin Banasik (201408398)  
Albert Jakob Fredshavn (201408425)  
Johan Mathias Munk (201408450)

*Vejleder*

Studertervejleder  
Peter Johansen  
Aarhus Universitet

9. december 2015

# Resumé

---

Dette projekt beskæftiger sig med blodtryksmåling, hvor der ud fra et blodtrykssignal kan bestemmes en systolisk- og diastolisk værdi, samt en pulsværdi. Formålet er at bygge en hardwaredel, der kan trykændre et analogt signal. Via et filter skal signalet forstærkes og sendes videre igennem en Data Acquisition (DAQ), der kan lave det analoge signal om til et digitalt signal. Herefter skal signalet videre ind i softwaren. Her er formålet at få programmeret en algoritme, der kan detektere en puls samt en systolisk- og diastolisk værdi. Disse systole- og diastoleværdier kan findes ud fra det digitale signal. Signalet bliver observeret fra starttidspunktet, hvor værdien for trykket begynder at vokse, indtil grafen når maksimum. Når værdien igen begynder, kan programmet detektere den højeste værdi, som er den systoliske værdi. Efter maksimum begynder grafen for signalet at falde igen, da trykket bliver mindre, indtil det når det laveste punkt, hvor værdien igen begynder at stige en smule. Dette lavpunkt er værdien for diastolen. Grafen er periodisk og ud fra den systoliske- og diastoliske værdi kan pulsen findes.

Herudover skal programmet kunne kalibreres og nulpunktsjusteres når forskeren synes nødvendigt. Projektet er lavet til forskningsbrug og derfor blev det vurderet, at det er nødvendigt for en forsker, at kunne gemme sine målinger. Programmeringen skal derfor også gøre det muligt for forskeren, at kunne gemme sine målinger i en database.

Resultatet for dette projekt viser at det er muligt vha. hardware- og softwaredelen, at måle et blodtryk. Gennem videreudvikling kan det blive muligt at detektere hypertension (Forhøjet blodtryk) og hypotension (Lavt blodtryk) i samme program. Dette ville være nyttigt, hvis projektet i fremtiden skulle bruges til patienter. I projektet er der dog udelukkende blevet arbejdet med måling af blodtryk.

# Abstract

---

This project has primarily been focused on blood pressure measurement, where systolic- and diastolic values, as well as the pulse, could be determined. The purpose of this project is to construct hardware and software which can manipulate the pressure of an analog signal as well as depict this signal using developed software. By using an analog filter, the analog signal is amplified and sent to a Data Acquisition (DAQ), where the signal will be transformed from an analog signal to a digital signal. This digital signal will afterwards enter a computer, running the software program. Here the purpose of the software is to program an algorithm, which can detect a pulse as well as the systolic- and diastolic values. These two values are found by looking at the visualized signal. From the beginning of the graph, and until the signal ascends to maximum. This max. value is the systolic value. Afterwards the signal will begin to descend until a minimum is reached, where this minimum is the diastolic value. The graph will then slightly climb again and begin a new period. From these systolic- and the diastolic values, the pulse can be found.

In addition to the above requirements, the program is able to be calibrated and zero adjusted, whenever the researcher finds it necessary.

This project is made for research use and it was therefore decided that a necessity for researcher, would be to save his measurements in a database.

The result of this project shows that it is possible to measure blood pressure through a combination of hardware and software. Through future development it could be possible for the program to detect hypertension (high blood pressure) and hypotension (low blood pressure). This would be useful if the project, in the future, would be used on patients. In this project however, the main goal has exclusively been measurements of blood pressure.

# Underskrifter

---

## *Gruppemedlemmer*

---

Anne Bundgaard Hoelgaard (201404492)

---

Dato

---

Mette Hammer Nielsen-Kudsk (201408391)

---

Dato

---

Ditte Heebøll Callesen (201408392)

---

Dato

---

Martin Banasik (201408398)

---

Dato

---

Albert Jakob Fredshavn (201408425)

---

Dato

---

Johan Mathias Munk (201408450)

---

Dato

## *Vejleder*

---

Peter Johansen

---

Dato

# Godkendelsesformular

---

## *Godkendelsesformular*

Forfattere:

---

Anne Bundgaard Hoelgaard

---

Mette Hammer Nielsen-Kudsk

---

Ditte Heebøll Callesen

---

Martin Banasik

---

Albert Jakob Fredshavn

---

Johan Mathias Munk

**Godkendes af** Peter Johansen

**Antal sider** 31

**Kunde** Aarhus Universitet

Ved underskrivelse af dette dokument accepteres det af begge parter som værende kravene til udviklingen af det ønskede system.

**Dato:** 16/12-2015

---

Kundens underskrift

---

Leverandørens underskrift

# Ordliste

---

Ord	Forklaring
(F)URPS+	Et akronym, der repræsenterer en model til klassificering af softwarens kvalitet
GUI	Graphical User Interface (Grafisk brugergrænseflade)
VPN	Virtual Private Network
DAQ	Data acquisition
SysML	Systems Modeling Language – sprog til visuel fremstilling af systemer
UML	Unified modelling language – sprog til oversigtsfremstilling af klasser i programmering

# Indholdsfortegnelse

---

<b>Resumé</b>	<b>i</b>
<b>Abstract</b>	<b>ii</b>
<b>Underskrifter</b>	<b>iii</b>
<b>Godkendelsesformular</b>	<b>iv</b>
<b>Ordliste</b>	<b>v</b>
<b>Kapitel 1 Indledning</b>	<b>1</b>
<b>Kapitel 2 Projektformulering og afgrænsning</b>	<b>2</b>
<b>Kapitel 3 Blodtryk</b>	<b>4</b>
3.1 Hvad betyder blodtryk? . . . . .	4
3.2 Hypertension . . . . .	5
3.3 Hypotension . . . . .	6
<b>Kapitel 4 Systembeskrivelse</b>	<b>7</b>
<b>Kapitel 5 Krav</b>	<b>9</b>
<b>Kapitel 6 Projektbeskrivelse</b>	<b>12</b>
6.1 Projektgennemførelse . . . . .	12
6.2 Projektstyring . . . . .	14
6.3 Metoder . . . . .	14
6.4 Systemarkitektur . . . . .	15
6.4.1 Hardware . . . . .	16
6.4.2 Software . . . . .	16
6.5 Problemidentifikation (design) . . . . .	16
6.5.1 Hardware . . . . .	16
6.5.2 Software . . . . .	16
6.6 Implementering . . . . .	16
6.6.1 Hardware . . . . .	16
6.6.2 Software . . . . .	20
6.7 GUI-beskrivelse . . . . .	20
6.7.1 Algoritmer (grænseværdier) . . . . .	20
6.7.2 Filteret/Ufiltreret . . . . .	20
6.7.3 Lagring af data i Database . . . . .	20
6.8 Test . . . . .	20
6.8.1 Hardware . . . . .	20

6.8.2 Software . . . . .	25
6.9 Resultater og diskussion . . . . .	25
6.10 Udviklingsværktøjer . . . . .	25
6.11 Opnåede resultater . . . . .	26
6.12 Perspektivering - Fremtidigt arbejde . . . . .	26
<b>Kapitel 7 Konklusion</b>	<b>28</b>
<b>Kapitel 8 Bilag</b>	<b>29</b>
<b>Litteratur</b>	<b>30</b>
<b>Figurer</b>	<b>30</b>



# Indledning

# 1

I dette projekt arbejdes der med blodtryksmålere. Vi har valgt at udarbejde en blodtryksmåler til forskningsbrug. Blodtryksmåleren skal kunne modtage en spænding fra en transducer, nulpunktsjustere og kalibere efter ønske. Signalet skal vises i en graf på et display, hvor værdier for puls, systoliske- og diastoliske tryk vises. Det er her fra at en forsker starter og gemmer sine målinger.

I kravspecifikationen findes de krav, der er blevet stillet for systemet. Herunder også dem, som blev stillet fra start.

Under systemarkitektur findes informationer om, hvordan software og hardware er opbygget. I afsnittet integrationstest kan der læses om, hvordan systemet er blevet testet.

## Versionshistorik

Version	Dato	Ansvarlig	Beskrivelse
0.1	04-11-2015	MHNC	Oprettelse af LaTeX dokumenter
0.2	11-11-2015	ABH	Udviklingsværktøjer og krav
0.3	11-11-2015	DHC	Metoder
0.4	18-11-2015	ABH	Systembeskrivelse
0.5	19-11-2015	DHC	Perspektivering - Fremtidigt arbejde
0.6	24-11-2015	MHNC	Blodtryk
0.7	24-11-2015	AJF	Projektgennemførelse og -styring
0.8	24-11-2015	MM	Projektformulering og afgrænsning
1.0	01-12-2015	MB, MHNC	Referencelister i LaTeX
1.1	02-12-2015	MB, MHNC	Figurlister i LaTeX
1.2	02-12-2015	MHNC	Resume
1.3	07-12-2015	MHNC	Abstract
1.4	09-12-2015	MHNC	Konklusion

# Projektformulering og afgrænsning 2

---

I daglig klinisk praksis er der ofte behov for kontinuert at monitorere patienters blodtryk, i særdeleshed på intensive afdelinger samt operationsstuer, hvor blodtrykket er en vigtig parameter i monitorering af patienters kardiovaskulære status.

Denne kontinuerte monitorering er også nødvendig i forskningsverdenen. Det er i forskerens interesse at kunne måle blodtrykket når der laves hæmodynamiske undersøgesler. Her skal det være muligt for forskeren at kunne aflæse det diastoliske og systoliske tryk, pulsen samt få vist en pæn kurve over blodtrykket. Det er vores mål at opbygge et produkt, der kan registrere de spændinger i milivolt der kommer fra tryktransduceren og analogt forstærke samt filtrere signalet. Dette signal skal derefter konverteres til det digitale domæne.

Herfra skal vi programmere en brugergrænseflade, der fremfører disse målinger samt gør det muligt for forskeren at gemme målingen i en database, til senere brug. Resultatet bliver derfor et elektronisk kredsløb med forbindelse til et software program. For at de gemte data kan sammenlignes, kræver det at de alle er blevet gemt med samme forudsætning, dvs. at målingerne er blevet kalibreret og nulpunktsjusteret. Dette bliver håndteret i softwaret hvor beregninger implementeres. Når forskeren kigger på blodtryksgrafene, vil han normalt se på et filtreret signal. I tilfælde af at det er i hans interesse at se på et ufilteret signal, vil dette være muligt, ved et tryk på en knap.

## MoSCoW <sup>1</sup>

### *Must*

- Et elektronisk kredsløb, som forstærker signalet fra tryktransduceren og filtrerer det med ét indbygget analogt filter
- Et program til at vise blodtrykket som funktion af tiden. Programmet skal opfylde en række obligatoriske krav. Det skal kunne:
  - Programmeres i C#
  - Kunne kalibrere blodtrykssignalet og foretage en nulpunktsjustering
  - Vise blodtrykssignalet kontinuert
  - Kunne gemme de målte data i en database
  - Kunne filtrere blodtrykket i selve programmet via et digitalt filter, som skal kunne slås til og fra (monitor mode = filtreret og afrundet; signaldiagnose mode = rå signal med alle udsving)

---

<sup>1</sup>Metode, der benyttes til at beskrive hvad programmet skal kunne og det der ønskes, men ikke vil ske - Must have, Should have, Could have, og Would like but won't get

- Afbildning af systolisk/diastolisk blodtryk med tal

### *Should*

- Alarmering hvis blodtrykket afviger indbyggede grænseværdier

### *Could*

- Hardware skal bestå af ét print med indbyggede komponenter
- Forskeren skal kunne hente de gemte data ned igen

### **Ansvarsområder**

Idet gruppens størrelse ikke lægger op til samlet, at arbejde på alle dele samtidig, er projektets ansvarsområder blevet fordelt som følgende:

Navn	Ansvarsområder
Ditte Heebøll Callesen	Hardwaredesign, dokumentation
Albert Jakob Fredshavn	Hardwaredesign, dokumentation
Martin Banasik	Hardwaredesign, dokumentation
Johan Mathias Munk	Softwaredesign, algoritmeopbygning, dokumentation
Mette Hammer Nielsen-Kudsk	Softwaredesign, algoritmeopbygning, dokumentation
Anne Hoelgaard	Softwaredesign, algoritmeopbygning, dokumentation

# Blodtryk 3

---

## 3.1 Hvad betyder blodtryk?

Alle har på et tidspunkt i deres liv fået målt blodtryk, men hvad betyder det egentlig? Blodtryksmåling er en meget enkelt undersøgelse, der giver vigtige informationer om blodkarrenes og hjertets tilstand. Blodtryk kan måles både invasivt og ikke-invasivt. Dette projekt omhandler invasivt blodtryksmåling, som er en måling af trykket direkte i en blodåre. Blodtrykket måles i enheden millimeter kviksølv (mmHg). Et normalt blodtryk ligger på omkring 120/80 mmHg [1].

Hjertet pumper iltet blod ud i hele kroppen via arteriesystemet og sørger dermed for tilførslen af ilt og næringssubstanser til alle muskler og organer. De røde blodlegemer (erythrocytterne) er en vigtig bestanddel af blodet. Det er hæmoglobinet i de røde blodlegemer, som binder ilt og sørger for at ilt transporteres frem til vævene i kroppen. Når ilt er afgivet fra blodet til musklerne og andre væv, transporteres blodet tilbage til højre side af hjertet via venesystemet. Det af-iltede blod pumpes af højre hjertepumpekammer ud i lungerne, hvor blodet iltes på ny og derfra strømmer til venstre hjertehalvdel for igen at blive pumpet ud i kroppen af venstre hjertepumpekammer.

Det høje tryk er det systoliske tryk, som kan måles når venstre ventrikel trækker sig sammen. Det diastoliske blodtryk er blodtrykket i hjertets afslapningsfase (diastolen). Når hjertet trækker sig sammen (systolen) skaber det en trykbølge som forplanter sig ud igennem arteriesystemet. Trykbølgen kan erkendes som pulsen, der let kan mærkes f.eks. ved palpation af a. radialis ved håndleddet. Trykket i venesystemet er meget lavere end i arteriesystemet, da blodet passivt blot skal strømme tilbage til højre forkammer, hvor trykket er lavt.

Venstre ventrikel pumper iltet blod, under højt tryk, ud i aorta og arterierne. Disse blodårer er derfor tykvæggede og elastiske i modsætning til venerne, der er ganske tyndvæggede, fordi de kun udsættes for et lavt tryk.. Hjertet overfører, gennem systolen, energi til arterievæggen, som bruges i den resterende del af hjertets cyklus, til at presse blod gennem karsystemet.

For at forstå det følgende afsnit introduceres tre vigtige begreber nedenfor:

- Væskevolumen, der løber igennem et rør pr. tidsenhed, kaldes for væskestrømmen.
- Distancen, som en væske flytter sig pr. tidsenhed er strømningshastigheden.
- Blodvolumen, der løber gennem et væv pr. tids- og vægtenhed er gennemblødning.

Der er en trykforskel imellem begyndelsen og slutningen af et rør. Væskestrømmen i røret afhænger af trykforskellen hen over røret og modstanden i røret. Dette kan udtrykkes i

følgende ligning som minder om Ohms lov for elektriske kredsløb:

$$V_{skestrm}(Q) = \frac{Trykforskel(\Delta P)}{Modstand(R)} \quad (3.1)$$

Drivkraften for væskestrømningen ( $Q$ ) er trykforskellen ( $\Delta P$ ) gennem røret. Hjertets kontraktioner gør, at strømmen i røret går fra et højere, til et lavere tryk. Modstanden ( $R$ ) i en arterie er bestemt af bl.a. gnidningsmodstanden mellem arterievæggen og blodet, blodets viskositet og diameteren af arterien. Når blodet løber igennem arterierne, falder trykket efterhånden i blodet. Ved stigende modstand mod væskestrømmen forøges trykfaldet. Når modstanden i rørvæggen stiger, formindskes væskestrømningen, hvis trykforskellen samtidig ikke er steget.

Et rørs modstand bestemmes ud fra tre parametre:

- Længden af røret.
- Den indre diameter på røret.
- Viskositeten af væsken.

Jo kraftigere hjertet pumper, desto større bliver trykforskellen og dermed blodstrømningen. Blodkarrets diameter er det, der har størst betydning for modstanden mod blodstrømmen. Hvis blodet presses igennem et snævert kar, er der en større del af blodet, der er tæt på karvæggen og bliver derved bremset af friktionskraft. Modsat, hvis diameteren på karret havde været større, ville en mindre del af blodet være i kontakt med væggen og derved ville det ikke blive bremset lige så meget. Modstanden er derfor mindre og blodstrømningen større, i et stort kar.

Blodets viskositet stiger, jo flere røde blodlegemer, der findes i blodet. Jo flere røde blodlegemer, desto højere viskositet. Hvis blodet har en høj viskositet og derved er tyktflydende, så skal der et større tryk til at holde en hvis væskestrøm [1].

## 3.2 Hypertension

Hypertension er en meget almindelig lidelse, ca. 30% af den danske befolkning har forhøjet arterielt blodtryk [2]. Derfor er det vigtigt ofte at få målt sit blodtryk, da forhøjet blodtryk ikke kan mærkes og er den vigtigste årsag til hjerte-kar-sygdomme. Der er tale om hypertension når blodtrykket er 140/90 mmHg eller højere. Ved hypertension bliver arbejdsbelastningen af hjertet forøget, da der skal pumpes blod ud af hjertet mod en større modstand i arteriesystemet.

Forhøjet blodtryk gør at arbejdsbelastningen bliver større. Derved sker der lige så stille en fortykkelse af muskulaturen i venstre ventrikel, da hjertet skal bruge flere kræfter på at pumpe blodet ud i aorta. Det øgede tryk påvirker blodkarrenes belastning, og kan medføre at mindre blodkar kan bryde under det store tryk. Hvis der er tale om blodkar i hjernen kan dette føre til en hjerneblødning. Hypertension er den hyppigste årsag til hjerneblødninger. Hypertension kan føre til en række andre komplikationer i form af åreforkalkning, hjertheinsufficiens [3], akut myokardieinfarkt, hjertekrampe, nyreskader og apopleksi. Forhøjet blodtryk behandles med lægemidler, i form af blodtryksnedsættende

medicin (antihypertensiva). Samtidig er non-farmakologiske metoder, som rygestop, motion, reduktion af saltindtagelse, vægttab og reduktion af alkoholforbrug vigtige i behandlingen af hypertension.

### 3.3 Hypotension

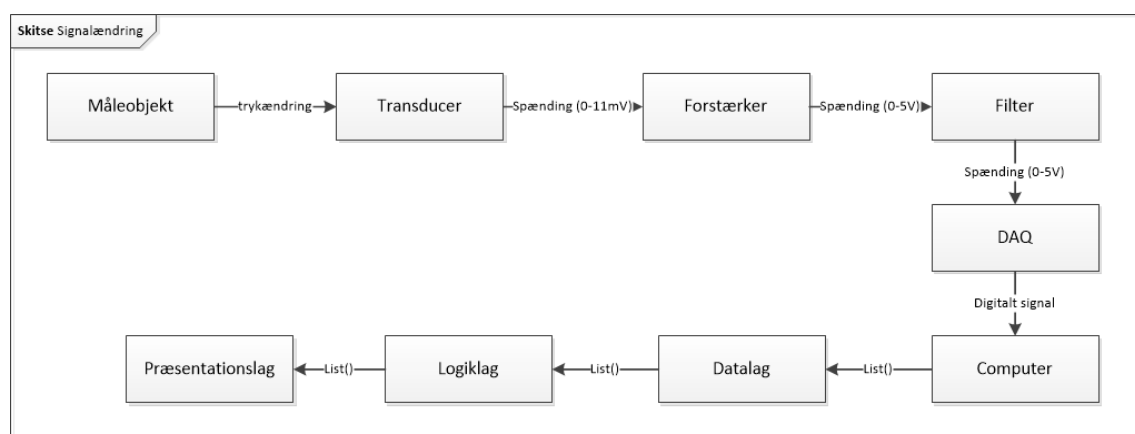
Hypotension er modsat hypertension et lavt blodtryk, og ikke nær så almindeligt. Der er tale om hypotension når blodtrykket er 90/60 mmHg. Hypotension ses især ved en række alvorlige akutte tilstande som akut myokardieinfarkt, lungeemboli, sepsis eller alvorlige blødninger. Patienten kan i disse situationer være i en livstruende shock tilstand. Lavt blodtryk kan også i sjældne tilfælde forekomme kronisk, især ved sjældne stofskiftesygdomme med nedsat produktion af binyrebarkhormoner [4].

# Systembeskrivelse 4

Med udgangspunkt i projektformuleringen kommer dette projekts endelige system til at bestå af et software og hardware system, der kan tilsluttes et måleobjekt, hvorpå et blodtryk kan måles. Systemet skal kunne implementeres i forskningsmiljøer, hvor en eller flere forskere ønsker at analysere indhentede blodtrykssignaler. Visionen er, at systemet skal være let tilgængeligt og effektivt, hvilket vil komme til udtryk ved, at systemet fungerer stabilt.

I dette projekt realiseres en prototype af systemet. Det vil sige at flere dele af systemet udvikles ud fra forsimplede metoder i forhold til hvordan det vil være optimalt at implementere dem i virkeligheden. Her tænkes på hardware-, såvel som software-elementer. Hardwaren i prototypen realiseres på en printplade, således det er muligt at tage den med sig, samt er mere holdbar over tid. Softwaren i prototypen består af flere moduler. Disse er opbygget efter principperne i en trelagsmodel, hvilket vil sige, at koden indeholder et database-lag, logik-lag samt præsentation-lag. Dette er valgt for at skabe et overblik over hvilke dele af software-koden der har ansvaret for de enkelte funktionaliteter i systemet.

Hardwaren består af en forstærker og et filter. Forstærkeren opgave består i at forstærke det analoge signal fra max 11 millivolt til 5 volt. Filtret sørger for at filtrere unødigt støj fra det analog signal. Signalændringen fra måleobjektet helt til visning af signal på graf er skitseret herunder. Det skal pointeres at dette kun er en skitse for at skabe overblik, derfor er flere processer i softwaren udeladt af diagrammet. Database-laget består af en



Figur 4.1: Skitse af signalændring

lukket database samt indhentningen af blodtrykssignalet fra måleobjektet til transduceren gennem hardware inden det rammer software-delen. I den lukkede database gemmes det indhentede blodtrykssignal i en tabel. Signalet gemmes med et tidsstempel samt

under et autogenereret nummer sammensat med det forsøgsnavn aktøren indtaster på brugergrænsefladen ved begyndelsen af en måling.

Logik-laget er handlingslaget, og alt kommunikation til de resterende lag går gennem dette lag. Laget indeholder flere klasser der indeholder metoder til indhentning af systoliske-, diastoliske og puls-værdier ud fra det indhentede blodtrykssignal. Derudover indeholder laget også klasser der har ansvaret for at foretage en filtrering af signalet når dette er valgt.

Præsentationslaget er aktørens vej ind i systemet, dette lag har til ansvar at udskrive valgte data på brugergrænsefladen.

Systemet skal udadtil have en brugergrænseflade i form af en touch skærm eller almindelig computerskærm med tilhørende tastatur. Det er denne skærm som den primære aktør til systemet, altså forskeren, interagerer med. Det tilstræbes at opbygge brugergrænsefladen simpelt og efter forskerens logik, så opbygningen giver mening for systemets bruger. Efter indhentning af blodtrykssignal er systemet i stand til grafisk at vise signalet kontinuerligt, samt udskrive blodtrykssignalets systoliske-, diastoliske- og puls-værdier. Efter ønske kan systemets også alarmere, hvis signalet systoliske-værdier overskrider den definerede grænseværdien. Denne alarm vil være en indikation på at patienten, hvis blodtryk der vises kan lide af forhøjet blodtryk.



# Krav 5

---

Til projektet er der opstillet to krav, som er formuleret i projektoplægget. Det er et krav at disse funktioner implementeres i produktet. Kravene lyder på at der skal udvikles et system, som kan tilsluttes et væskefyldt kateter samt vise en blodtryksskive på en computerskærm. Mere detaljeret vil det sige at systemet skal indeholde to elementer. Først et elektronisk kredsløb, som forstærker signalet fra tryktransducere og filtrerer det med et indbygget analogt filter. Derefter et program til at vise blodtrykket, som funktion af tiden.

Yderligere skal dette program opfylde kravene:

- Programmeres i C#
- Kunne kalibrere blodtrykssignalet og foretage en nulpunktsjustering
- Vise blodtrykket kontinuert
- Kunne lagre de målte data i en tekstfil eller en database
- Kunne filtrere blodtrykket via et digitalt filter, denne funktion skal kunne slås til og fra

På baggrund af disse krav er der opstillet fem Use Cases, der tager højde for disse krav samt beskriver aktørens interaktion med systemet. Disse Use Cases benyttes som kravspecifikation, der har til formål at specificere, hvilke krav der stilles til projektet. Udover ovennævnte krav vil vi også arbejde hen imod at systemet skal afbilde puls, det systoliske blodtryk og det diastoliske blodtryk med tal. Derudover også at systemet alarmerer hvis blodtrykket overstiger indbyggede grænseværdier. Kravene opstilles ud fra kundens ønsker samt leverandørens mulighed for realisering. Systemet består af en computer med programkode, en NI-DAQmx, en transducer og hardware printplade med et filter og en forstærker. Den fulde beskrivelse af hver enkelt Use Case (fully dressed Use Cases) findes i dokumentationen.

## Aktørbeskrivelse

Use Case diagrammet viser de tre aktører: Forsker, Database og Transducer. Herunder er der en detaljeret beskrivelse af hver aktør.

**Forsker** er en primær aktør. Det er denne aktør, som foretager blodtryksmålingen. Målingerne for blodtrykssignalet vises på displayet, som forskeren har tilgang til.



Figur 5.1: Use Case diagram

**Transducer** er en sekundær aktør. Transduceren har til formål at modtage blodtrykssignalet fra måleobjektet, som kan bestå af In Vitro, patient eller anden, som kan skabe en blodtrykssignal.

**Database** er en sekundær aktør. Denne aktør er en database, hvori det ufiltrerede blodtrykssignal gemmes. Ligeledes gemmes det indtastede forsøgsnavn og det autogenerede nummer.

### Use Case beskrivelse

Use Case diagrammet viser ligeledes de fem Use Cases, der er for systemet: Foretag nulpunktjustering, Foretag kalibrering, Start Måling, Gem data, Afslut måling. Disse Use Cases beskriver interaktionen mellem aktørerne og systemet. Herunder er der en kort beskrivelse formålet med hver Use Case.

**UC1: Foretag nulpunktjustering** Forskeren tager stilling til om en nulpunktjustering ønskes foretaget. Hvis nej, går systemet videre til næste Use Case. Hvis ja, påbegynder systemet en nulpunktjustering, hvor en offset-værdi ud fra et kendt signal bestemmes. Denne offset-værdi justeres så ind, så en offset-værdi på nul indstillet. Således er en nulpunktjustering foretaget.

**UC2: Foretag kalibrering** Forskeren tager stilling til om en kalibrering ønskes foretaget. Hvis nej, går systemet videre til næste Use Case. Hvis ja, foretages en kalibrering. Det kræver at forskeren åbner for ventilen på transduceren, der er placeret på måleobjektet. Herefter modtager systemet så en værdi for det atmosfæriske tryk. Denne værdi korrigeres af en algoritme i systemet. Dermed er en kalibrering foretaget.

**UC3: Start måling** Det kræves at måleobjekt, hvor på blodtrykssignal ønskes fra, er tilsluttet. Derfor tilslutter forskeren transduceren til måleobjektet. Derpå kan målingen startes ved at forskeren trykker på knappen START MÅLING. Herefter indhenter systemet blodtrykssignalet, som bliver udskrevet på display. Værdier for puls, systolisk- og diastolisk blodtryk udskrives ligeledes på display.

**UC4: Gem data** Det er muligt for forskeren at gemme det indhentet ufiltrerede blodtrykssignal, inden for en periode valgt af forskeren. Dette gøres ved, at forskeren trykker på knappen GEM. Systemet vil herefter begynde at sende signaldata ind i databasen, hvor dataene gemmes. Dette vil systemet blive ved med at udføre indtil forskeren trykker på knappen GEM igen eller knappen AFSLUT.

**UC5: Afslut måling** Det er muligt for forskeren at lukke systemet ned. Dette gøres ved, at forskeren trykker på knappen AFSLUT. Systemet vil herefter afslutte igangværende processer og lukke ned.

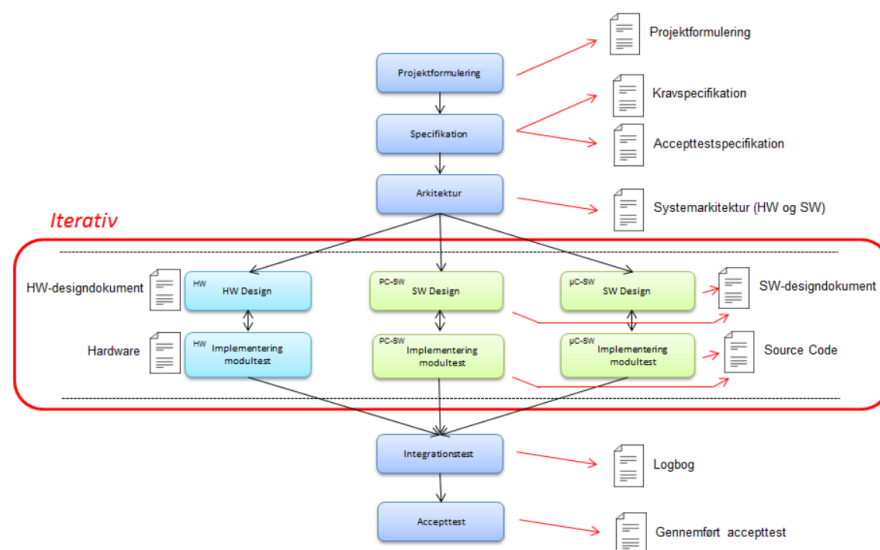
### **Ikke-funktionelle krav beskrivelse**

Ikke-funktionelle krav er struktureret efter (F)URPS+, hvor krav til systemets funktionalitet, brugervenlighed, pålidelighed, præsentation samt vedligehold er beskrevet. Disse krav er primært software-krav. Der opstilles bl.a. et krav om en maksimal tid, der må gå fra, at der er trykket på en knap, til at systemet reagerer. Når der er trykket på en knap, skal systemet foretage den ønskede proces, hvilket eksempelvis er, at ved tryk på GEM-knappen at sende det ufiltrerede blodtrykssignal til databasen, hvor signaldata bliver gemt. Ligeledes er opbygning af display også en del af de ikke-funktionelle krav.

# Projektbeskrivelse 6

## 6.1 Projektgennemførelse

Dette projekt er gennemført vha. forskellige udviklingsprocessor, hvilket er med til at sikre kvalitet, og at deadlines overholdes. En af disse modeller er ASE-modellen [5]. Denne model er en udviklingsmodel, der er udarbejdet af Aarhus Ingeniørhøjskole. Modellen er en semi-iterativ udviklingsproces drevet ud fra projektets Use Cases. Modellen er benyttet på den måde, at gruppemedlemmerne fastlægger en projektformulering, kravspecifikation og systemarkitektur, for derefter at designe og implementere de enkelte hardware og software dele. Gennem en integrations test ses det om hardware og software delene fungerer. Dette ender med en gennemført accepttest, således at det testes om systemet lever op til kravene og der opnås en enighed mellem projektmedlemmer og forsker.

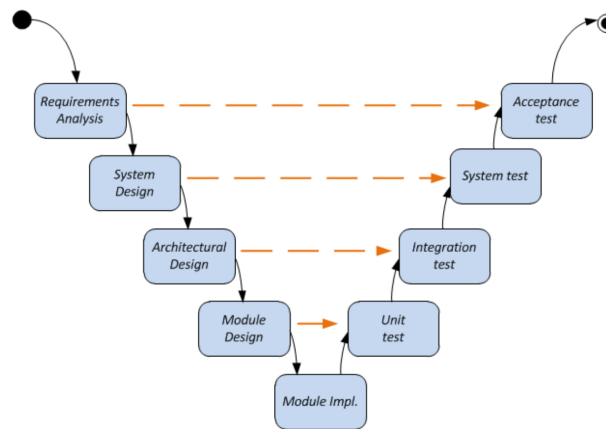


Figur 6.1: ASE-modellen

For at forstå ASE-modellen [5] er det vigtigt at gennemgå Use Cases; et værktøj, som skal beskrive interaktioner mellem diverse aktører og selve systemet. Sammen med de ikke-funktionelle krav opnås et overblik over hvilke funktionalitetskrav, der stilles til systemet. På baggrund af kravspecifikationen kan accepttesten efterfølgende udarbejdes. I dette projekt er hardware- og software design implementering på lige fod, da projektet består af begge ting ligeligt.

V-modellen [5] er en faseopdelt udviklingsmodel, der også er værd at nævne i dette pro-

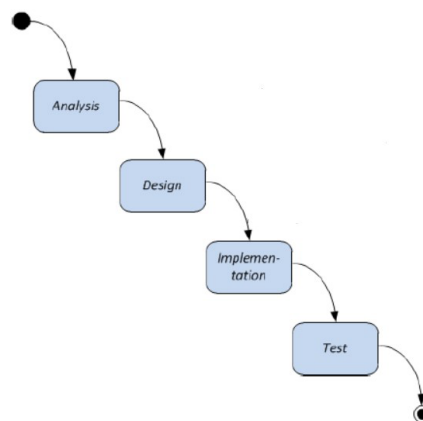
jekt. Den beskriver udviklingsfaserne og testfaserne sideløbende i forhold til projektet, og den er derfor benyttet til dette projekt sideløbende med ASE-modellen. Modellen fungerer således, at specifikationen af test foregår parallelt med udviklingen af selve systemet.



Figur 6.2: V-model

Den er blevet benyttet til hardware og software udviklingen. Hardware og software skulle begge teste deres funktioner inden nye faser blev igangsat, for at verificere om disse funktioner virkede korrekt gennem forløbet. Fordelen ved at teste på forskellige niveauer er, at det skal sikre de udviklede delsystemer, således at de virker som planlagt. Det er vigtigt, at hver fase er udført, før den næste fase påbegyndes.

Vandfaldsmodellen [5] er også blevet benyttet under dette projekt. Softwareudviklingen bærer præg af vandfaldsmodellen, da udviklingen er opdelt i faser, hvor hver fase er blevet gennemført, før den næste er påbegyndt. Dette er i relation til V-modellen, som blev beskrevet før og den er, som vist på figur XX, konstant strømmende nedad.



Figur 6.3: Vandfalds modellen

## 6.2 Projektstyring

Projektet er udarbejdet over et helt semester, hvor undervisningen og forelæsningserne delvist har udgjort grundlaget for teorien benyttet i dette projekt. Der blev i starten udarbejdet en tidsplan, som dog var mulig at ændre undervejs, men med faste deadlines, der skulle overholdes. Hovedpunkterne kan ses i denne tidsplan, som er vedlagt i bilag XX. Projektgruppen har bestået af 6 gruppemedlemmer, som er blevet delt i 2 fokusområder, hardware og software. Fordelingen blev udarbejdet efter den enkeltes ønske. Gruppen har derfor været afhængig af at der var god kommunikation mellem de to undergrupper, derfor har hver arbejdsangang været i samarbejde. Da gruppen har været opdelt, har der været projektmøde hver uge, hvor gruppen har opdateret hinanden og vejleder.

Under projektet har alle medlemmer været med til, at sikre en administrativ kæde af deadlines til individuelle opgaver, samt dagsordener til hvert møde. Disse deadlines har sikret at opgaverne er blevet opfyldt op til møderne, for at hindre langsomme arbejdsprocesser. Da der har været overlap mellem de forskellige opgaver er arbejdet foregået flydende for at sikre, at der blev testet.

## 6.3 Metoder

Til at kunne overskue arkitektur og designet af projektet, er flere forskellige arbejdsmetoder benyttet for at skabe det bedst mulige resultat. For at finde, hvad blodtryksmåleren skal gøre, er der blevet udarbejdet Use Cases. Disse beskriver systemet funktionalitet. Use Cases viser, hvad brugeren skal opleve fra systemet, men ikke, hvordan det sker. I Use Case diagrammet bliver det også vist, hvilke aktører der findes og hvordan de interagerer med systemet.

I projektet bruges accepttest til at teste blodtryksmåleren. Dette gøres ud fra kravspecifikationerne, hvor det er angivet, hvilke krav der er til systemet.

Accepttesten er en test, hvor der beskrives, hvad der skal ske og, hvad brugeren skal gøre. Testen er for at undersøge om produktet opfylder de krav, som der er blevet sat for det. Accepttesten giver et godt overblik for udvikleren og for kunden, der nemt og hurtigt kan se om produktet virker som det skal.

Til beskrivelse af design af software og hardware er diagrammer og skemaer blevet udarbejdet i SysML og UML. SysML er et grafisk modelleringssprog, som kan bruges til at overskueliggøre systemer.

Til software er der blandt andet lavet en applikationsmodel i SysML, som består af et domæne-, klasse- og sekvensdiagram.

Domænemodellen viser sammenhængen mellem blokkene i systemet. Blokkene findes i Use Casene og derved bliver disse to ting koblet sammen.

Klassediagrammet viser, hvilke metoder blokkene har og hvordan de kommunikerer med hinanden. Her findes domæne-, kontrol- og grænsefladeklasser. Kontrolklasserne beskriver, hvordan data behandles mellem domæne- og grænsefladeklasser. Domæneklasser indeholder funktionalitet fra den pågældende softwareblok. Grænsefladeklasserne viser, hvordan, systemet interagerer med omverdenen. Diagrammet gør det nemmere at fremme en lav kobling og høj samhørighed i softwaren.

Sekvensdiagrammet fortæller, hvad der sker i selve koden. Igen går det ud fra Use Casene,

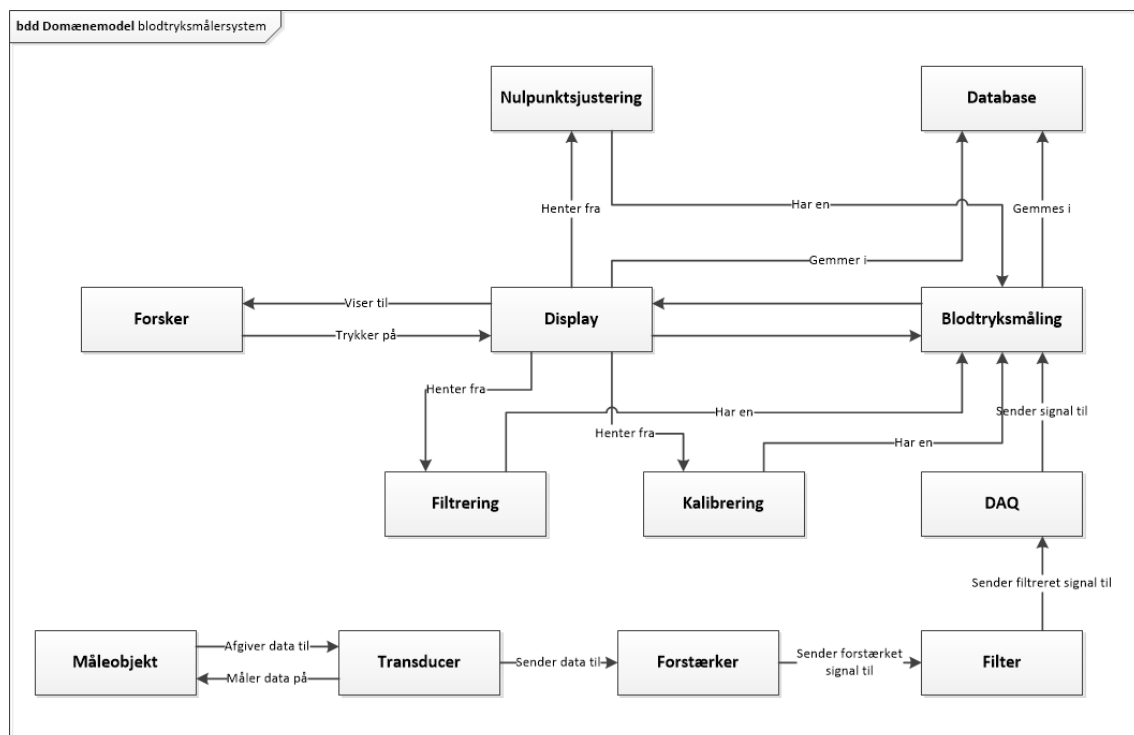
hvor vægten nu er på softwaredelen. Derved beskrives det, hvordan metoder bliver kaldt og hvordan de forskellige klasser interagerer. Hver Use Case skal her gennemgås i software, så der skabes et overblik over vejen gennem koden.

For at skabe et overblik og indsigt i koden, er der i UML udarbejdet et aktivitetsdiagram og et klassediagram. Aktivitetsdiagrammet går i dybden med en specifik metode. Det er kun blevet gjort for relevante metoder. Her tydeliggøres det, hvordan hver metode fungerer og, hvad den indeholder. Klassediagrammet fortæller hvilke metoder, en klasse indeholder og hvordan klasserne hænger sammen.

Til hardwaren er der blevet brugt Block Definition Diagram(BDD), som viser hvilke blokke et system indeholder og hvilke porte de har. BDD er lavet til at give et overblik over systemet. Ud fra BDD'et er et Internal Block Diagram(IDB) blevet lavet. Her vises, hvilke signaler som findes i systemet og hvordan de sendes rundt. Her vises portene igen og der skal være overensstemmelse mellem BDD og IDB.

Til udarbejdelsen af kredsløb blev Analog Discovery brugt til at simulere signalet, som i sidste ende skal komme fra transduceren. Først blev kredsløbet opbygget på et fumlebræt, hvor det blev testet for at afprøve om det lever op til kravene. Når det opfylder kravene, flyttes det over på et VEVO Board. VEVO Boardet bliver igen testet før aflevering.

## 6.4 Systemarkitektur



Figur 6.4: Domæne Model

### 6.4.1 Hardware

I hardware delen skal der ligge en forstærkning og et lavpasfilter. Det differentieret signal fra transduceren skal forstærkes og filtreres før det kan sendes ind i DAQ'en. Se figur

### 6.4.2 Software

## 6.5 Problemidentifikation (design)

### 6.5.1 Hardware

#### Forstærkning

Transduceren måler en trykændring som den omsætter til en spænding. Dette er udtrykt ved et differentieret signal, som sendes ind i forstærker-blokken.

Signalet fra transduceren er en lav spænding, som skal forstærkes op, for at passe med DAQ'ens input. Denne forstærkning udregnes ud fra det maksimale output fra transduceren og det maksimale input til DAQ'en. Se beregningerne under Implementering.

Under simulering bruges Analog Discovery som en funktionsgenerator, der simulerer det differentieret signal.

#### Lavpas

I projektet skal der laves et 2. ordens lavpasfilter. Filteret skal laves for at sikre, at der ikke opstår aliasering.

Aliasering [6] er, hvor signalet bliver gentaget. Når man har signalet i det digitale domæne, bliver spektret for signalet en periodisk funktion. Det vil sige, at den gentager sig selv, efter et bestemt stykke tid.

Det skal sikres, at der ikke kommer overlap mellem signalet og et alias. Da det ellers kunne give anledning til misforståelser. Derfor laves et lavpasfilter, som sikre at der ikke ligger noget signal ved den halve samplingsfrekvens.

Lavpasfilteret skal være et Sallen-Key Butterworth-filter med en knæfrekvens på 50 Hz og en samplingsfrekvens på 1kHz. Ud fra oplysninger givet til projektet, vides det at filteret skal dæmpe signalet med 20 dB, under antagelse af at den forekommende støj er mindre end signalet, også når det forekommer over knæfrekvensen.

Ved en typisk blodtryksmåling forekommer der ikke signal over 50 Hz, samtidigt er signalet her aftaget med ca. 70 dB. For at få signalet, ved den halve samplingsfrekvens til at være  $1/2 \cdot LSB$ , skal det ydeligere dæmpes 20 dB. Derfor oplyses filterets til at være 50 Hz, da dette giver en minimums dæmpning på 20 dB pr. dekade.

### 6.5.2 Software

## 6.6 Implementering

### 6.6.1 Hardware

#### Forstærkning

For at få den rette forstærkning er det blevet valgt, at benytte instrumentationsforstærkeren INA-114. Her kan transduceren sættes på med det differentierede signal. INA114 er



valgt da følgende gælder[7] for instrumentationsforstærkere:

- Differentielt input - single ended output
- Gain justering med ændring af kun én modstand
- Meget høj indgangsimpedans
- Stor Common Mode Rejection Ratio(CMRR)

For at udregne den korrekte forstærkning, bruges følsomheden fra transduceren og eksistationsspændingen. Først udregnes det maksimale output fra transduceren:

$$9V \cdot 250mmHg \cdot 5\mu \cdot 10^{-5}uV/V/mmHg = 11.25mV \quad (6.1)$$

Da det er besluttet at det maksimale input til DAQ'en [6] er 5V, kan forstærkningen (Gain) nu udregnes:

$$\begin{aligned} 5V &= 11.25mV \cdot G \\ G &= 444.44 \end{aligned} \quad (6.2)$$

For at få den rette forstærkning udregnes den eksterne modstand ( $R_g$ ) til INA114 [8]. INA114's forstærkning afhænger af størrelsen på  $R_g$ , hvis modstanden er stor, er forstærkningen lille og omvendt.  $R_g$  udregnes ved formlen:

$$\begin{aligned} G &= 1 + \frac{50k\Omega}{R_g} \\ 444.44 &= 1 + \frac{50k\Omega}{R_g} \Rightarrow R_g = 112.75\Omega \end{aligned} \quad (6.3)$$

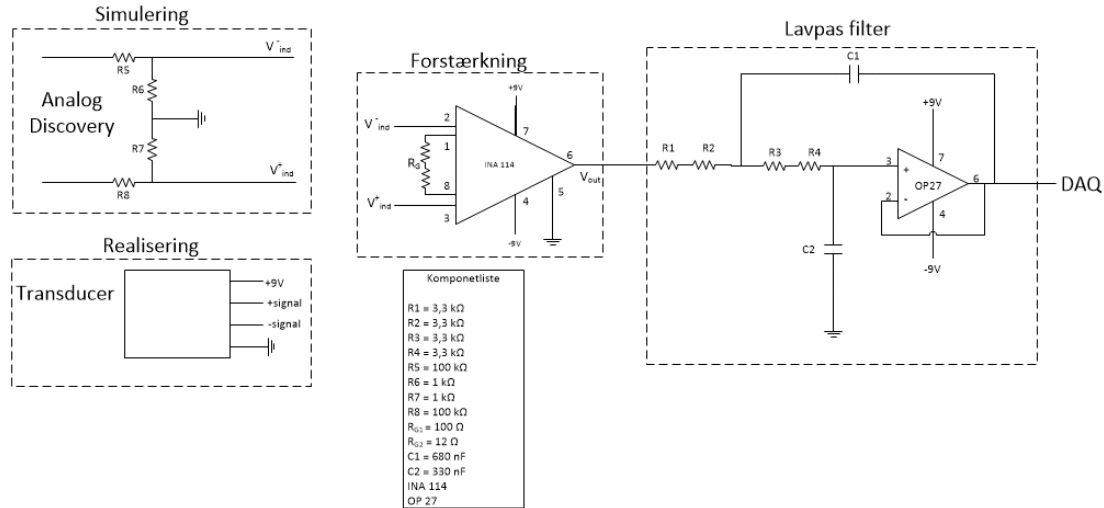
Derved fås en værdi for den eksterne modstand til INA114, som skaber den ønskede forstærkning.

Den ønskede forstærkning kan bruges, da det passer over ens med båndbredden. Dette kan undersøges da produktet af forstærkning og båndbredde er konstant og båndbredden skal ligge over knæfrekvensen for filteret. Se beregning i Dokumentation ligning 3.4.

For at imødekomme usikkerheden ved Analog Discovery der bruger lave spændinger, laves et kredsløb efter spændingsdelerprincippet. Signalerne fra Analog Discovery skal sendes igennem dette kredsløb, hvor de efter spændingsdeler princippet gøres mindre.

Derved kan Analog Discovery sende signaler med en højere spænding ind i kredsløbet og usikkerheden mindskes. Hvis INA114 skal have 11.25 mV skal Analog Discovery sende 1.1352 V ind.

På figur 6.5 ses et diagram af det endelige kredsløb med komponentværdier. Her ses, hvordan det ser ud ved realiseringen med transduceren og ved simuleringen ved Analog Discovery.



Figur 6.5: Diagram over HW

### Lavpas

For at opnå den ønskede effekt i lavpasfilteret, blev det oplyst at  $f_c = 50$  Hz,  $f_s = 1$  kHz,  $R_1 = R_2$  og  $C_2 = 680$  nF. Ud fra disse værdier, udregnes de resterende komponentværdier for filteret.

Overføringsfunktionen for et 2. ordens filter er:

$$H(z) = \frac{\omega_n^2}{(s^2 + 2 \cdot \zeta \cdot \omega_n \cdot s + \omega_n^2)} \quad (6.4)$$

For at finde overføringsfunktionen for det gældende system, vides det at følge ligninger gælder [9]:

$$\begin{aligned} \omega_n &= 2 \cdot \pi \cdot 50 = \frac{1}{\sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} \\ 2 \cdot \zeta \cdot \omega_n &= \frac{1}{C_2} \cdot \left( \frac{R_1 + R_2}{R_1 \cdot R_2} \right) \end{aligned} \quad (6.5)$$

Derved fås en overføringsfunktion:

$$H(z) = \frac{\left( \frac{1}{\sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} \right)^2}{s^2 + \left( \frac{1}{C_2} \cdot \left( \frac{R_1 + R_2}{R_1 \cdot R_2} \right) \cdot s \right) + \left( \frac{1}{\sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} \right)^2} \quad (6.6)$$

Da det bliver oplyst at  $R_1 = R_2$ , kan funktionen reduceres. Den kan samtidig simplificeres. I sidste ende fås funktionen, se Bilag for nærmere udregninger:

$$H(z) = \frac{1}{s^2 + s \cdot \frac{C_1 \cdot C_2 \cdot R^2}{2} + \frac{1}{C_1 \cdot C_2 \cdot R^2}} \quad (6.7)$$

Da der arbejdes med at 2. ordens Butterworth filter, vides det at udsvinget  $\zeta$  skal være 0.7 [10]. Den sidste overføringsfunktion sammenlignes med den generelle for 2. ordens systemer.

Det gælder at  $C2 = 680 \cdot 10^{-9} nF$ . Det er muligt at isolere forskellige lige led. Først isoleres der for modstanden:

$$\begin{aligned} \frac{2}{R \cdot C2} &= 2 \cdot \zeta \cdot \omega_n \\ \frac{2}{R \cdot 680 \cdot 10^{-9}} &= 2 \cdot 0.7 \cdot (2 \cdot \pi \cdot 50) \\ &\Downarrow \\ R &= 6687 \Omega \end{aligned} \quad (6.8)$$

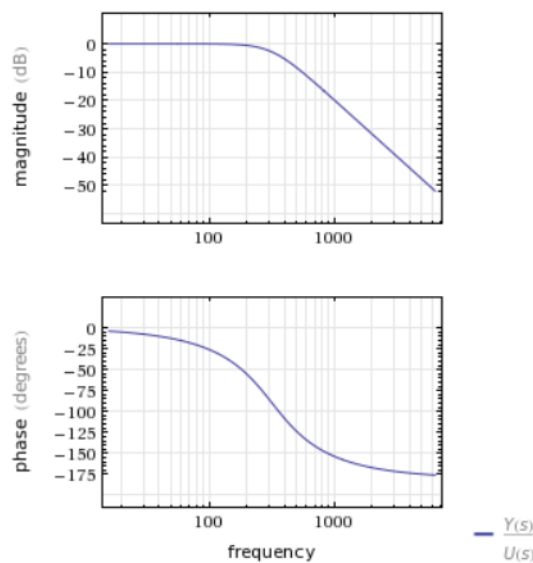
Derved er modstandene udregnet til  $R = 6687 \Omega$ . Nu kan der isoleres for den sidste kondensator  $C1$ :

$$\begin{aligned} \frac{1}{C1 \cdot C2 \cdot R^2} &= \omega^2 \\ \frac{1}{C1 \cdot 680 \cdot 10^{-9} \cdot 6687^2} &= (2 \cdot \pi \cdot 50)^2 \\ &\Downarrow \\ C1 &= 333 \cdot 10^{-9} nF \end{aligned} \quad (6.9)$$

Dette betyder, at kondensatoren  $C1$  har værdien  $333 \cdot 10^{-9} nF$  og  $C2 = 680 \cdot 10^{-9} nF$ . Derved er alle komponentværdierne til lavpasfilteret fundet og det kan nu realiseres.

Under udviklingen af lavpas filteret er komponent størrelserne, blevet ændret for at kunne realisere det. De brugte komponent værdier er:  $R = 6.6 k\Omega$ ,  $C1 = 330 \cdot 10^{-9} nF$  og  $C2 = 680 \cdot 10^{-9} nF$ . For at være sikker på at filteret har de ønskede karakteristika, laves et bodeplot for den endelig overføringsfunktion:

$$H(z) = \frac{62500000000}{610929 \cdot \left( s^2 + \frac{250000}{561} \cdot s + \frac{62500000000}{610929} \right)} \quad (6.10)$$



Figur 6.6: Bodeplot

Udregning af den præcise oversving  $\zeta$  ud fra de benyttet komponentværdier:

$$\frac{2}{R \cdot C1} = 2 \cdot \zeta \cdot \omega_n$$

$$\frac{2}{6600 \cdot 680 \cdot 10^{-9}} = 2 \cdot \zeta \cdot (2 \cdot \pi \cdot 50)$$

$$\Downarrow$$

$$\zeta = 0.709$$
(6.11)

Dvs. at ændringerne på komponentværdierne ikke har haft en betydelig ændring på  $\zeta$ .

## 6.6.2 Software

## 6.7 GUI-beskrivelse

### 6.7.1 Algoritmer (grænseværdier)

### 6.7.2 Filteret/Ufilteret

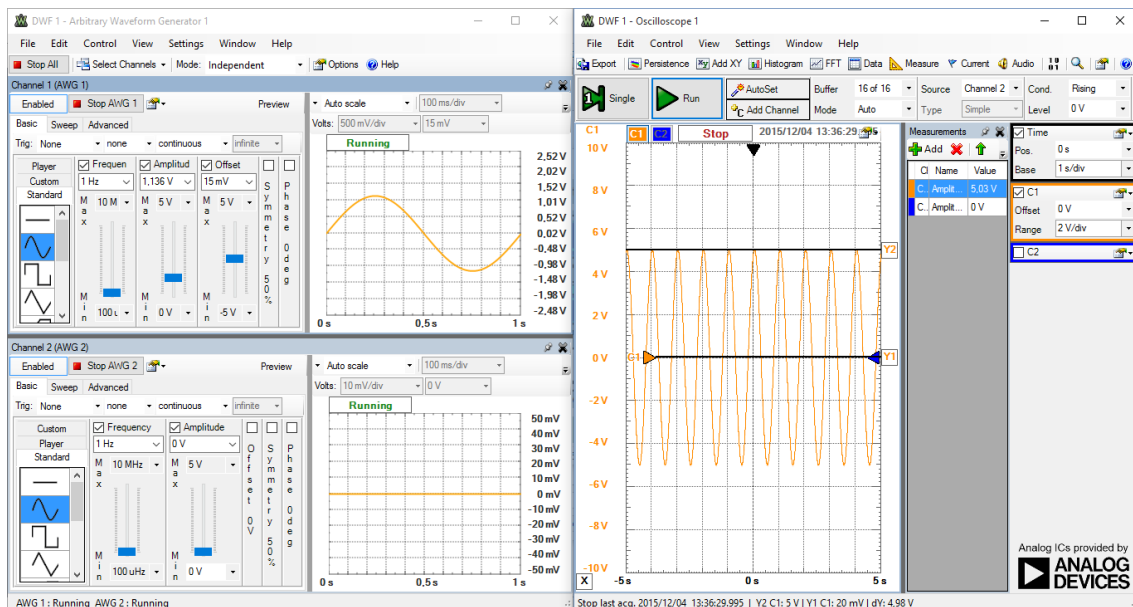
### 6.7.3 Lagring af data i Database

## 6.8 Test

### 6.8.1 Hardware

#### Forstærkning

For at teste forstærkningen sendes et differentieret signal ind vha. Analog Discovery, hvor der ses på hvor meget signalet bliver forstærket. På figur 6.7 ses det signal, som sendes ind i forstærknings blokken og det, der måles på udgangen af blokken.



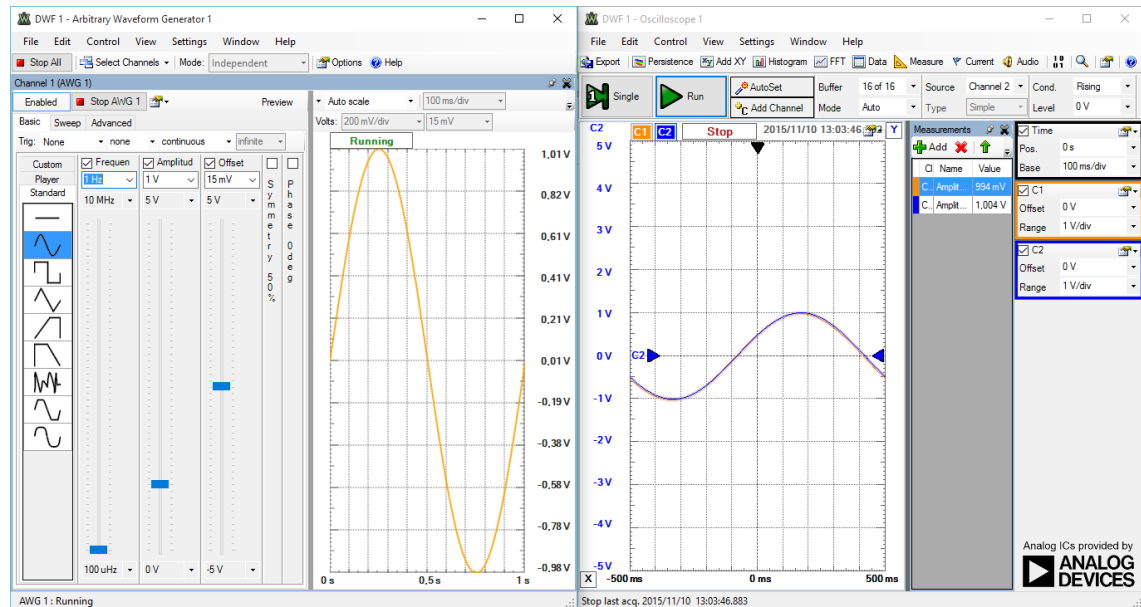
Figur 6.7: Forstærknings blok

Der sendes et differentieret signal ind i INA114. På udgangen, ses det at signalet er blevet forstærket op til 5 V DC. Herved er maks. input til forstærknings-blokken blevet forstærket

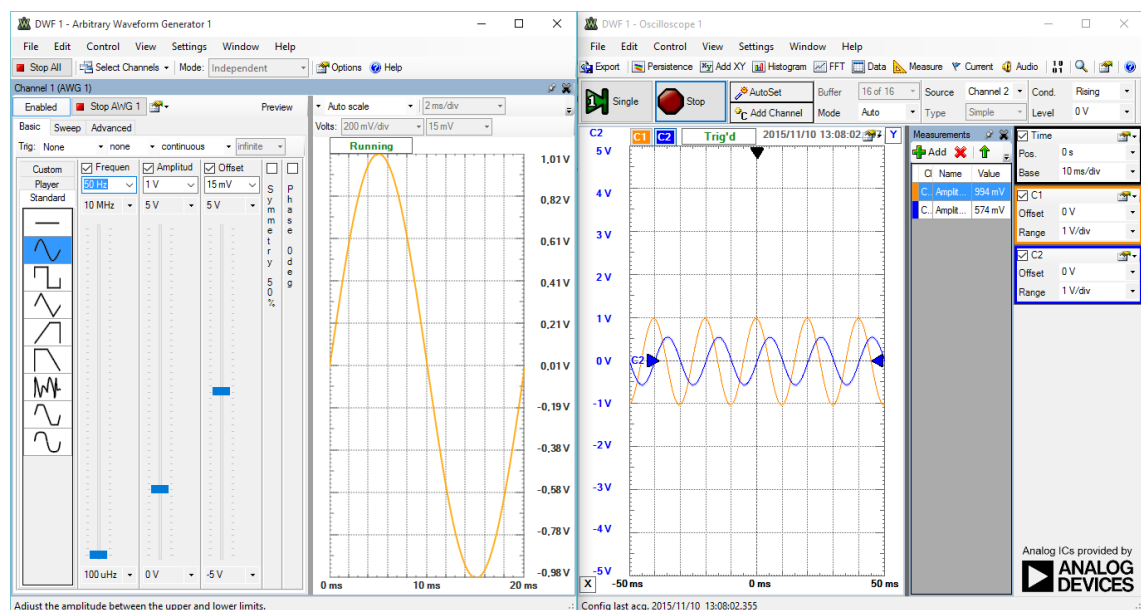
så det passer med maks. input til DAQ'en. Signalet bliver ikke ændret på andre måde i denne blok.

## Lavpas

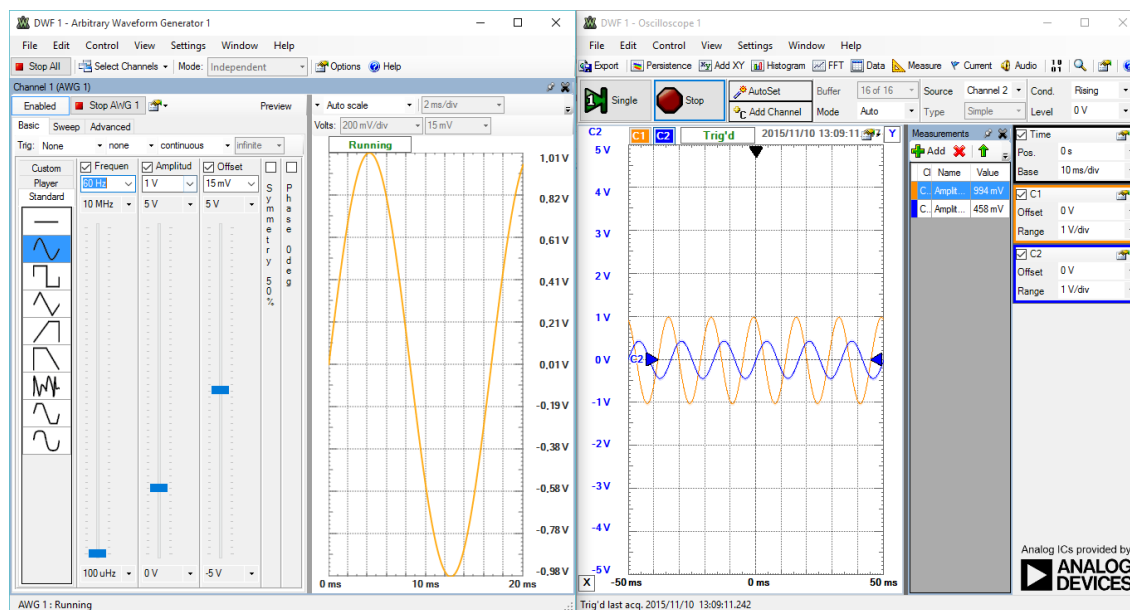
For at teste lavpasfilteret foretages målinger med en sinus, hvor frekvensen variere for hver måling. Derved aflæses fasen, mellem indgang- og udgangssignal, og amplituden for hver måling. Ved knæfrekvensen skal fasedrejningen være  $90^\circ$ . Dette kan aflæses på figur 6.9. Efter knæfrekvensen skal amplituden gå mod nul. Ved målingen for 60 Hz figur 6.10, kan det ses hvordan amplituden er faldet drastisk efter knæfrekvensen.



Figur 6.8: Måling for 10 Hz



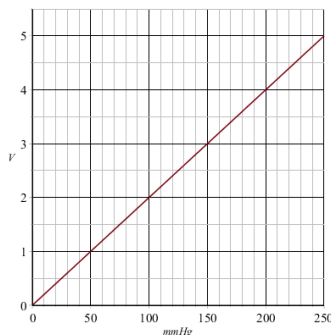
Figur 6.9: Måling for 50 Hz



Figur 6.10: Måling for 60 Hz

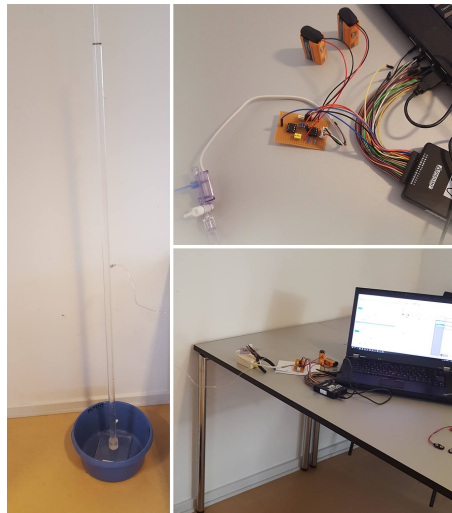
### Kalibrering med vandsøjle

Efter forstærkning og lavpasfilteret er blevet testet hver for sig, udføres en kalibrering af systemet vha. en vandsøjle. Her bruges en udleveret vandsøjle med tre målepunkter, hvor det er angivet hvor højt trykket er ved hvert af disse punkter, målt i millimeter kviksølv (mmHg). Derved kan det testes om hardware-delen måler den rigtige spænding i forhold til mmHg. Ud fra det maksimale antal volt (V) spænding og mmHg kan det udregnes, hvad hardware skal vise ved 100 mmHg.



Figur 6.11: Graf til kalibrering, fra udregninger

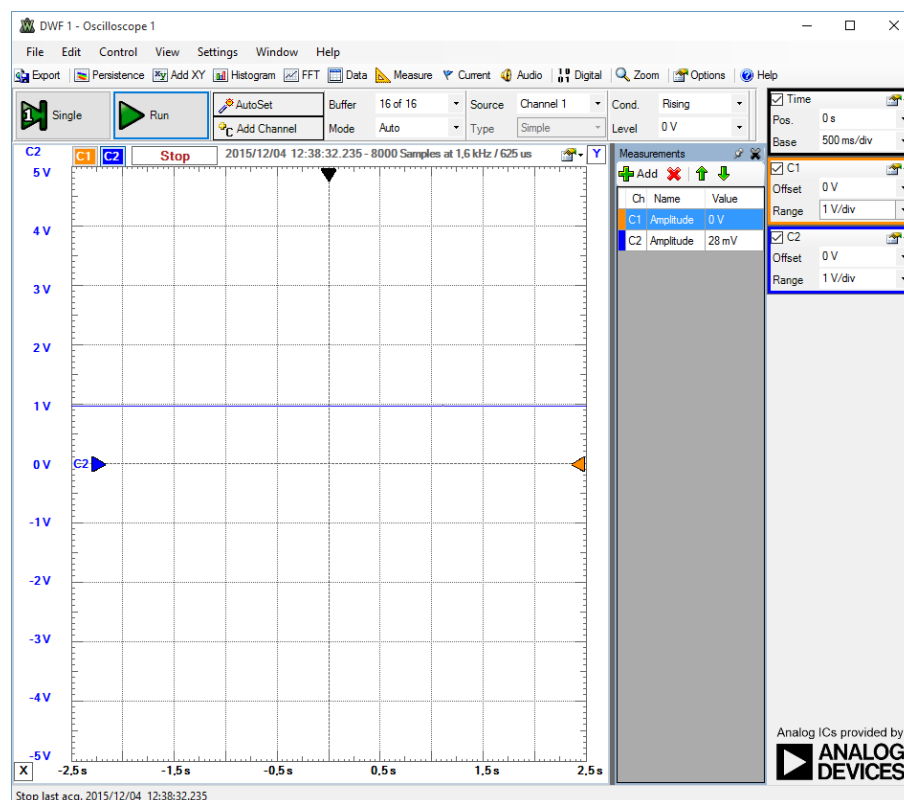
Testen udføres ved, at fylde vand i søjlen til et bestemt punkt. Transducere skal være tilkoblet et af de tre målepunkter, mens de andre er lukket til. Transducere er sat til forstærkningen, der hvor Analog Discovery tidligere har været sat til. Transducere er tilkoblet 0-9V, ved batterierne. På samme måde som ved simuleringen aflæses målingen på computeren ved hjælp af programmet WaveForms. Da det vides hvilken trykændring der måles på, ved vi fra grafen til kalibreringen, hvilken spænding den skal vise. Dette fortages for de tre målepunkter på vandsøjlen, hvor hver måling sammenlignes med den udregnede graf. For hver måling, skal transducere flyttes til et af de andre målepunkter.



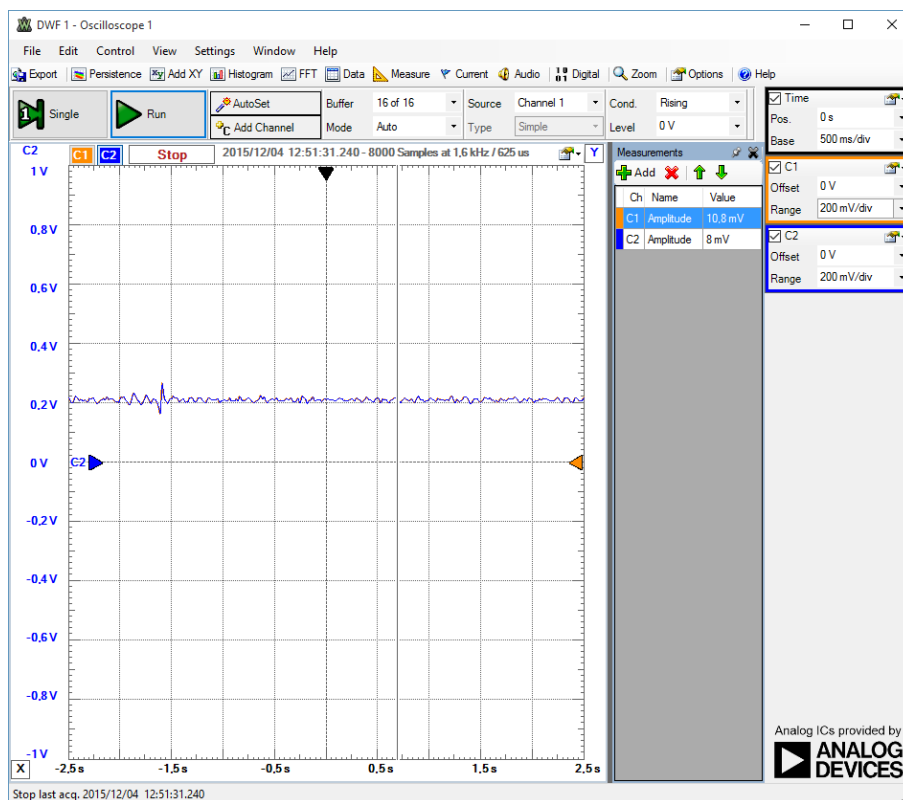
Figur 6.12: Opstilling

Opstillingen er gjort klar og der hentes ekstra vand under testen. Vandet skal bruges til at fylde vandsøjlen på til de forskellige målinger.

Ud fra grafen i figur 6.11 vides, hvad svaret på hver måling skal være. På figur 6.13 ses målingen, da transduceren var tilkoblet målepunktet for 50 mmHg. Ud fra figur 6.11 vides det at målingen skal vise 1V DC.



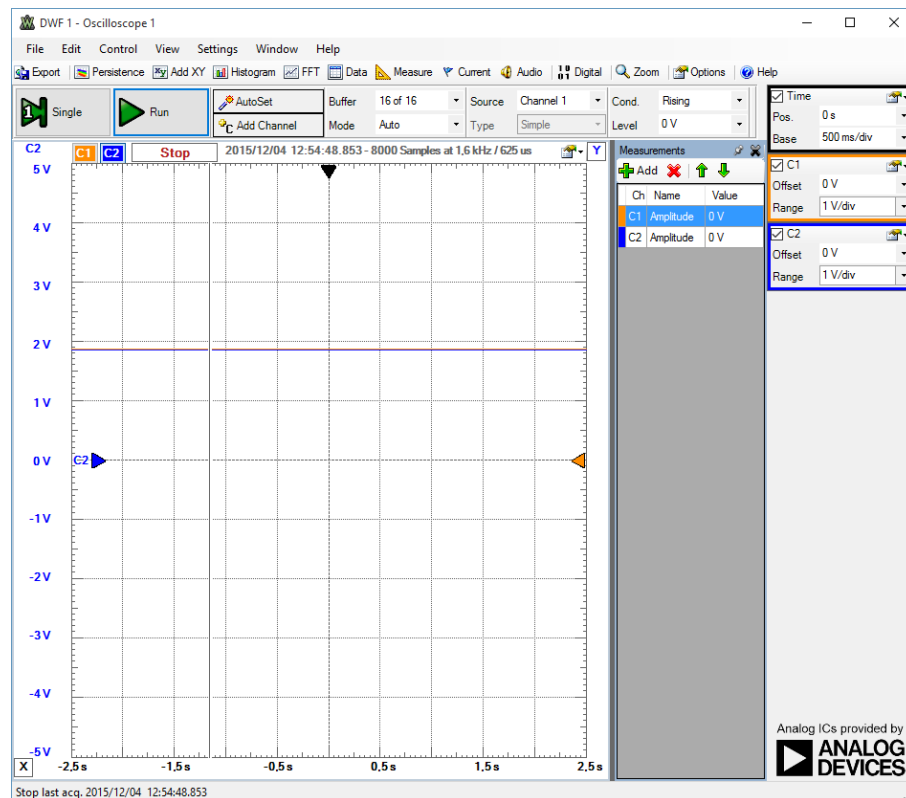
Figur 6.13: Måling ved 50 mmHg



Figur 6.14: Måling ved 10mmHg

På målingen for 10 mmHg ses en del rystelser(udsving på signalet). Som det ses på figur 6.14 ligger signalet ikke præcist på 0.2V, dette kan skyldes at under testen, skal transduceren være i højde med målepunktet. Pga. korte ledninger, blev det under testen derfor nødvendigt at løfte og holde transducer, vevo board og Analog Discovery i højde med målepunktet.





Figur 6.15: Måling ved 100mmHg

Ved målingen for 100mmHg skulle der måles en spænding på 2V. Som det ses på figur 6.15 ligger den ikke præcist på 2V. Som under målingen for 10 mmHg skal transducere være i samme højde som målepunktet. Her er målepunktet lavt, men det skaber stadig en del usikkerhed.

### 6.8.2 Software

## 6.9 Resultater og diskussion

### 6.10 Udviklingsværktøjer

Gennem projektarbejdet har vi anvendt en række forskellige værktøjer til udvikling af blodtryksmåler-systemet. Disse er yderligere uddybet herunder.

#### Visual Studio 2013

Software delen af projektets programmering er skrevet i sproget C-sharp. Her er Visual Studio 2013 anvendt som kompiller, da programmet gør det nemt at omskrive tekst til kode. Visual Studio 2013 indeholder også funktionen Windows Form Application, der visuelt kan fremstille de ønskede resultater i form af knapper, grafer og labels mv. i en samlet brugergrænseflade, som aktøren interagerer med.

#### Microsoft Visio 2016

Microsoft Visio er et tegne værktøj, der i dette projekt er anvendt til at designe både

SysML og UML diagrammer, som benyttes ved organisering af hardware og software design. Microsoft Visio er det oplagte valg, da diagrammer lavet i programmet får et enkelt og overskueligt udseende, og dermed fremstår det tydeligt for læseren hvad diagrammet vil vise.

### **Analog Discovery og Waveform fra Digilent**

Analog Discovery og Waveform er i projektet benyttet som omformer og signal generator under testfasen. Her fungerer Analog Discovery som en Waveform generator, så et analog signal kan sendes videre ind i lavpasfiltret, forstærkeren og derefter ind i DAQ'en. I den endelig implementering erstattes Analog Discovery og Waveform med transduceren.

### **NI-DAQmx**

NI-DAQmx er et værktøj udarbejdet af National Instruments, som anvendes til at omforme det indkomne analoge signal fra transduceren (Analog Discovery) til et digital signal. Værdier fra NI-DAQmx er af en type som kan anvendes i selve softwarekoden.

### **LaTeX**

LaTeX er anvendt i projektet til design og opsætning af projektrapport og projektdokumentation. LaTeX er god til tekstformatering, hvor opsætning og strukturer defineres samlet for hele rapport, samt god til versionsstyring. Til at skrive selve koden benyttes programmet TeX-maker som kombiler.

## **6.11 Opnåede resultater**

## **6.12 Perspektivering - Fremtidigt arbejde**

I fremtiden vil blodtryksmåleren kunne udvides gennem flere muligheder. Da blodtryksmåleren er lavet til forskningsbrug, er der ingen idé i at udvide mod patienter. En forlængelse af systemet kunne derimod være en metode, som skal kunne vise gemte målinger.

Et log-in vindue er en anden ting, som kunne forbedre systemet, for på den måde at skabe større sikkerhed for forskeren og dataen. Et log-in vindue vil gøre at, en forsker kan være sikker på at hans målinger og forskning ikke kan tilgås af andre. Det kræver en større udvidelse, hvor der skal laves et log-in vindue og en database, hvor password og brugernavn gemmes. Der skal også laves en metode, som kan tjekke om det indtastede password og brugernavn passer over ens med det i databasen.

Generelt skal de standarder, som findes for blodtryksmålere undersøges grundigere. Specielt brugergrænsefladen, men også resten af systemet som enheder og visning af graf, skal rettes til efter de passende standarder.

Hvis systemet ydeligere skulle tilpasses forskning, kunne det gøres gennem en bedre navngivning af data i tabellen eller et bedre overblik over, hvordan data bliver gemt f.eks. gennem en liste for de gemte målinger. På den måde vil det blive nemmere for forskeren at finde frem til gamle målinger.

I forhold til hardware er målet, at det hele skal samles i en kasse. Så det på den måde ikke er muligt at ændre eller stille ved det. Derved skal filteret og forstærkningen laves på en printplade. Samtidigt skal det ved kassen være en plads til batterierne, hvor det er muligt

at kunne skifte dem, når nødvendigt. Derved fås en kasse, som nemt kan flyttes rundt på og som ikke er i fare for at gå i stykker.

# Konklusion 7

---

Formålet med projektet var, at udvikle en blodtryksmåler, som består af en hardware- og en softwaredel. Hardwaredelen består af en forstærker blok og et lavpasfilter. Hardwaren modtager et differentieret signal fra transduceren som forstærkes og filtreres inden det sendes gennem en DAQ og videre ind i softwaren. Softwaren vil gennem algoritmer, kunne detektere systoliske- og diastoliske værdier. Ud fra de to værdier ville programmet kunne udregne pulsen.

Da projektet blev lavet til forskningsbrug skulle forskeren kunne gemme sine målinger i en database. Herudover var formålet med projektet, at blodtryksmåleren skulle kunne blive kalibreret og nulpunktsjusteret, når det var ønsket.

I dette projekt er det lykkedes, at udvikle en repræsentativ prototype, der opfylder de overordnede formål. Systemet viser, på under tre sekunder, den systoliske- og diastoliske værdi. Det er derfor hurtigt og nemt, for en forsker, at få målbare data.

Selvom dette kun er en prototype, så er hardwaredelen blevet udviklet til at være brugervenlig. Kredsløbet er blevet loddet på et VEVO Board og lagt i en kasse. Batterierne holdes udenfor kassen, da det på denne måde vil være ubesværet for forskeren, at skifte batterierne. På kassen vil en lille diode lyse, når batterierne er sat til.

På trods af et funktionsdygtigt slutprodukt, må det konkluderes, at arbejdsprocessen blev stressede. Både hardware- og softwaredelen tog længere tid end forventet. Hensigten med den første tidsplan var god, men pga. DSB miniprojekter og en KSS eksamen, blev tidsplanen skubbet og især softwaredelen blev presset hen mod slutningen. Derfor er det ikke lykkedes at opfylde alle punkter i kravspecifikationen (disse punkter er beskrevet i problemrapporten).

Alt i alt er der blevet udviklet en fornuftig prototype, der med en smule videreudvikling, uden besvær, ville kunne bruges af en forsker.

# Bilag 8

---

Bilagene kan findes på den tilførende CD. Herunder findes en liste over bilagene.

1. Samarbejdsaftale
2. Beregninger af overføringsfunktion
3. OP27 Datasheet
4. INA114 Datasheet
5. Transducer Datasheet
6. NI-6009 DAQ Datasheet

# Litteratur

---

- [1] Egil Haug og Jan G. Bjålie Olav Sand, Øystein V. Sjaastad. *Menneskets anatomi og fysiologi*. Gads forlag, 2008.
- [2] Egil Haug og Jan G. Bjålie Olav Sand, Øystein V. Sjaastad. *Menneskets anatomi og fysiologi*. Gads forlag, 2008.
- [3] Hanne Ramløv Ivarsen og Ahmed Aziz. *Sygdomslære for sundhedsprofessionelle*. Gads forlag, 2013.
- [4] <http://prodoktor.dk/lavt-blodtryk/> : d. 26.11.2015 kl. 09:33.
- [5] Kim Bjerger. *Development Processes*. IHA, 2015.
- [6] Richard G. Lyons. *Understanding Digital Signal Processing*. Prentice Hall, 2011.
- [7] Peter Johansen. *Instrumentationsforstærkeren*. IHA, 2014.
- [8] *INA114 Datasheet*.
- [9] [https://en.wikipedia.org/wiki/Sallen%E2%80%93Key\\_topology](https://en.wikipedia.org/wiki/Sallen%E2%80%93Key_topology).
- [10] Gregory J. Toussaint Rolande E. Thomas, Albert J. Rose. *The Analysis and Design of Linear Circuits*. Wiley, 2012.

# Figurer

---

4.1	Skitse af signalændring . . . . .	7
5.1	Use Case diagram . . . . .	10
6.1	ASE-modellen . . . . .	12
6.2	V-model . . . . .	13
6.3	Vandfalds modellen . . . . .	13
6.4	Domæne Model . . . . .	15
6.5	Diagram over HW . . . . .	18
6.6	Bodeplot . . . . .	19
6.7	Forstærknings blok . . . . .	20
6.8	Måling for 10 Hz . . . . .	21
6.9	Måling for 50 Hz . . . . .	21
6.10	Måling for 60 Hz . . . . .	22
6.11	Graf til kalibrering, fra udregninger . . . . .	22
6.12	Opstilling . . . . .	23

6.13 Måling ved 50 mmHg . . . . .	23
6.14 Måling ved 10mmHg . . . . .	24
6.15 Måling ved 100mmHg . . . . .	25