



## AARHUS SCHOOL OF ENGINEERING

SUNDHEDSTEKNOLOGI  
3. SEMESTERPROJEKT

---

# Rapport

---

*Gruppe 4*

Mads Fryland Jørgensen (201403827)  
Jeppe Tinghøj Honoré (201371186)  
Freja Ramsing Munk (201406736)  
Nicoline Hjort Larsen (201405152)  
Sara-Sofie Staub Kirkeby (201406211)  
Tine Skov Nielsen (201404233)

*Vejleder*

Thomas Nielsen  
Aarhus Universitet

Antal sider: 37



# Resumé

---

Gennem dette projekt er der arbejdet med udarbejdelse af et blodtryksmålingssystem til en situation på en operationsstue. Produktet er udviklet som en invasiv blodtryksmåler, som udfører en præcis og kontinuerlig blodtryksmåling, hvilket er en fordel i forhold til casen.

Til udvikling af systemet er benyttet både SysML og UML til system-, software- og hardwarebeskrivelse. Udviklingsmetoder som V-modellen er anvendt til udvikling og test. Produktet er udviklet som en prototype bestående af en hardware-del såvel som en software-del.

Hardware-delen sørger for at få forstærket et blodtrykssignal op til en størrelse, der kan arbejdes med i softwaren, samt at udglatte signalet, som skal illustreres grafisk på en tilhørende computerskærm.

Funktionerne i software-delen sørger for den grafiske visning af et blodtrykssignal, en valgfri yderligere udglatning af signalet, samt detektering af puls, systolisk og diastolisk blodtryk. Der er desuden implementeret en funktion, der ved hypo- og hypertension alarmerer via både lyd og grafik. Det sundhedsfaglige personale kan justere alarmværdier, således de tilpasses det enkelte individ. Data fra blodtryksmålingen gemmes efterfølgende i en privat database.

Projektet har opfyldt de overordnede krav, hvilket er dokumenteret i accepttesten.

## Abstract

This project deals with development of an invasive blood pressure monitor that meets the conditions of an operating theater.

The product performs a precise and continuous blood pressure measurement, which is an advantage in relation to the given conditions.

SysML and UML have been used in the development process for describing the overall system including software and hardware. The V-model has been used for development and testing.

The product has been implemented as a prototype consisting of a hardware part and a software part.

The hardware part smoothens and amplifies an electrical blood pressure signal to a gain that makes it suitable for the software to display it on a monitor.

The software part also provides a choice of further smoothing of the signal as well as detection of pulse, systole and diastole. An alarm, which informs the user in case of hypertension or hypotension graphically and sonically, has been implemented as well. The healthcare professionals are able to adjust the thresholds in order to fit the individual patient. Afterwards, the measurement data are stored in a private database.

Through tests it has been concluded that the system are capable of fulfilling the given requirements.

*Gruppemedlemmer*

---

Jeppe Tinghøj Honoré (201371186) Dato

---

Mads Fryland Jørgersen (201403827) Dato

---

Freja Ramsing Munk (201406736) Dato

---

Nicoline Hjort Larsen(201405152) Dato

---

Tine Skov Nielsen (201404233) Dato

---

Sara-Sofie Staub Kirkeby (201406211) Dato

*Vejleder*

---

Thomas Nielsen Dato

# Godkendelsesformular

---

*Godkendelsesformular*

Forfattere:

---

Jeppe Tinghøj Honoré

---

Mads Fryland Jørgensen

---

Freja Ramsing Munk

---

Nicoline Hjort Larsen

---

Tine Skov Nielsen

---

Sara-Sofie Staub Kirkeby

**Godkendes af** Thomas Nielsen

**Antal sider** 37

**Kunde** Aarhus Universitet

Ved underskrivelse af dette dokument accepteres produktet af begge parter.

**Dato:** 15. december 2015

---

Kundens underskrift

---

Leverandørens underskrift

# Ordliste

---

Ord	Forklaring
BDD	Block Definition Diagram
CPU	Central Processing Unit
DAQ	Data Acquisition
(F)URPS+	Functionality, Usability, Reliability, Performance og Supportability
GUI	Graphical User Interface
IBD	Internal Block Diagram
IHA	Ingeniørhøjskolen Aarhus
SQL	Structured Query Language
UML	Unified Modeling Language

# Indholdsfortegnelse

---

<b>Resumé</b>	i
<b>Godkendelsesformular</b>	iii
<b>Ordliste</b>	iv
<b>Kapitel 1 Indledning</b>	2
<b>Kapitel 2 Projektformulering</b>	3
<b>Kapitel 3 Baggrund</b>	6
3.1 Hjertet & Kredsløb . . . . .	6
3.2 Hæmodynamik . . . . .	7
3.3 Hypertension . . . . .	9
3.4 Hypotension . . . . .	9
3.5 Blodtryksmåling . . . . .	9
3.6 Sensorer . . . . .	10
<b>Kapitel 4 Systembeskrivelse</b>	12
<b>Kapitel 5 Krav</b>	13
5.1 IHA's krav . . . . .	13
5.2 Funktionelle krav . . . . .	13
5.3 Ikke-funktionelle krav . . . . .	15
<b>Kapitel 6 Projektbeskrivelse</b>	16
6.1 Projektgennemførelse . . . . .	16
6.2 Metode . . . . .	16
6.2.1 Ase-modellen . . . . .	16
6.2.2 Vandfald . . . . .	17
6.2.3 V-model . . . . .	18
6.2.4 SysML . . . . .	19
6.3 Specifikation og analyse . . . . .	19
<b>Kapitel 7 Design, implementering og test</b>	21
7.1 Hardware design . . . . .	21
7.2 Software design . . . . .	23
7.3 Hardware implementering . . . . .	24
7.4 Software implementering . . . . .	26
7.4.1 3 lags modellen . . . . .	26
7.4.2 Tråde . . . . .	26

7.4.3	Observer	27
7.4.4	Kode elementer & diagrammer	27
7.5	Test	30
7.6	Resultater og diskussion	31
7.7	Opnåede erfaringer	33
7.8	Fremitidigt arbejde	33
<b>Kapitel 8 Konklusion</b>		<b>35</b>
<b>Litteratur</b>		<b>36</b>

**Versionhistorik**

Version	Dato	Ansvarlig	Beskrivelse
---------	------	-----------	-------------

---

# Indledning 1

---

En blodtryksmåling er i Danmark en af de hyppigst udførte undersøgelser på hospitaler, praktiserende læger, i ambulancer, plejehjem og bloddonorcentre. Den hyppige undersøgelsesratio skyldes bl.a., at forhøjet blodtryk er et stort problem i Danmark, især hos den ældre del af befolkningen. Incidensen i Danmark er omkring 1 million, hvor mange af disse patienter har en så minimal blodtryksafvigelse, at man ikke giver medicinal behandling til at starte med. Mange i Danmark går rundt med en blodtryksafvigelse uden at vide det, da de tilhørende symptomer ofte er nogen, der kan associeres med en anden årsag. Incidensten for blodtrykssygdomme er stigende med alderen og når op på 40% ved de 60-69-årige.[1]

En blodtryksmåling kan foretages både invasivt med nål og non-invasivt med manchet. Fælles for begge metoder er, at blodtryksapparatet leverer et spændingssignal, som ændres afhængigt af trykket i årerne, hvorefter der monitoreres blodtryksværdier klassificeret ved systoliske og diastoliske værdier. Det samlede signal er det, der bliver afbildet på den typiske blodtryksmonitor.

Den non-invasive blodtryksmåling er den mest udbredte og giver et her-og-nu-billede af blodtrykket. Den invasive måling benyttes mere ved kliniske undersøgelser og operationer, hvor det er en fordel at få vist blodtrykket kontinuerligt på en graf.

Blodtryk anses for at være normalt, hvis det befinner sig mellem 100-140mmHg systolisk, og mellem 60-90mmHg diastolisk.[2]

I dette projekt er formålet, på baggrund af viden om kredsløbet og blodtryksmålinger, at udvikle et system, som kan måle og detektere akutte blodtryksafvigelser på et måleobjekt.

Til dette er der udviklet hardware, som skal forstærke og filtrere et blodtrykssignal, som efterfølgende skal vises kontinuerligt og analyseres i et udviklet program. Projektets scenarie er en blodtryksmåler til en operationsstue. Her er det nødvendigt at overvåge blodtrykket løbende. Blodtrykket kan få pludselige ændringer, hvilket bl.a. kan skyldes blødninger og shock. Systemet er derfor udviklet til at kunne give besked om disse ændringer i blodtrykket, samt at kunne gemme dokumentation herom.

Rapporten er opstillet efter normer for naturvidenskabelige rapporter, bestående af et baggrundsniveau med forklarende teori, der er brugt til at drage konklusioner i rapporten, et kravsspecifikationssniveau, og derefter et afsnit som informerer om projektudførelsen.

# Projektformulering 2

---

## Ansvarsområde

Projektets opgaver er blevet uddelt mellem nedenstående seks gruppemedlemmer. En gruppe har haft ansvaret for udvikling hardware og dokumentering heraf, og en anden gruppe har haft ansvar for udvikling af software, samt en ligeledes dokumentering heraf.

Område	Ansvarlig
Hardware-udvikling og dokumentation	FRM, NHL og SSK
Software-udvikling og dokumentation	JTH, TSN og MFJ
Resterende rapport afsnit	Alle

Tabel 2.1: Ansvarsområder

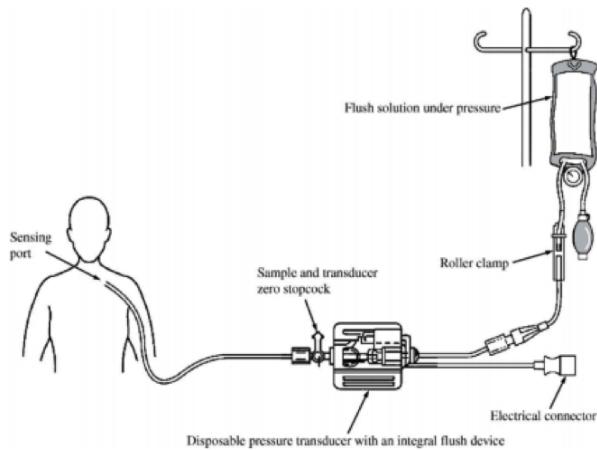
## Initialer:

Jeppe Tinghøj Honoré - JTH  
Mads Fryland Jørgensen - MFJ  
Tine Skov Nielsen - TSN  
Freja Ramsing Munk - FRM  
Nicoline Hjort Larsen - NHL  
Sara-Sofie Staub Kirkeby - SSK

## Projektformulering

I dette projekt var problemstillingen at lave en invasiv blodtryksmåler til en valgfri institution. Der er i den forbindelse blevet arbejdet med blodtryksmåling, udvikling af hardware til blodtryksmåleren samt udarbejdelse af et program til analyse af blodtryksmålingen.

Motivationen for projektet bygger på, at der i klinisk praksis ofte er behov for kontinuert at kunne monitorerer en patients blodtryk. Dette er især vigtigt på en operationsstue, hvor blodtrykket er en vigtig parameter til monitorering af patientens helbredstilstand, hvilket også ligger til grund for udarbejdelsen af dette projekt.



Figur 2.1: Tilslutningen af væskefyldt kateter

Da det er vigtigt med kontinuerlige målinger af blodtrykket, bliver målingen foretaget invasivt. På billedet ses det, hvordan blodtryksmålesystemet er tilsluttet patientens arterier via et væskefyldt kateter.

I dette projekt skal der arbejdes på at udarbejde et system, der kan tilsluttes det væskefyldte kateter og vise en blodtrykskurve, samt blodtryksværdier på en computerskærm.

Systemet skal bestå af to elementer:

1. Det ene element består af et elektronisk kredsløb, der forstærker signalet fra transduceren og filtrerer signalet med et indbygget analogt filter.
2. Det andet element er et program, der afbilder blodtrykket grafisk som funktion af tiden. Programmet skal ligeledes vise blodtryksværdier, samt puls og kunne udløse en alarm, hvis grænseværdier for blodtrykket overskrides.

## Afgrænsning

Fra IHA's side er der på forhånd defineret nogle krav til projektets indhold, hvilket indebærer:

### Hardware

- Der skal designes et aktivt 2. ordens lavpasfilter af typen Sallen-Key med unity gain
- Filteret skal designes som et Butterworth-filter med cutoff-frekvens på 50Hz. C2 skal vælges til  $680\text{nF}$  og  $R1 = R2$ . Operationsforstærkeren skal være af typen OP27

### Software

- Programmet skal programmeres i C#

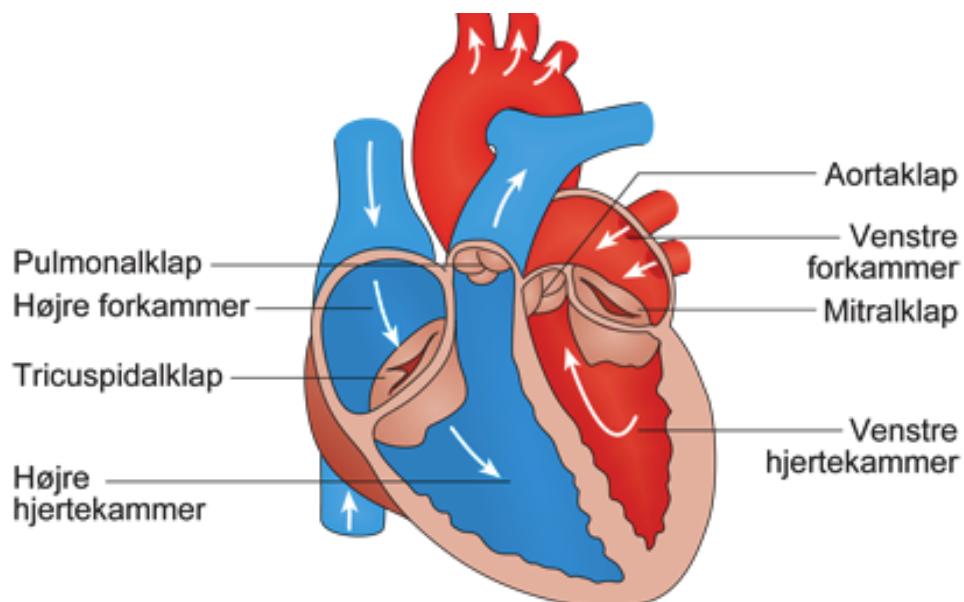
- Programmet skal kunne kalibrere blodtrykssignalet og foretage en nulpunktsjustering
- Programmet skal kunne vise blodtrykssignalet kontinuerligt
- Programmet skal kunne lagre de målte data i enten en tekstfil eller en database
- Programmet skal kunne filtrere blodtrykket i selve programmet via et digitalt filter, hvilket skal kunne slås til og fra

Projektets resultat vil kunne hjælpe sundhedsfagligt personale med at bevare overblikket over deres patients fysiske tilstand under en operation. Da det både kan være en planlagt eller akut situation på operationsstuen er det vigtigt, at systemet virker optimalt og udøver den bedste hjælp til personalet.

# Baggrund 3

## 3.1 Hjertet & Kredsløb

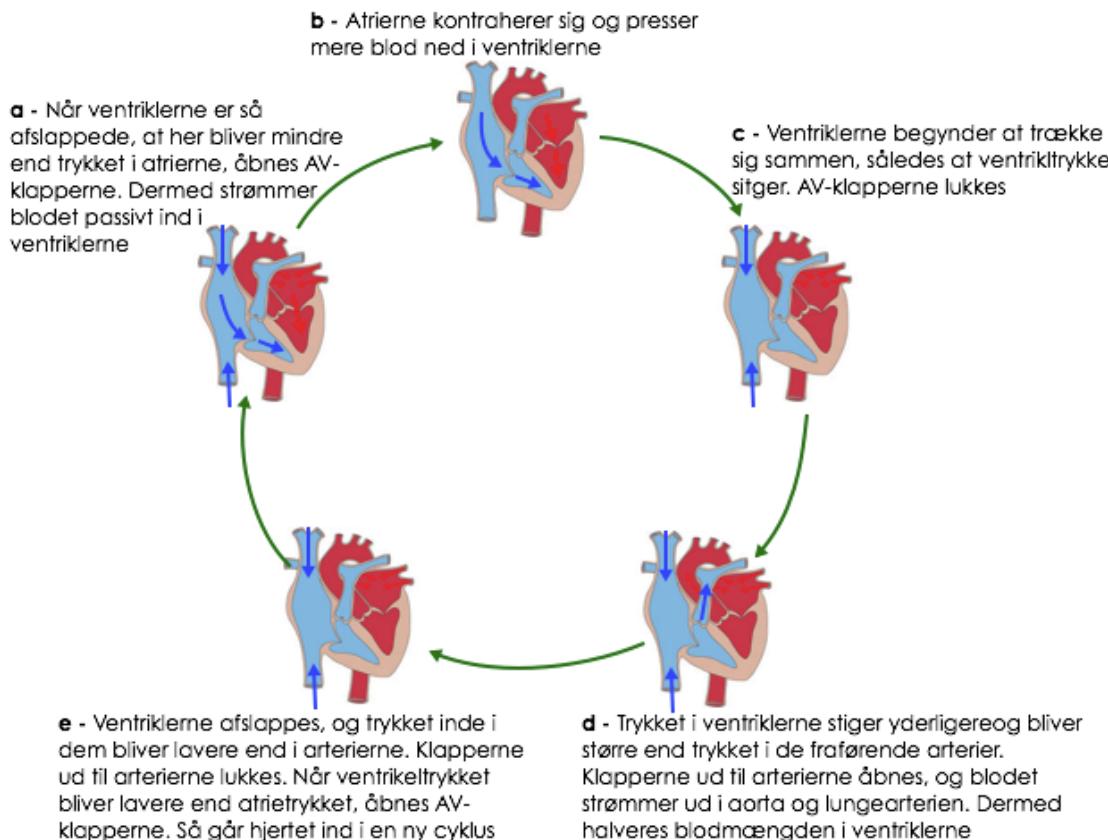
Hjertet, *cor*, er en hul muskel, der har til opgave at pumpe blodet rundt til hele kroppen. Hjertet består af i alt fire kamre, som det kan ses på figur 3.1 nedenfor. To forkamre, atrier, og to hjertekamre, ventrikler. Atrierne fungere primært som reservoir for blod, mens ventriklerne fungerer som den effektive pumpe.



Figur 3.1: Hjerte med forklarende pile [3]

Hjertekamrene og forkamrene er adskilt fra hinanden af anulus fibrosus, som er en plade af bindevæv. Anulus fibrosus består af fire bindevævsringe, der er forbundet med hinanden. To af disse udgør åbningerne mellem atrierne og ventriklerne. De to sidste danner åbningerne mellem højre hjertekammer og lungepulsåren og venstre ventrikkel og hovedpulsåren. Ved alle bindevævsringene er der klapper, der fungere som ventiler.

AV-klapperne sidder mellem atrierne og ventriklerne. Klappen mellem højre atrium og ventrikkel kaldes tricuspidalklap, mens klappen mellem venstre atrium og ventrikkel kaldes mitralklap, se figur 3.1. Aortaklappen er placeret ved afgangen af hovedpulsåren og pulmonalklappen ved afgangen af lungepulsåren. Klapperne fungere således, at blodet kun kan løbe én vej gennem dem. Åbningen samt lukningen af disse er en passiv proces, som bestemmes af forskelle i væsketrykket på de to sider af klapperne.



Figur 3.2: De forskellige faser i hjertets cyklus [4]

Hjertets cyklus, som er illustreret ved figur 3.2, inddeltes i to hovedfaser. Den første kaldes diastolen. I diastolen er ventriklerne afslappede og fyldes med blod. Det vil sige, at trykket i ventriklerne bliver lavere end trykket i atrierne, således at AV-klapperne åbnes, og blodet begynder at strømme ind i ventriklerne. Under hele diastolen er aortaklappen lukket. Den anden fase kaldes systolen. I systolen kontraherer ventriklerne sig. Trykket i ventriklerne overstiger trykket i atrierne således, at AV-klapperne lukkes, så tilbagestrømning af blod til atrierne forhindres. Når ventriklerne har kontraheret sig så meget, at trykket i ventriklerne overstiger trykket i hovedpulsåren samt i lungepulsåren, åbnes aortaklappen og pulmonalklappen, og blodet strømmer ud i hovedpulsåren og lungepulsåren. Ventrikernes tryk falder igen til under atriernes tryk, hvilket påvirker, at AV-klapperne åbnes igen og hjertets cyklus starter forfra.

## 3.2 Hæmodynamik

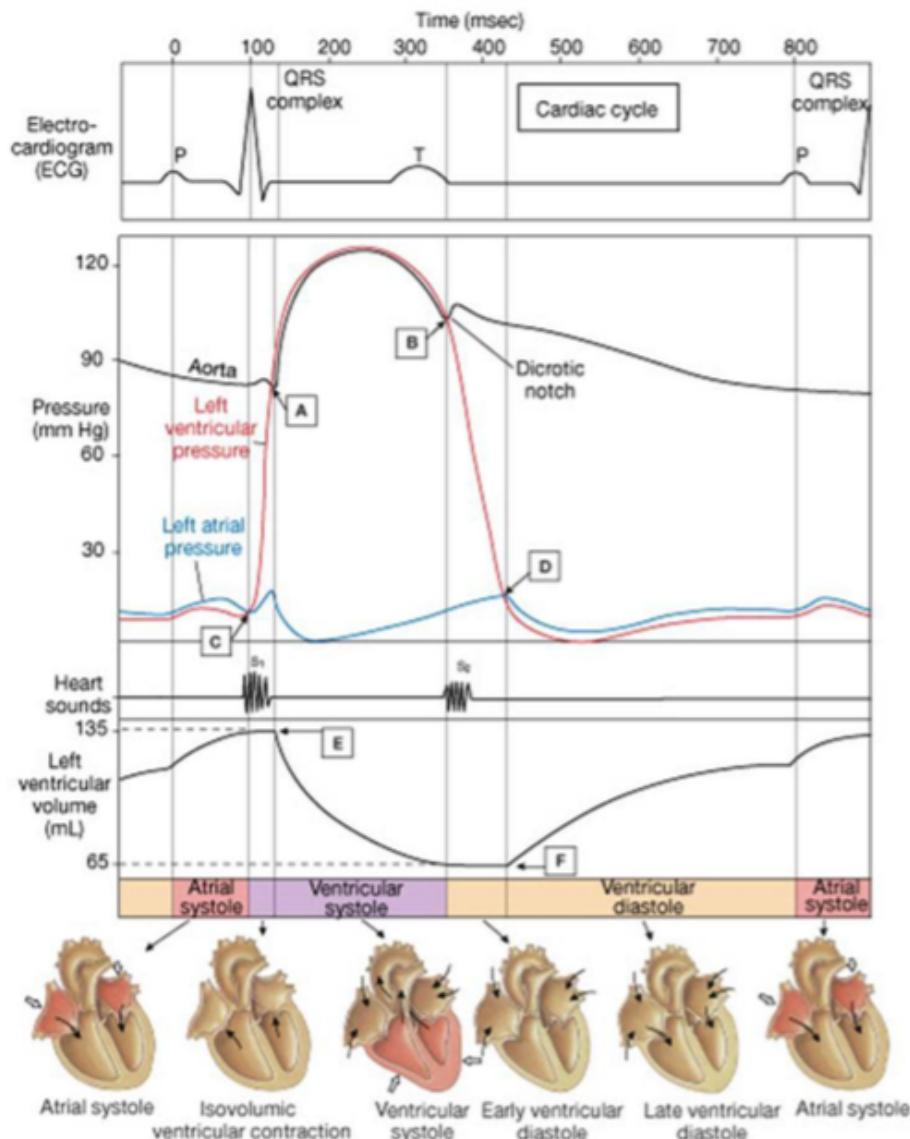
Når blodet skal fra hjertet og rundt i kroppen, taler man om et blodflow. Blodets flow opfører sig som shear thinning fluid, hvilket gør sig gældende ved ikke-newtoniske væsker med formindsket viskositet. At blodet hører under denne kategori, skyldes at erytrocytterne organiseres ved et øget flow.

Når hjertet pumper, opstår der et tryk i blodkarrene. Blodtrykket er produktet af hjertets

pumpearbejde og modstanden mod blodstrømmen i blodkredsløbet. Trykket er højest i arterierne og lavest i veneerne.[5]

Blodtrykket deles op i et systolisk tryk og et diastolisk tryk. Det systoliske tryk er det tryk, der opstår under hjertets sammentrækning, altså hjertets uddrivningsfase. Det diastoliske tryk opstår i hjertets afslapningsfase. I disse faser er det arterielle blodflow ikke steady, men derimod pulsatilt.

Dog falder trykket ikke til 0 i diastolen pga. pulsårevæggernes elasticitet. Forholdet mellem tryk og volumen er illustreret i figur 3.3



Figur 3.3: Forhold mellem tryk og volumen [8]

Figur 3.3 viser yderligere, hvordan hjerteklappens lukning fungerer, når et trykfald herover ændrer retning. I det systemiske kredsløb er første kar aorta, som grundet sin elasticitet vil få størstedelen af blodmængden, som er pumpet ud af venstre ventrikkel, til at blive dæmmet op i aorta. Dette medfører, at der oplagres en elastisk potentiel energi i aortavæggen. Denne energi udgør et tryk, der har indflydelse på og bidrager til et blodflow i diastolen efter

aortaklappens lukning og hjertets uddrivningsfase.

### 3.3 Hypertension

Hypertension defineres ud fra vedtagne blodtryksgrænser. De nuværende blodtryksgrænser ligger på et systolisk tryk over 140mmHg og/eller et diastolisk tryk på over 90mmHg. Disse grænserværdier gælder uanset patientens alder. Grænseværdierne er dog kun et udgangspunkt, for der kan godt opstå hypertension hos en person med et i forvejen for lavt blodtryk og i dette tilfælde vil grænseværdierne ikke nå op på værdien for definitionen af hypertension.

Hypertension medfører betydelig øget risiko for kardiovaskulære sygdomme, som oftest er apopleksi og iskæmisk hjertesygdom. Herudover kan hypertension medføre påvirkning af nyrenerne.[9]

### 3.4 Hypotension

Hypotension defineres som et vedvarende systolisk tryk under 100mmHg i hvile.

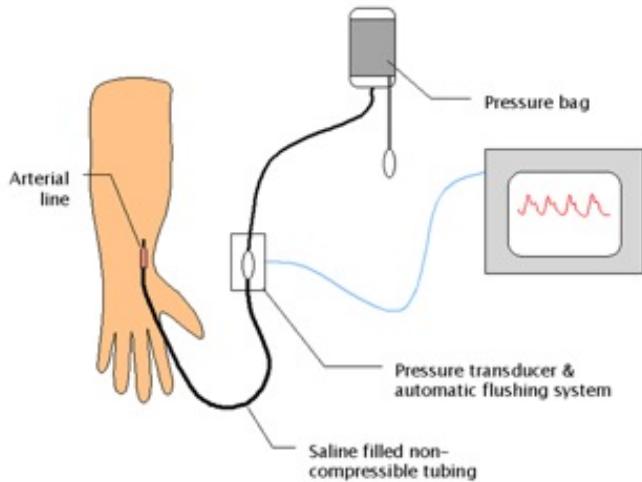
Under operationer og traumer er hypotension en mere alvorlig ting og defineres ofte som shock.

Shock er defineret ved en patofysiologisk tilstand karakteriseret ved, at blodcirculationen er utilstrækkelig til at imødekommе kroppens metaboliske behov. Blodtryksgrænsen for shock angives forsimplert ofte at være systolisk blodtryk på under 90mmHg eller et fald i systolisk tryk på 40mmHg. [10]

### 3.5 Blodtryksmåling

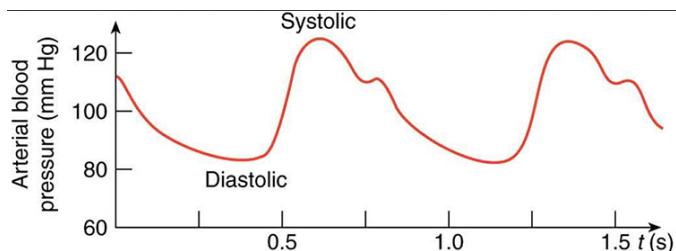
For at kunne detektere et blodtryk som beskrevet i ovenstående, er det nødvendigt at foretage en blodtryksmåling.

Der findes mange former for blodtryksmålinger. Man skelner mellem non-invasive og invasive målinger. De non-invasive målinger kan være målemetoder som den klassiske blodtryksmåling med manchet, stetoskop og kviksølvsmannometer. Den invasive metode indebærer en indsættelse af instrument i kroppen og benyttes blandt andet på operationsstuer. Et invasivt blodtryksmålingsapparat kan deles op i to generelle metoder. Den mest brugte kliniske metode er at koble det vaskulære tryk til et eksternt sensorelement via et væskefyldt kateter. Den anden metode er en metode, hvor vandkoblingen bliver elimineret ved at inkorporere sensoren i spidsen af kateteret i det vaskulære system.



Figur 3.4: Opstilling af invasiv blodtryksmåling [6]

Som set på figur 3.4, placeres en nål invasivt på en patient. Nålen er forbundet til en trykpose med et natriumklorid-fyldt kateter, påsat en transducer. Posen har en udtømningmekanisme, der sørger for, at der ikke er bobler i kateteret. Det interne tryk i posen bliver reguleret, til at ligge over patientens systoliske blodtryk. Når trykket i posen reguleres, kan dette observeres på den tilkoblede monitor. Når trykreguleringen stoppes, fortsætter posen med at dryppe natriumklorid i kateteret, da det stopper blodet fra at fylde kateteret. Trykket fra patientens arterie kan nu aflæses, da trykket i kateteret stemmer overens med det tryk, der kan findes i arterien. [6]



Figur 3.5: Grafisk afbildning af blodtryk [7]

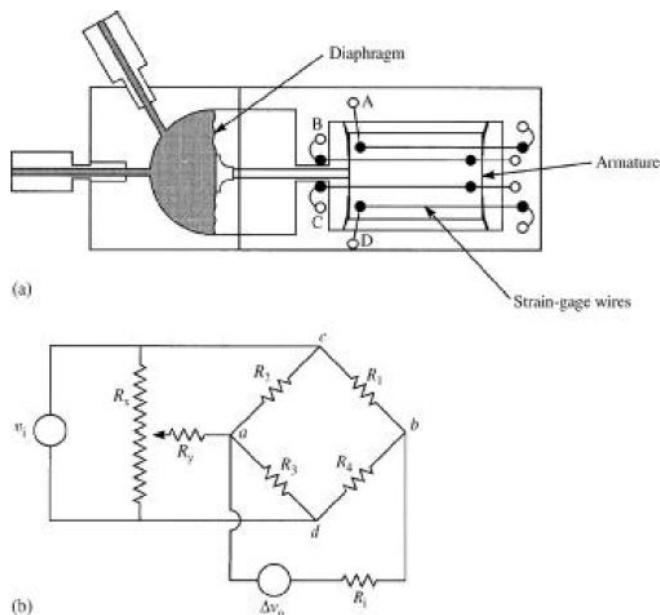
Et eksempel på en måling kan ses på figur 3.5. Her ses det, at målingen består af en masse bølger. Disse bølger repræsenterer det samlede blodtryk, og hver bølge repræsenterer et pulslag. Toppen af bølgen repræsenterer det systoliske blodtryk, og minimum repræsenterer det diastoliske.

### 3.6 Sensorer

En sensor er en transducer, der transformerer en fysisk målestørrelse til elektrisk energi. Til måling af fysiologiske størrelser som blodtryk, bruges sensorer som omformer tryk til elektrisk energi. Et eksempel på sådanne sensorer er en strain gauge som er en resistiv transducer. Strain gauges klassificeres enten som bundne eller ubundne, hvor den ubundne

giver en temperaturkompensation, mens den bundne kan have udsvinging grundet temperaturen.

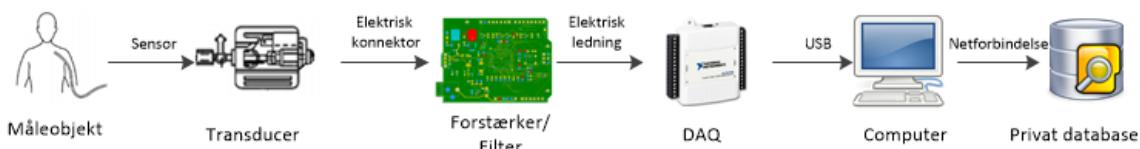
Den ubundne strain gauge består af fire sæt af strækfølsomme ledninger, der er forbundet, så de danner en Wheatstone bro, se figur 3.6. Disse ledninger er monteret under tryk mellem rammen og det bevægelige armatur, således at den maksimale belastning, som strain gaugen kan holde til, er større end den forventede udefrakommende komprimerende belastning. Dette er nødvendigt for ikke at skade ledningerne. Disse typer af sensorer kan blive brugt til at konvertere blodtryk til membranbevægelse, videre til modstandsændring og til sidst et elektrisk signal. Brosammenkoblingen giver en temperaturkompensation, og den giver et fire gange så stort output fordi alle fire arme indeholder aktive gauges.



Figur 3.6

# Systembeskrivelse 4

Systemet, der er udviklet er et blodtryksmålingssystem. Blodtryksmålingssystemet er tiltænkt at fungere som en invasiv blodtryksmåler på operationsstuer, der skal monitorerer patienters blodtryk under operationer.



Figur 4.1: Systemskitse

For at kunne lave et sådan system er der blevet udviklet en hardware-del og en software-del. Hardware-delen modtager det fysiske tryk fra måleobjektet gennem en transducer, hvis funktion er at omdanne trykket til et elektrisk signal med enheden mV.

Hardwaren består af en forstærker, hvor signalet først forstærkes til et håndterbart område, der er anvendeligt i DAQ'en. Desuden består systemet også af et analogt lavpasfilter, som filtrerer og frasorterer frekvenser på 50Hz og opefter.

Efter endt filtrering konverteres det analoge signal af DAQ'en til et digitalt signal, der er håndterbart i softwaren.

Softwareen er det program, som skal monitorere det digitale signal grafisk. Programmet består af en brugergrænseflade, et program og adgang til en privat database. Brugergrænsefladen viser et digitalt signal via programmet og giver brugeren mulighed for at benytte forskellige funktioner og indhente oplysninger. Gennem programmets funktioner har brugeren mulighed for at foretage en digital filtrering af blodtrykssignalet, aflæse systolen, diastolen og pulsen.

Før brugeren får adgang til blodtryksmålingen skal der foretages en nulpunktjustering, og en tekniker har mulighed for at foretage en årlig kalibrering gennem et login-vindue. Systemet kan desuden efter endt måling lagre data fra blodtryksmålingen i en privat database.

Projektets endelige produkt er en prototype af et blodtryksmålingssystem, som kan benyttes til en invasiv blodtryksmåling.

# Krav 5

---

I dette afsnit beskrives, hvilke krav, der er stillet til det endelige produkt. I kravafsnittet indgår både krav opstillet af institutionen IHA, egne krav udarbejdet i forbindelse med kravspecifikationen (*Se dokumentationen kapitel 2*).

## 5.1 IHA's krav

Fra IHA's side er der på forhånd defineret nogle krav til projektets indhold, hvilket indebærer:

Hardware

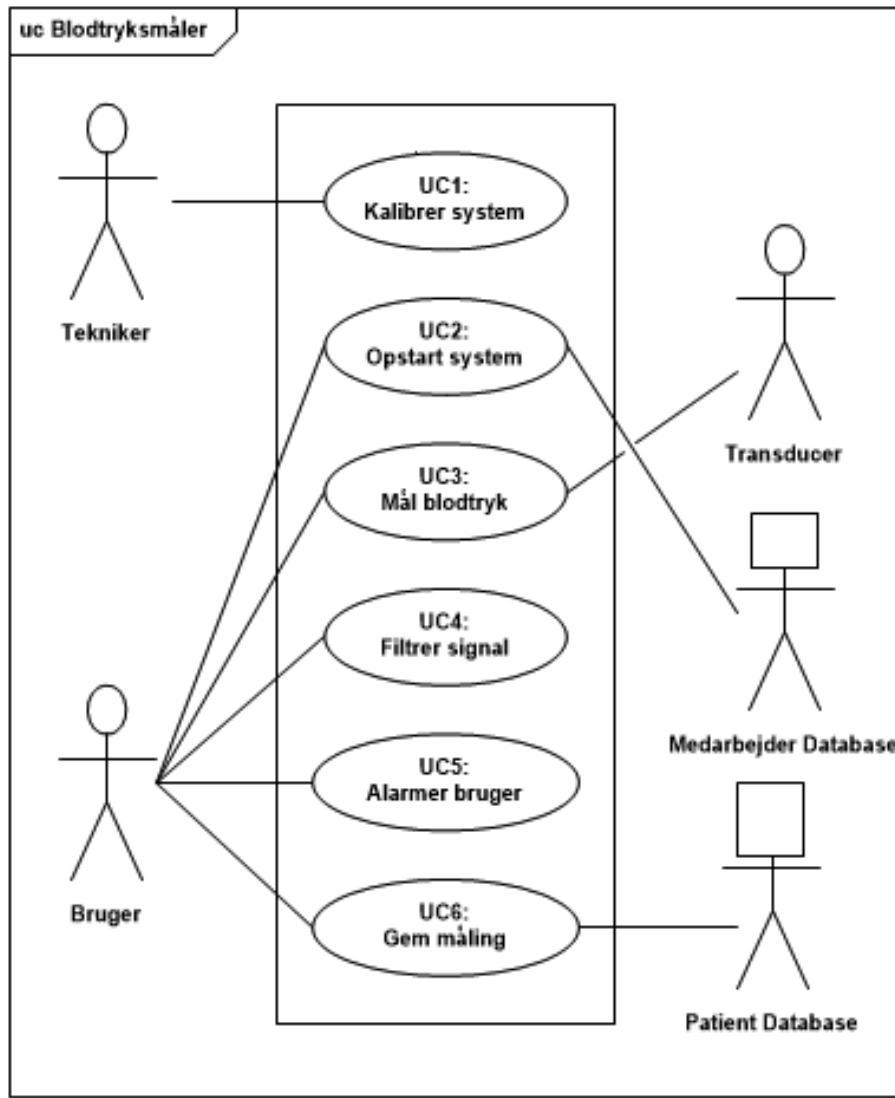
- Der skal designes et aktivt 2. ordens lavpasfilter af typen Sallen-Key med unity gain
- Filteret skal designes som et Butterworth-filter med cutoff-frekvens på 50Hz. C2 skal vælges til 680nF og R1 = R2. Operationsforstærkeren skal være af typen OP27

Software

- Programmet skal programmeres i C#
- Programmet skal kunne kalibrere blodtrykssignalet og foretage en nulpunktsjustering
- Programmet skal kunne vise blodtrykssignalet kontinuerligt
- Programmet skal kunne lagre de målte data i enten en tekstfil eller en database
- Programmet skal kunne filtrere blodtrykket i selve programmet via et digitalt filter, hvilket skal kunne slås til og fra

## 5.2 Funktionelle krav

Disse opstillede krav indgår i enten use cases eller ikke-funktionelle krav med vurderingen "must". De funktionelle krav er udformet som use cases, hvor følgende seks use cases (figur 5.1) er valgt:



Figur 5.1: Use case-diagram

### Kalibrer system

Use casen "Kalibrer system" beskriver, hvordan systemet kalibreres af en tekniker, hvilket sørger for en mere præcis blodtryksmåling.

### Opstart system

Use casen "Opstart system" beskriver, hvordan brugeren logger ind i systemet samt nulpunktsjusterer systemet. Brugeren vælger at nulpunktsjustere systemet, hvorefter brugeren logger ind i systemet ved at indtaste brugernavn og kode, hvorved login-oplysningerne tjekkes i medarbejder-databasen. Herefter starter systemet.

### Mål blodtryk

Use casen "Mål blodtryk" beskriver, hvordan blodtrykket startes og vises i brugergrænsefladen, her vises både det systoliske og diastoliske blodtryk samt pulsen.

### Filtrer signal

Use casen "Filtrer signal" beskriver, hvordan brugeren har mulighed for at til- og fravælge

et digitalt filter.

#### **Alarmer bruger**

Use casen "Alarmer bruger" beskriver, hvordan systemet i tilfælde af for højt eller lavt blodtryk kan alarmere brugeren. Yderligere kan brugeren justere grænseværdierne for alarmeren, samt udskyde denne.

#### **Gem måling**

Use casen "Gem måling" beskriver, hvordan brugeren kan gemme og afslutte en måling. Her indtastes patientens CPR-nummer også.

### **5.3 Ikke-funktionelle krav**

De ikke-funktionelle krav er opstillet på baggrund af FURPS+, en model for klassifikation af krav. Yderligere er vigtigheden af hvert enkelt krav vurderet ved MoSCoW, hvor de vigtigste, kategorien "must", er listet her:

1. (M) Brugeren skal kunne starte en ny måling indenfor 30 sekunder efter opstart af programmet
2. (M) Systemet skal kunne foretage en nulpunktsjustering
3. (M) Systemet skal kunne forstærke signalet fra transduceren ca. 400 gange +/- 10%
4. (M) Systemet skal kunne filtrere signalet med det indbyggede analoge filter med en båndbredde på 50Hz, samt en cutoff-frekvens på 50Hz
5. (M) Programmet skal kunne vise blodtrykket som funktion af tiden

# Projektbeskrivelse 6

---

## 6.1 Projektgennemførelse

Projektet startede med, at der blev lavet en tidsplan, som var mulig at ændre undervejs, dog med faste deadlines, som skulle overholdes. De forskellige deadlines lagde op til, at der kunne arbejdes efter udviklingsmodeller, som er beskrevet nærmere i metodeafsnittet 6.2.

Tidsplanen blev sidenhen ført mere detaljeret ind i projektstryringsværktøjet Scrum. Scrum blev benyttet til at holde overblikket over manglende opgaver, igangværende opgaver og afsluttede opgaver. Ligeledes blev værktøjet brugt som en kontakt mellem hardware gruppen og software gruppen så begge grupper kunne holde sig opdateret på hinandens opgaver. For at prioriterer arbejdsopgaverne er der blevet benyttet sprints af en uges variehed. Hver arbejdsopgave er blevet prioriteret med et antal point, alt efter hvor tidskrævende opgaven var, hvilket har været bestemmende for hvor mange opgaver, der var mulighed for at lave i hvert sprint.

Gruppens seks medlemmer blev fra start delt op i to undergrupper, én med hovedfokus på hardware udvikling, og én med hovedfokus på software udvikling. Dog blev de basic delene til projektet, som kravspecifikation og case udvalgt samlet. Scrum er her også et godt værktøj til at bevare overblikket over de to gruppens individuelle opgaver.

Fra start blev der aftalt et ugentlig møde, med vejleder og de to grupper som medvirkende parter. På denne måde blev alle parter holdt opdateres på udviklingsprocessen, især grupperne imellem, men også vejleder. Sidst i forløbet, under test af diverse dele af systemet, blev grupperne samlet og testene blev udarbejdet i fællesskab.

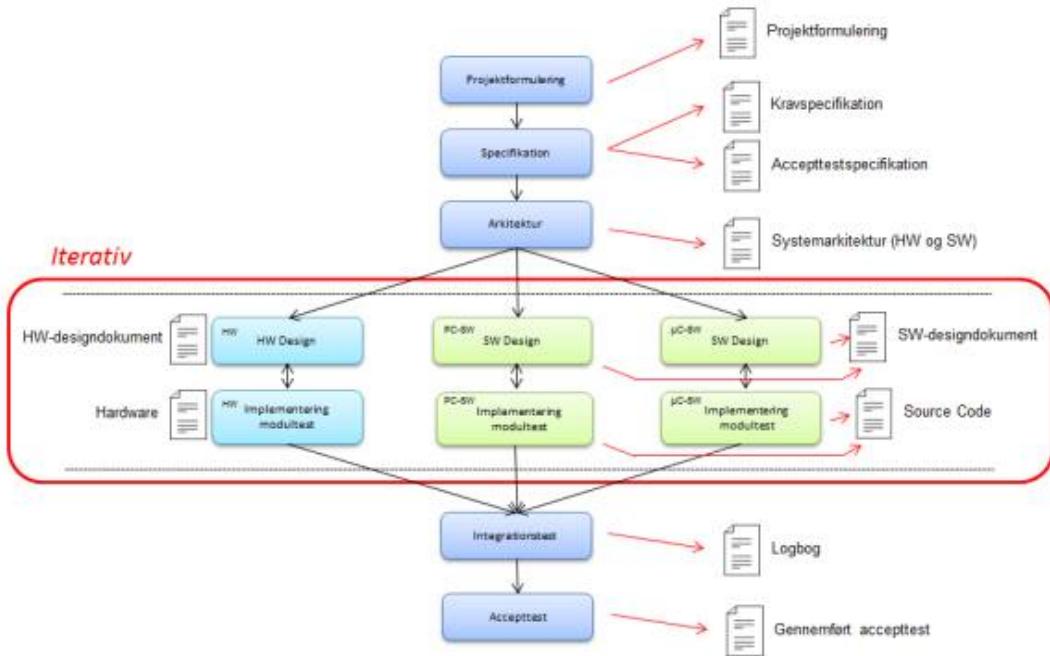
Projektet er gennemført ved udarbejdelse af en samarbejdsaftale, herunder udvælgelse af en projektleder, som i tilfælde af uoverensstemmelse havde den afgørende stemme.

## 6.2 Metode

I metode afsnittet beskrives hvilke metoder og modeller, der er blevet brugt til gennemførsel og udvikling af projektet.

### 6.2.1 Ase-modellen

Den primære udviklingsmodel, der er benyttet i dette projekt, er ASE modellen. ASE modellen er en udviklingsmodel, der tager udgangspunkt i use cases.



Figur 6.1: Projektmodel illustreret med de faser som projektet gennemløber<sup>1</sup>

Modellen er opbygget sådan, at udviklerne benytter vandfaldsmodellen (se afsnit 6.2.2) til at fastlægge en opgaveformulering, kravspecifikation og systemarkitektur, for derefter at designe og implementere de enkelte moduler i iterationer.

Ud fra projektformuleringen specificeres kravspecifikationen som en række use cases. Use cases er et værktøj, der beskriver diverse aktørers interaktion med systemet. Ved at definere kravspecifikationen ud fra use cases, opnås et overblik over hvilke krav, der stilles til systemets endelige funktionalitet.

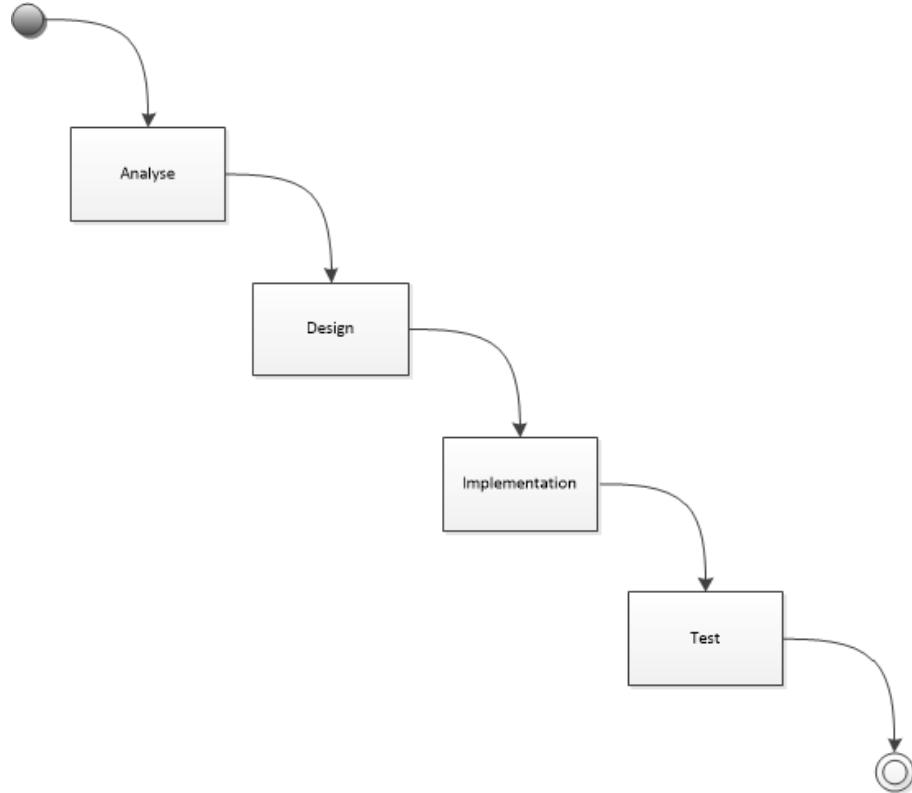
Ud fra kravspecifikationen kan systemets accepttest udarbejdes. Efter kravspecifikationen er fastlagt, udarbejdes systemarkitekturen.

I systemarkitekturen uddeles systemets funktionalitet i moduler og deres grænseflader til resten af systemet bestemmes. Ud fra systemarkitekturen designes systemet ved at nedbryde det efter funktionalitet, som kan bindes til både hardware og software.

## 6.2.2 Vandfald

Denne metode bygger på at gøre en hel fase af arbejdet færdigt før den næste startes. Grafisk ser det ud som på figur 6.2:

<sup>1</sup>Fra "Vejledning til udviklingsprocessen for projekt 2"



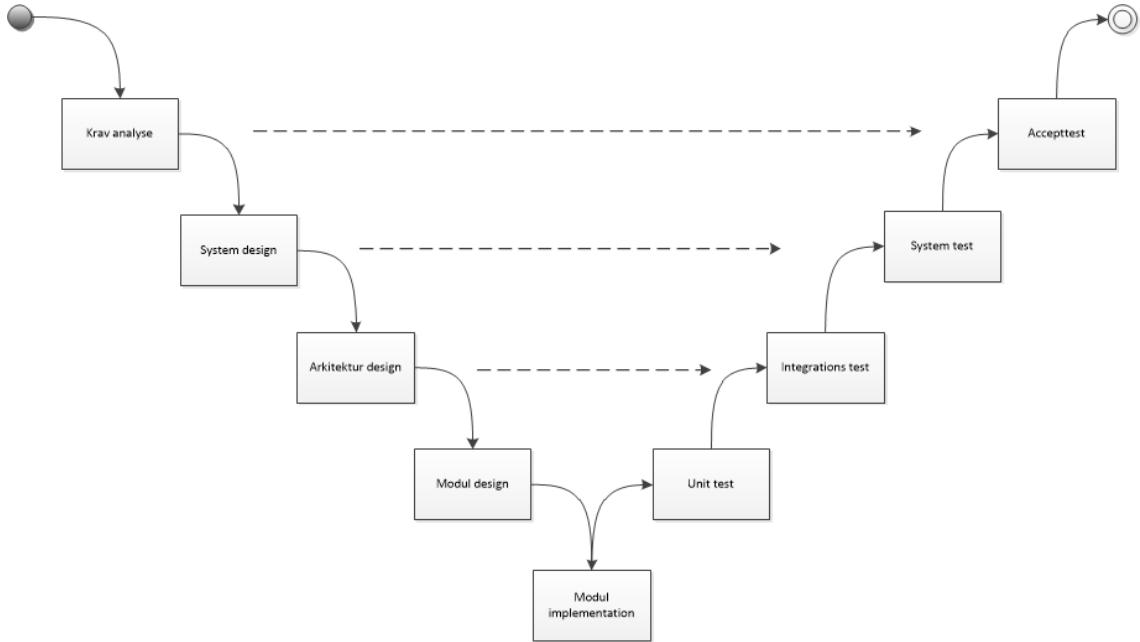
Figur 6.2: Vandfaldsmodel

Projektet starter med en analyse, og så videre med de andre faser - design, implementering og test. Det er altså hele systemet, der arbejdes igennem i hver fase, og vandfaldet symboliserer, at der kun arbejdes i en retning, altså man kan ikke gå imod strømmen. Metoden benyttes, når opgaven er veldefineret og velkendt.

Projekt forløbet skal have en kort varighed, dvs. mindre end ca. 4 måneder, under velkendte forhold med hensyn til udviklings- og testmiljø, udviklingsmetodik, platforme etc. [13]

### 6.2.3 V-model

V-modellen er en model, hvor testen planlægges parallelt med udviklingen. Accepttesten planlægges detaljeret efter kravnalyesen, altså kravspecifikationen, systemtest planlægges detaljeret efter system design, og integrationstesten planlægges detaljeret efter arkitektur design fasen. Unit/modul testen ligger dog uændret i forhold til den traditionelle strategi.



Figur 6.3: V-model

Testens praktiske udførelse er altså uændret i forhold til Ase-modellen og Vandfalldsmodellen, dvs. den ligger sidst i forløbet. Det betyder at testfaserne planlægges modsat den rækkefølge, de udføres i. Den største forskel for testerne er, at planlægningen baseres på de tidlige modeller af systemet, ikke på det færdige system.

V-modellen udvides desuden med reviews og deadlines (se afsnit 6.1).

#### 6.2.4 SysML

I beskrivelsen af systemarkitekturen og det detaljerede design for det færdige produkt, er der anvendt SysML. SysML stammer oprindeligt fra UML, dog er UML hovedsagligt centreret omkring udvikling af software systemer. Da det udviklede system både består af hardware og software, er der valgt SysML til beskrivelsen af arkitekturen.

Valget af SysML grunder også i, at det giver en god formidling af systemet - dette giver udviklerne et større overblik. Samtidig er det også let for en udenforstående at sætte sig ind i systemets kunnen.

I dette projekt er der benyttet struktur- og adfærdsdiagrammer til at specificere og dokumentere systemet. Som strukturdiagram er der anvendt et blok definitions diagram (bdd) samt interne blok definitions diagram (ibd).

Der er anvendt adfærdsdiagrammer i form af sekvensdiagrammer i dette projekt. Disse diagrammer er velegnet til sekventielt at beskrive den logiske funktionalitet i systemet. Softwaren er opbygget ud fra sekvensdiagrammer beskrevet i design afsnittet.

## 6.3 Specifikation og analyse

Overvejelserne omkring designet af softwaren inden opstart på implementeringen var, at systemet skulle opfylde de opstillede krav i kravspecifikationen samt have en god

brugergrænseflade.

Det blev hurtigt klart, at hvis software systemet skulle fungerer som ønsket ville det blive nødvendigt at implementerer systemet vha. tråde. Dette var nødvendigt da der løbende var flere funktioner, der kørte samtidig. På den måde ville det være en god måde at forøge udnyttelsesgraden af systemet.

Tankerne om designet af brugergrænsefalden var at tage udgangspunkt i de 16 principper for gode brugergrænseflader. Ud fra disse principper blev designet af brugergrænsefladen udfærdiget til at være eneklt og brugervenligt for brugeren. Herud over gik designet på at få brugergrænsefladen til at se så virkelighedsnær ud som muligt. Derfor blev der lavet reasearch omkring blodtryks monitorer hvorefter systemets brugergrænseflade er designet ud fra disse oplysninger.

I udviklingen af hardwaren, var der behov for, at mange af komponenterne blev nødt til at blive taget op til genovervejelse.

Der blev valgt at bruge en instrumenteringsforstærker til forstærker-blokken, i stedet for en operationsforstærker, grundet instrumenteringsforstærkerens reelle komponents tætte relation, til dens ideelle modpart. Da der blev arbejdet med meget små spændinger, så var det vigtigt med en stor indgangsimpedans, for at kunne forstærke disse små spændinger. Andre fordele ved instrumenteringsforstærkeren indebærer let justerbar gain, samt høj common mode rejection ratio.

Dynamik området ved forstærkeren, blev oprindeligt fastlagt til at være højere, end det endelige fastlagte dynamikområde. Dette blev justeret, fordi strømforsyningen og det oprindelige dynamikområde, lå for tæt på hinanden. Det endelige dynamikområde blev valgt ud fra dynamikområderne til rådighed, i vores DAQ.

Filterets overordnede design og komponenter, var givet fra de krav, der var blevet sat til hardwaren fra starten af, og der var derfor ikke meget plads til ændringer af designet. Som spændingskilde blev Analog Discovery valgt, i stedet for et batteri, da Analog Discovery giver en stabil strøm, som ikke har behov for at blive afbalanceret.

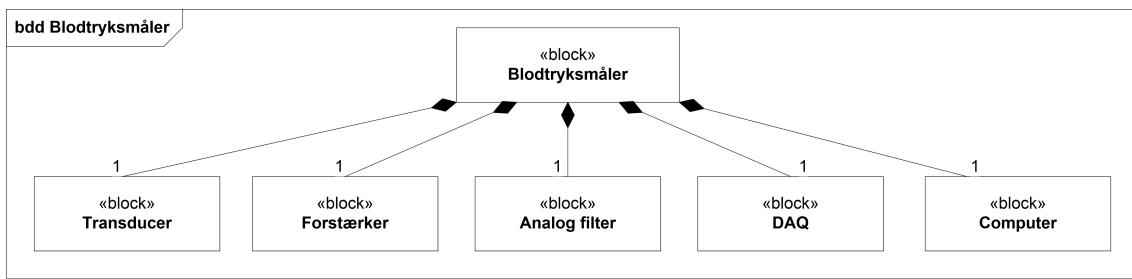
# Design, implementering og test

---

## 7.1 Hardware design

I dette afsnit beskrives udarbejdelsen af hardware design, og tilhørende tanker.

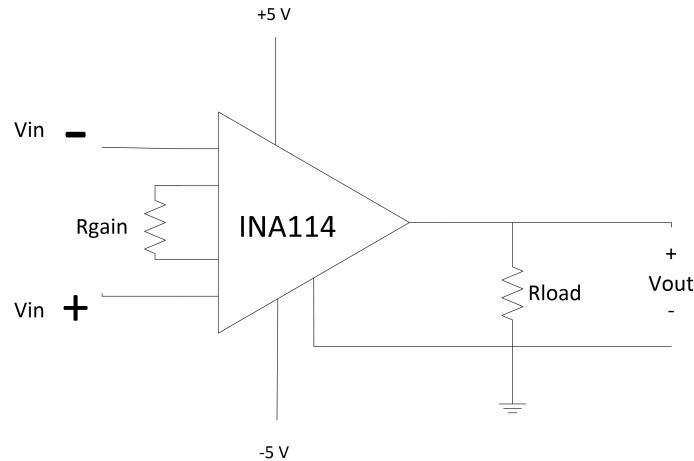
Der blev bestemt tideligt i forløbet at dele hardwaren op i to dele, en forstærker del og en filter del.



Figur 7.1: Blokdiagram for blodtryksmåler systemet.

Ud af blokdiagrammet, figur ??, kan man se at blodtryksmåler systemet består af fem dele. En transducer, som omformer tryk til spænding, en forstærker, et analogt støjfilter, en DAQ og en computer.

Det første der blev designet til fulde, var forstærkeren. Forstærkeren blev designet, med tanke på, at det er meget små spændinger, som ville blive målt fra transduceren. En almindelig operationsforstærker blev derfor fravalgt, og en instrumenteringsforstærker blev valgt i stedet. Vejleder anbefalede at typen INA114 af vejleder, grundets denne type's gode common mode rejection faktor, og høje reelle indgangsimpedans. Kredsløbet blev som vist på figur 7.2.

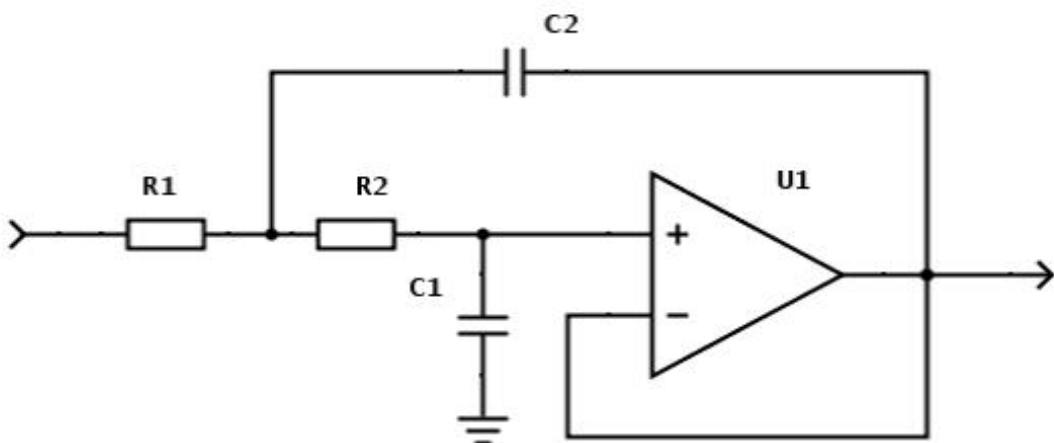


Figur 7.2: Der overordnede design af forstærkeren.

Som set på figur 7.2, så er  $R_{gain}$  modstanden som bestemmer forstærkningen, og  $R_{load}$  repræsentere den belastning der kommer efter forstærkeren.

Komponentværdier for forstærker er herefter udregnet. Disse udregninger kan ses i dokumentationen, afsnit xx, og komponentlisten for forstærkeren kan ses i afsnit 7.3, længere nede.

Det næste der skulle designes, var filteret. Filteret skulle realiseres som et aktivt 2. ordens lavpasfilter af typen Sallen-Key med unity gain, og med en båndbredde på 50 Hz. Kredsløbet kan ses på figur ???. Filteret blev yderligere specifiseret til at skulle være et Butterworth filter, med en cutoff frekvens på 50 Hz. Yderligere var visse komponentværdier forhåndsbestemt. Designet af filteret kan ses på figur 7.3.



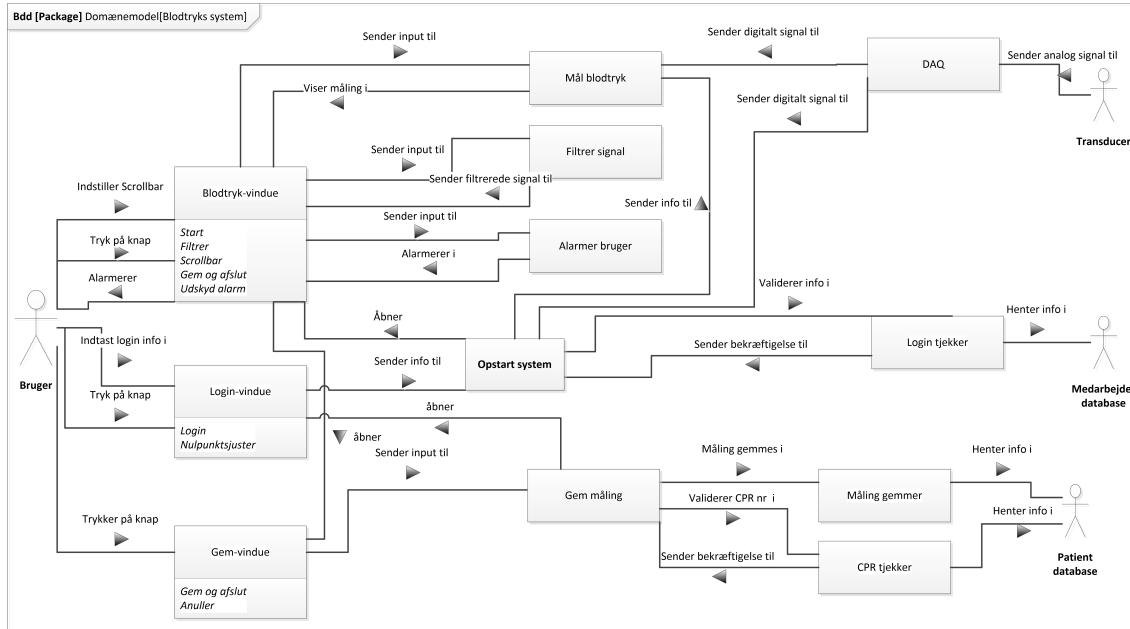
Figur 7.3: Unity gain 2. ordens Sallen-Key lavpas konfiguration

Et Sallen-Keyfilter har en anderledes  $\zeta$ , grundet anderledes prioriteter, i forhold til frekvensområdet. Der blev brugt en hjemmeside til at finde overføringsfunktionen for

det givne filter [? ]. Herefter blev komponentværdierne teoretisk udregnet. Udregningerne kan ses i dokumentationen, afsnit xx. De endelige værdier for komponenterne, kan ses på komponentlisten for filteret i afsnit 7.3.

## 7.2 Software design

I software designet er der udarbejdet en domæne model, der giver et overblik over hele systemet.

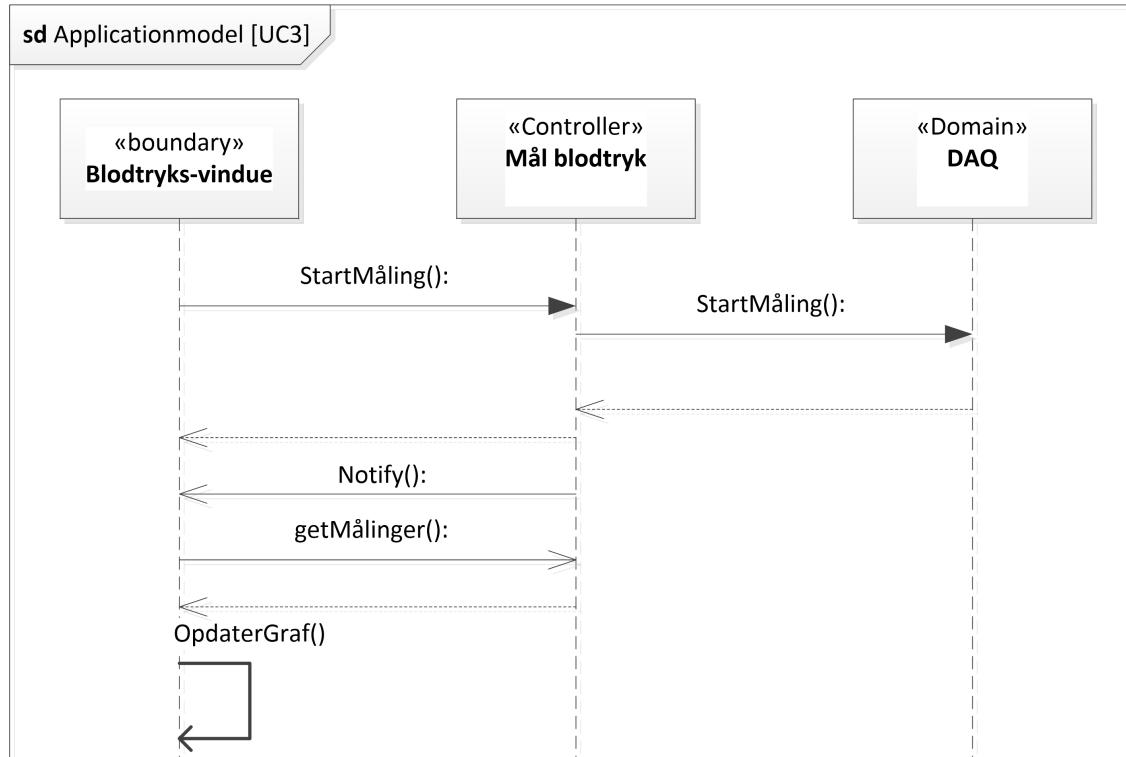


Figur 7.4: Domænemodel

I domæne-modellen er relationerne mellem aktørerne og systemets dele beskrevet med pile og vejledende tekster - dette skulle gerne give et større overblik over systemets funktionalitet.

En domænemodel beskriver dog ikke, hvilken rækkefølge de forskellige handlinger sker i, og derfor er der udarbejdet sekvensdiagrammer for hver use case for systemet, som skal beskrive dette.

Nedenfor på figur 7.5 ses sekvensdiaframmet for use casen "Mål blodtryk":



Figur 7.5: Sekvensdiagram UC3

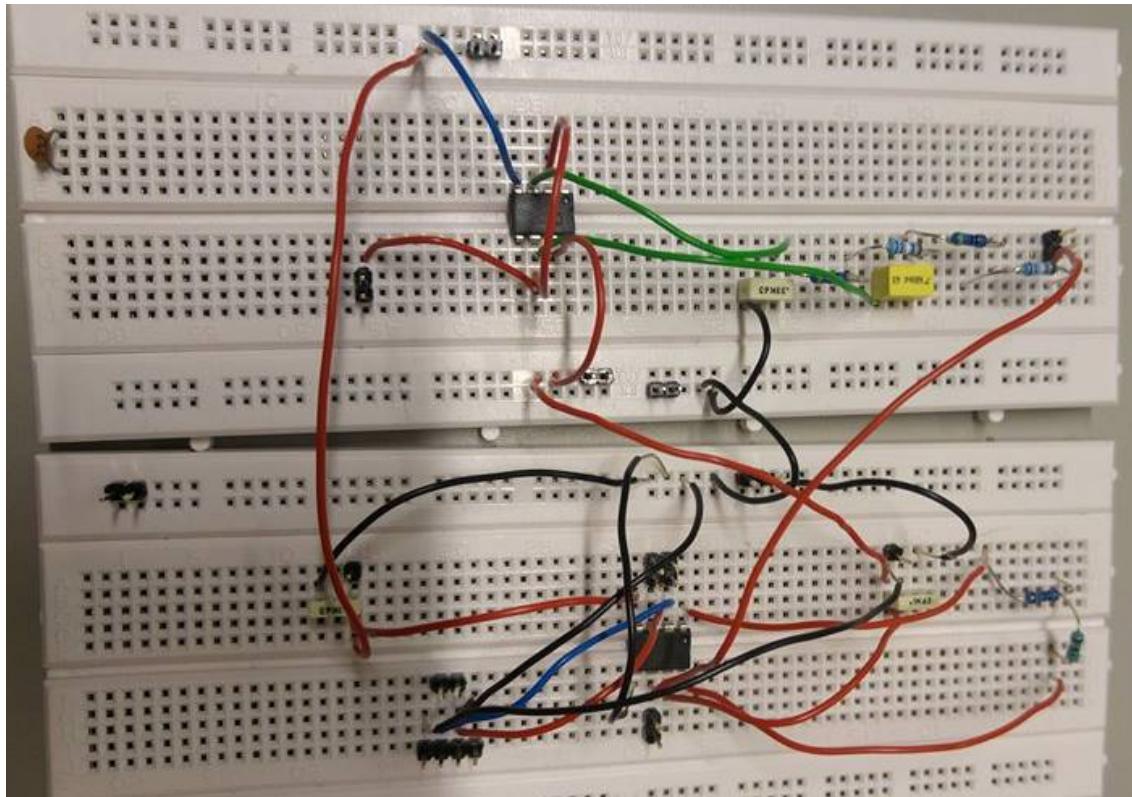
Figur 7.5 viser hvordan brugeren interagerer med brugergrænsefladen ved at starte blodtryksmålingen. Herefter bliver metoden til at starte blodtryksmålingen kaldt ned gennem logik- og datalag hvor efter målingen vises i en graf på brugergrænsefladen. Grafen bliver hele tiden opdateret med nye målinger.

Ud fra dette kan det ses hvordan brugeren interaktion med brugergrænsefladen sætter gang i metoder i software programmet. Skevensdiagrammet giver altså et overblik over hvordan softwaren er bygget op.

Sekvensdiagrammerne for de øvrige use cases kan ses i dokumentationen afsnit **Afsnit i dokumentation**

### 7.3 Hardware implementering

Efter komponentudregningen, byggede gruppen de to hardware blokke op. Der blev valgt at bygge forstærkeren og filteret separat, grundet pladsmangel og sammenhæng.



Figur 7.6: Opstilling af forstærker og filter

Grundet mangel på præcise modstande, bedømte gruppen at det var bedst at bygge modstandende i forholdsvis filteret og forstærkeren, op i to, så det var muligt at komme så tæt på den ønskede modstandsværdi som muligt.

For forstærkeren, blev styklisten som vist på tabel ??.

Komponent	Antal	Type
Modstand	1	$120 \Omega$
Modstand	1	$4.8 \Omega$
Kondensator	2	$100 \text{ nF}$
Instrumentationsforstærker	1	INA114

Tabel 7.1: Forstærkertabel

Grundet forskel imellem teoretiske værdier og fysiske, er  $R_{gain}$   $0,51\Omega$  mindre end den skulle have været.

Den samlede stykliste for filteret blev som vist på tabel 7.2.

Komponent	Antal	Type
Modstand	2	6.2 k $\Omega$
Modstand	2	470 $\Omega$
Kondensator	1	680 nF
Kondensator	1	330 nF
Operationsforstærker	1	OP27G

Tabel 7.2: Filtertabel

I det analoge filter, er kondensatoren,  $C_1$ , i praksis 3,2 nF mindre end beregnet. Desuden er de to identiske modstande,  $R_1$  og  $R_2$ , som i praksis er  $17\Omega$  mindre end teorien foreskriver. Der blev vurderet at afvigelserne var forholdsvidst små, og derfor er der valgt at se bort fra dem. For modstandende er der desuden 1 procents usikkerhed, hvilket betyder man alligevel ikke kan være helt sikker på komponentværdien.

En reel cutoff frekvens blev herefter udregnet af gruppen. Denne kan ses udregnet på figur 7.1.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1C_1R_2C_2}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{6687 \cdot 333,2 \times 10^{-9} \cdot 6687 \cdot 680 \times 10^{-9}}} = 50,37\text{Hz}$$
(7.1)

## 7.4 Software implementering

I software implementeringen er der blevet beskrevet hvordan systemet er blevet implementeret i form af teoretiske metoder og kode udsnit samt diagrammer over den implementerede kode.

### 7.4.1 3 lags modellen

Softwareen er implementeret først og fremmest ud fra 3-lagsmodellen 3-lagsmodellen er bestående af lagene præsentationslag, logiklag og datalag. Denne opdeling af lagene gør det langt lettere at vedligeholde systemet fordi der kan ændres i et enkelt lag uden det har indflydelse på resten af programmet.

Det er desuden en god software arkitektur at bruge ved et system udarbejdet af en gruppe, da der kan arbejdes på to forskellige lag af to personer samtidigt, hvis bare grænsefladerne bliver overholdt.

Herudover har vi implementeret koden så den har lav kobling og høj samhørighed så der har været mulighed for at teste kode elementer undervejs i processen.

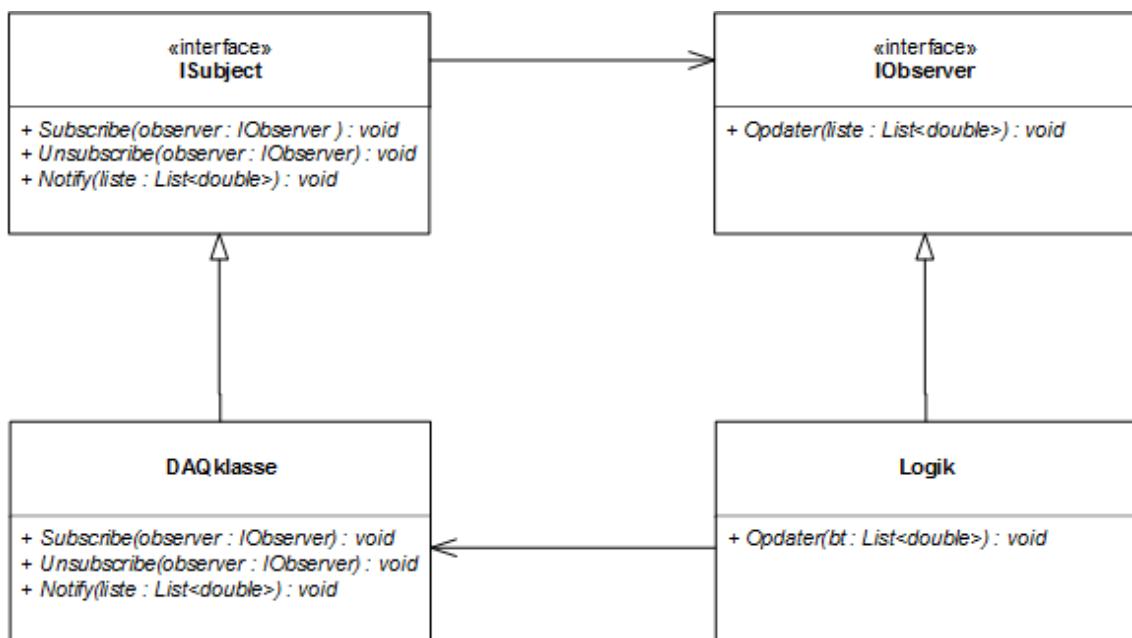
### 7.4.2 Tråde

Blodtrykmålingssystemet skal simultant opfange målinger og vise disse på brugergrænsefladen. Dette stiller nogle krav til softwareopbygningen, da koden skal køre på samme tid. For at løse denne problemstilling, er der anvendt trådprogrammering. Trådprogrammering er et integreret værktøj i C#, som giver mulighed for at køre flere ting samtidigt

på flere kerner i computerens CPU.

### 7.4.3 Observer

Observermønstret er et mønster, hvor et objekt, kaldet et subject, informerer en liste af observers, når noget er ændret eller gennemført ved at kalde en af deres metoder. Dette mønster har været nødvendigt at anvende, da grafen i præsentationslaget skal informeres om, hvornår der er nye data af hhv. logiklaget og datalaget. Det vil sige, at Logik-klassen og DAQ-klassen begge fungerer som subjects, mens GUI-laget og Logik-klassen fungerer som observers. Logik-klassen er subject for GUI, og Data-klassen er subject for Logik. Et eksempel på hvordan dette er bygget op ses i klassediagrammet på figur 7.7. Her kan man se at logik arver fra IObserver og DAQklassen fra ISubject.



Figur 7.7: Klassediagram over observer mønsteret

### 7.4.4 Kode elementer & diagrammer

Nedenfor på figur 7.8 og 7.9 ses hvordan metoden getGrafData() kører i sin egen tråd og sørger løbende for, at logiske operationer udføres på listen sideløbende med, at data hentes. Det er altså denne metode, der klargører listen til at blive vist på GUI'en. Det er også her, kalibreringsfaktoren ganges og offsettet trækkes fra på samtlige tal i listen.

Det bemærkes desuden, at de 20 målinger, der modtages fra DAQklassen er skåret ned til en ved at tage gennemsnittet af de tyve. På denne måde overbelastes systemet ikke ved at skulle vise 1000 målinger pr. sekund i en graf, men samtidig er alle målinger repræsenteret ligevægtigt.

```

public DAQklasse()
{
    SampleRate = 1000;
    MinimumVolt = -10;
    MaximumVolt = 10;
    SamplesPerChannel = 20;
    DeviceName = "Dev1/ai0";
    antalmålinger = 0;
    målinger = new List<double>();
    observers = new List<IObserver>();
    M = new Mutex();
}

```

Figur 7.8: DAQ-klassens constructor

```

private void dataToDataTable(AnalogWaveform<double>[] sourceArray, ref DataTable dataTable)
{
    // Iterate over channels
    int currentLineIndex = 0;

    M.WaitOne();
    målinger.Clear();
    M.ReleaseMutex();
    foreach (AnalogWaveform<double> waveform in sourceArray)
    {

        for (int sample = 0; sample < waveform.Samples.Count; ++sample)
        {
            M.WaitOne();
            målinger.Add(waveform.Samples[sample].Value);
            M.ReleaseMutex();
        }

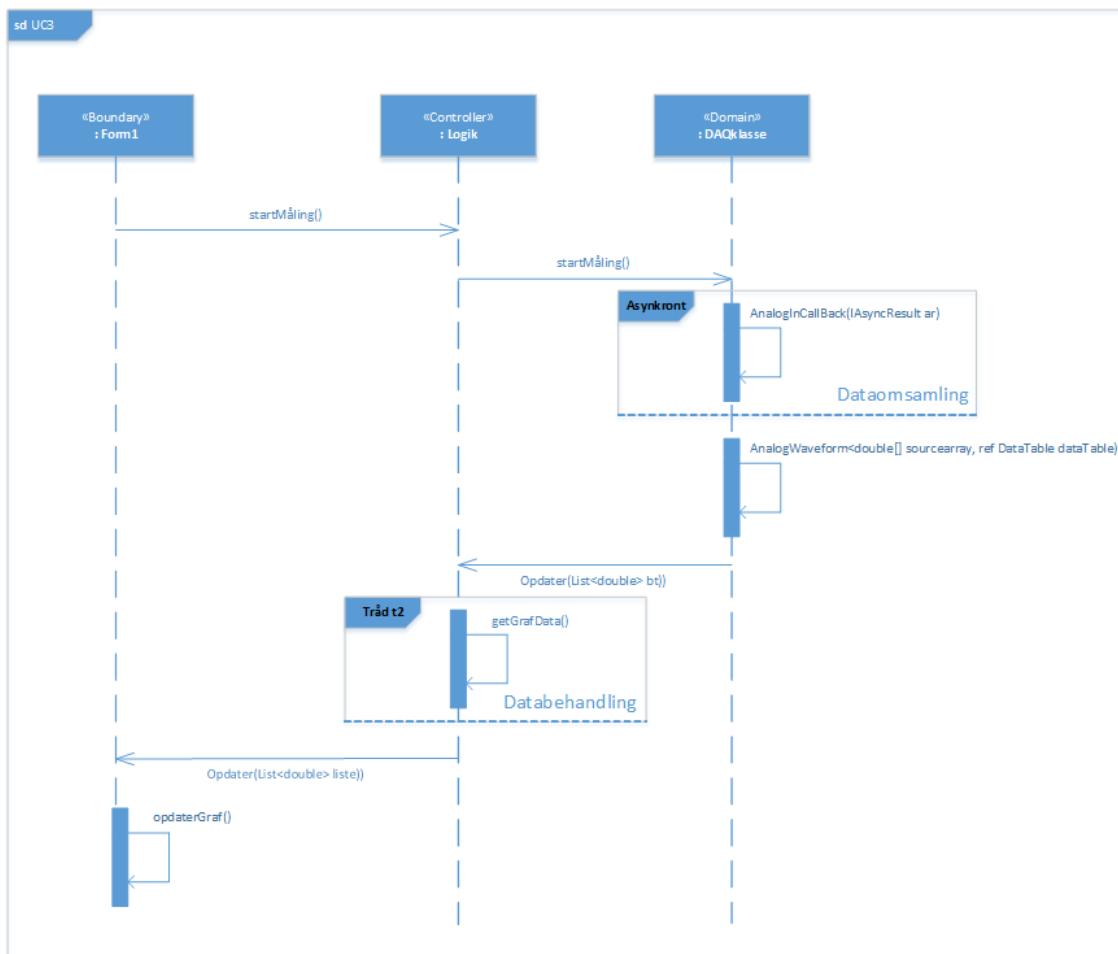
        Notify(målinger);

        currentLineIndex++;
        antalmålinger++;
    }
}

```

Figur 7.9: Metoden `dataToDataTable()`, der sørger for at putte målinger over i en liste af typen `double`

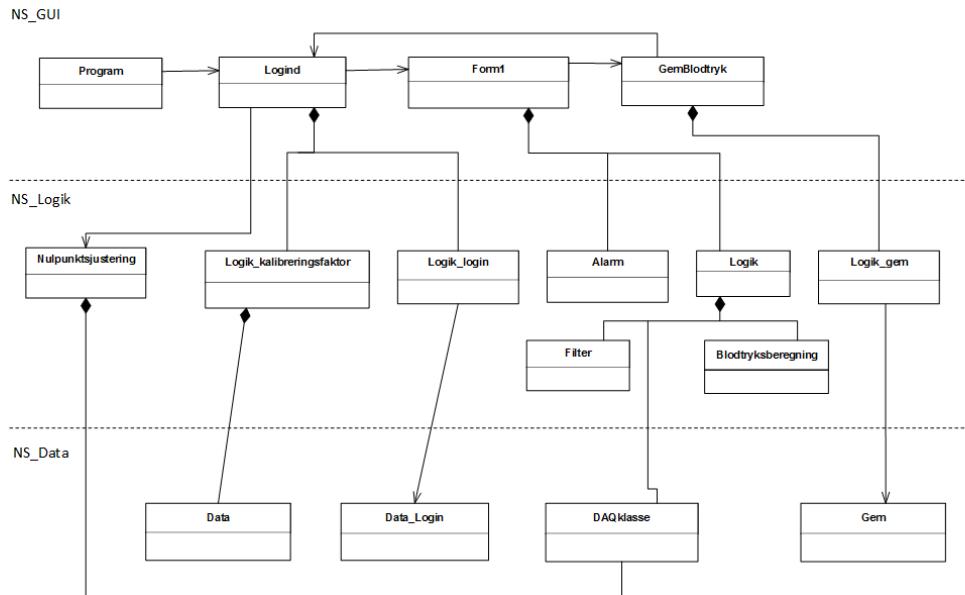
Denne kode er også beskrevet gennem et sekvensdiagram som ses i figur 7.10:



Figur 7.10: Sekvensdiagram for UC3

Sekvensdiagrammet viser samspillet mellem de nævnte tre klasser, når en måling foretages.

Sammenspillet mellem klasserne i hele systemet er beskrevet i et klassediagrammet på figur 7.11 uden attributter og metoder, men forholdet mellem klasserne



Figur 7.11: Forholdet mellem software klasser

Ud fra figur 7.11 ses det at nogle af klasserne har en komposition i mellem sig og andre har en association. Kompositionen mellem to klasser fortæller om de to klasser starter samtidig. Association fortæller at klasserne har kendskab til hinanden, men de starter ikke samtidig.

## 7.5 Test

Der er løbende blevet lavet test på systemet i form af modultest, integrationstest og slutteligt accepttesten, som blev udført under observation af vejleder.

I de indledende modultest af hardware blev det eftervist at forstærkeren har en forstærkning på tilnærmelsesvis 400 gange forstærkningen. Ligeledes opfyldte det analoge filter tilnærmelsesvis kravet om, at have en knækfrekvens på 50 Hz, idet modultesten af filteret viste, at den reelle knækfrekvens ligger lidt over 50 Hz. Ved de senere integrationstests af hardwaren blev det eftervist at forstærkeren og det analoge filter virker efter hensigten når disse er koblet sammen. I den sidste integrationstest af hardwaren blev det vist, at systemet med stor nøjagtighed i forhold til teorien kan leve et spændings output svarende til det tryk input som transduceren leverer.

Modultesten af softwaren har vist hvordan de enkelte dele, i form af metoder og klasser, fungerer efter hensigten. Testen har vist at der er overenstemmelse med det forventede resultat og det faktiske resultat, ved test med et kendt signal.

Integrationstesten af softwaren viste, at der var overenstemmelse med det indsendte signal,

og den graf og de værdier der blev indlæst og vist programmet.

Ved integrationstesten af systemet kunne det ses, at værdierne der blev opfanget i programmet, passede nogenlunde overens med de værdier som kunne ses vha. oscillopet i Analog Discovery. Dette gjaldt både værdierne for det atmosfæriske tryk og væsketrykket i søjlen. Desuden kunne det ses at programmet viste et blodtryk i mmHg som tilnærmelsesvis var lig det teoretiske tryk udregnet i væskesøjlen.

Ved accepttesten blev samtlige krav fra kravspecifikationen testet. Analog Discovery's signalgenerator blev sluttet til forstærkeren som var forbundet til det analoge filter. Fra det analoge filters udgang var der forbindelse til DAQ'en som havde forbindelse til en computer, hvor programmet var kørende.

Fra Analog Discovery blev systemet påtrykt et blodtrykssignal fra en rotte. På baggrund af denne opstilling blev use case 4, 5 og 6 testet og godkendt.

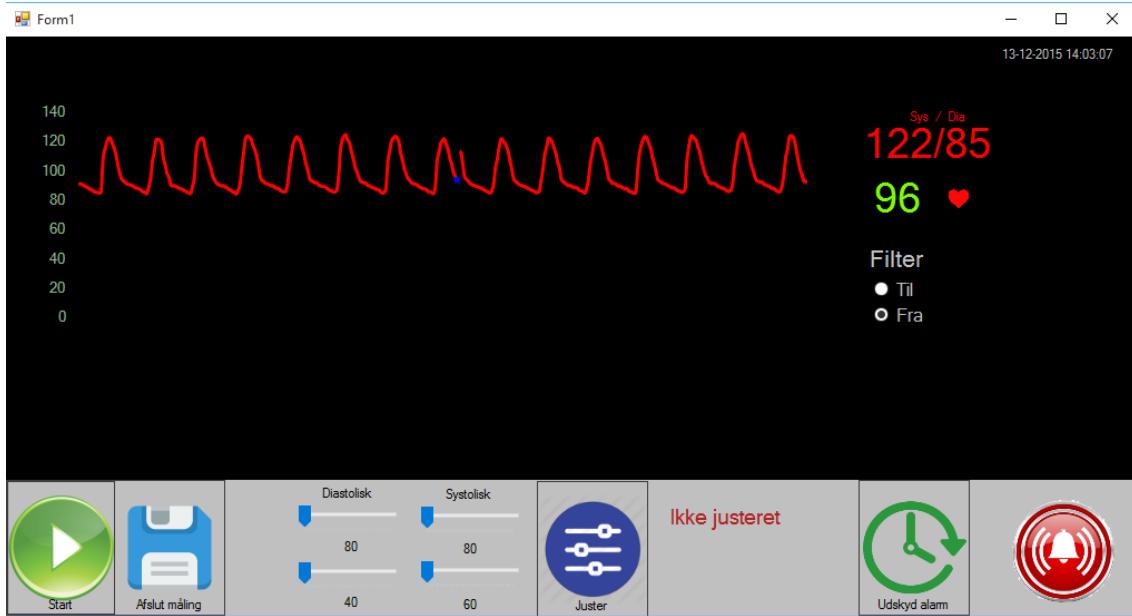
Til test af use case 1, 2 og 3 blev Analog Discovery udelukkende brugt som spændingskilde. En vandsøje med kendt tryk blev koblet til en transducer der blev koblet til systemet. Disse tre use cases blev lige ledes gennemført og godkendt. For dybere beskrivelse af test se test afsnit (afsnit 5) og accepttest afsnit (afsnit 6) i dokumentationen.

## 7.6 Resultater og diskussion

Hovedkravene til dette projekt var at udarbejde et elektronisk kredsløb med indbygget analogfilter og en forstærker, der forstærker signalet fra en transducer. Yderligere var der krav om at udforme en software, som kunne afbillede signalet fra hardwaren grafisk og som funktion af tiden. Desuden var der yderligere en række krav til softwaren, specifiseret i afsnit 5. Det lykkedes at udarbejde et produkt, som opfylder alle disse krav.

For at sikre systemet mod "ulovlig" indtrængning skal man igennem et login system, hvorefter det er muligt at starte en blodtryksmåling. Der kunne til fordel være implementeret en funktion, som gav mulighed for at igangsætte en blodtryksmåling uden om login i tilfælde af en akut sag.

Selve blodtrykssignalet vises i blodtryksvinduet som funktion af tiden, dog uden akse benævnelser på grafen, som vist på figur 7.12:



Figur 7.12: Blodtryksmåling

**Skriv omkring at tidsaksen er forsinket** På figur 7.12 ses det, at det er lykkedes implementere funktioner, som digitalt filter, alarmering og visning af systole, diastole og puls

Efter foretegaaet måling er det muligt at gemme data med tilhørende informationer i en lokal database, hvilket er afbilledet på figur 7.13:

blodtrykdataid	raa_data	samplerate_hz	interval_sec	interval_min	data_format	bin_eller_tekst	maaleformat_t...	start_tid	kommentar	patientid	maalenehed_i...
1	0xC8D5C7D594...	1000	0	0	double	b	double	07-12-2015 11:0...		1234567890	Dev2/ai0
2	0xE83DE43DCE...	1000	0	0	double	b	double	07-12-2015 11:0...		1234567890	Dev2/ai0
3	0xD8F7D8F7A90...	1000	0	0	double	b	double	07-12-2015 11:0...		1234567890	Dev2/ai0

Figur 7.13: Målinger i databasen

Signalet fra transduceren bliver igennem hardwaren henholdsvis forstærket og filtreret. Igennem forstærkeren har et krav været at den skulle forstærkes 400 gange. Igennem test kan det ses at der tilnærmelsesvis opnås en forstærkning på 400, med forbehold for målesikkerheder. Et problem har været, at Analog Discovery's måle scopes på indgangene ikke har kunnet opfange den størelse signaler der arbejdes med grundet Analog Discovery's offset. Når der tages højde for offset nærmeste den målte forstærkning sig 400.

Et krav til det analoge filter var at den skal have en knækfrekvens på 50 Hz. Ved modultesten kunne det ses, at knækfrekvensen minimalt oversteg de 50 Hz, hvilket skyldtes at der ikke arbejdes med ideelle komponenter. Dog stemte målte amplitudekarakteristik overens med den teoretiske.

Da forsygningsspændingen var +/- 5V kunne forstærkerens udgangssignal ikke være højere end ca. 4,2V og filterets udgangssignal kunne ikke være højere end ca. 3V. Dette medførte at signalet endte med en spænding på +/- 3V. Herefter, for at kunne udnytte DAQ'ens dynamikområde bedst, blev signalet sat maksimalt +/- 2,5V, svarende til en indgang på

DAQ'en. Ved valg af en større forsyningsspænding ville signalet være blevet forstærket yderligere, således at signalet kunne sendes ind på én af de højere indgange med +/- 5V. Dette kunne føre til en bedre udnyttelse af DAQ'ens dynamikområde.

Gennemgang af alle krav til læses i dokumentationen afsnit ???, samt yderligere forbedringer til systemet kan læses i afsnit 7.8.

#### **Mads' sene aften tanker:**

Skriv om test og test resultater fra cave lab - lyv lyv lyv

## **7.7 Opnåede erfaringer**

I løbet af projektet, er der generelt opnåede erfaringer omkring, hvordan man indgår i et professionelt projektsamarbejde og projektstyring. Vi har især opnåede værdifulde erfaringer omkring, hvad man gør, når man essentielt har to grupper, som arbejder på forskellige produkter, og som til sidst skal fungere samlet. I projektet blev der arbejdet med en software del og en hardware del. Vi erfarede, at vi havde forskellige forventninger til, hvad der reelt skulle ske, når et software system, skal arbejde sammen med et hardware system.

Projektet har givet indsigt i arkitektur og udviklingsfasen omkring hardware. Hardware udviklingen har desuden givet forståelse for eventuelle problemer, der kan opstå, når der arbejdes med reelle komponenter. Vi fik mange erfaringer med elektrisk måleudstyr, især når der bliver arbejdet med små spænding. Dette er meget relevant for os, siden vi, som sundhedteknologer, vil komme til at arbejde med tilsvarende spændinger, når vi er færdige med uddannelsen. Vi fik meget hands-on erfaring med kalibrering, hvor vi indtil videre kun har arbejdet med teorien omkring det.

Projektet har desuden givet os yderligere indblik i udvikling af et software system, som skal arbejde sammen med en database. I softwaren er der blevet arbejdet meget med det nye begreb mønstre, specifikt op server mønstret. Vi har desuden fået praktisk erfaring med programmeringsbegrebet tråde og tråd-synkronisering, i det i vores software arbejder med kontinuerlige processer. Vi har desuden arbejdet meget med digital signal analyse, når vi har håndteret blodtrykssignalet, i vores program.

Endeligt har vi udvidet vores fysiologiske viden, da vi i dette projekt har arbejdet med blodtryk. Vi har udforsket teorien bag ved blodtryk, og har i denne sammenhæng arbejdet med hæmodynamik, for at kunne forstå præcise sammenhænge imellem resultater og målinger.

## **7.8 Fremtidigt arbejde**

Gennem projektet er der arbejdet med det analoge filter og forstærkeren på to forskellige fumlebraet, fremadrettet kan man slå filter og forstærker sammen på et print. På den måde kan man undgå løse forbindelser som der let kan opstå i et fumlebræt.

På længere sigt vil man med fordel kunne sætte DAQ'en, analogt filter, forstærker, strømforsyning og skærm sammen i en boks, hvortil transduceren er tilsluttet. Ved at inkorporerer undgås for mange løse del komponenter af systemet på operationsstuen, hvorved rengøring

af udstyretlettes og i øvrigt fremstår mindre kompliceret over for personer uden den dybere tekniske kendskab til systemet. Bagsiden af denne løsning kan dog være at systemet er noget sværere at vedligeholde idet, hver enkel hardware blok er afhængig af hinanden for at systemet er funktionsbart. Ved en eventuel fejl i en af de underordnet blokke vil det altså være sværere at udskifte en enkelt blok eller det kan måske lige frem økonomisk bedre betale sig at skifte hele boksen, hvorved der opstår et stort elektronik spild.

Fremadrettet skal systemet udvikles med to skærme og kobles op til EPJ. Således at EPJ for den patient, der bliver målt på kan stå åben på en skærm samtidig med at målingerne foretages of vises på den anden skærm. På den måde vil den sundhedsfaglige kunne se informationer om patientens medicin, tidligere boldtryks målinger og andre relevante informationer, der kan være vigtige for blodtryks målinger på patienter under en operation. Desuden er det en mulighed, at de målte data efterfølgende også gemmes i EPJ.

Som systemet er nu skal kalibreringsfaktoren indtastes, hver gang systemet startet. I videreudviklingen af systemet er det meningen af kalibreringsfaktoren skal gemmes i programmet, således at denne gemmes fra gang til gang, hvorved kalibrerings faktoren kun skal indtastes i forbindelse med kalibrering af systemet der foretages en gang årligt.

Når der i den nuværende software for systemet indsendes et signal, der burde have en varighed af 10 sekunder tager det programmet 16 sekunder at løbe igennem signalet. I fremtiden er det selvfølgelig meningen at denne tidsforskel mellem input signal og det viste signal skal elimineres. Således at disse to stemmer overens.

For fremtiden er det meningen at systemet skal afspille en ”bip” lyd for hvert pulsslag som systemet mäter på patienten. I forbindelse med dette kunne alarmen også videreudvikles til at afspille højere pulslyde ved eksempelvis stigende puls.

Selve brugergrænsefladen kunne udvides, således at blodtryksmålersystemet bliver mere omfangende, med eksempelvis visning af et EKG signal samtidigt.

# Konklusion 8

---

I forgående projekt, er der blevet udviklet en blodtrykssystem prototype, bestående af både software og hardware, som er i stand til, at måle og vise intravenøst blodtryk.

Gruppen startede med at fremlægge forholdsvis realistiske krav til prototypen. Disse krav blev dog ændret i løbet af udviklingsfasen, fordi et par af kravene, ikke passede sammen. Dette gjorde sig især gældende i hardware kravene, hvor gruppen ikke havde taget højde for den maksimale ratio, imellem forstærkning og forsyningsspænding. I softwaredelen var der behov for at sortere enkelte mindre designrelaterede krav fra.

Det primære krav, at udvikle et blodtryksmålingssystem, er lykkedes. Der er forsøgt fokuseret på, hvordan et sådan system, ville skulle fungere ude i virkeligheden. Dette kan ses på de krav, som gruppen selv har sat, ud over de fastlagte IHA krav. Efter kravene blev modifieret, er det dog lykkedes gruppen at leve op til alle de krav, som der blev sat til projektet.

Da accepttesten blev gennemført, var der ingen behov for at skrive nogen fejrapporter, da alle krav kunne eftervises og testes i programmet. Enkelte tekniske krav var dog nødt til at blive eftervist i større omfang, i separate test afsnit. Alle mindre krav er desuden også implementeret med succes.

Selve udviklingen af systemet, har været meget præget af, at gruppen har været delt i to. Der har været svag kommunikation imellem de to grupper, men på trods af dette er det lykkedes gruppen at få udviklet to dele, som kunne arbejde sammen.

Generelt set, mener gruppen at projektet er gået godt. Et system bestående af en forstærker, et filter og et C#-program, som kan vise blodtryk kontinuerligt, er blevet udviklet. Der er bred enighed i gruppen om, at det system, som er blevet udviklet, er klar til at blive udviklet yderligere, skulle det være en mulighed.

# Litteratur

---

- [1] sundhed.dk, *Højt blodtryk* URL: <https://www.sundhed.dk/sundhedsfaglig/laegehaandbogen/hjerte-kar/symptomer-og-tegn/hoejt-blodtryk/>, version 02.08.2015, bilag 7
- [2] sundhedguiden.dk, *Normalt blodtryk* URL: <http://www.sundhedsguiden.dk/da/temaer/alle-temaer/blodtryk/blodtryk/normalt-blodtryk/>, version 16.1.2014, bilag 7
- [3] Hjerteforeningen, *Hjertet*, URL: [http://hjertesvigt.dk/hjertesygdomme/hjerte\\_og\\_kredsloeb/hjertet/](http://hjertesvigt.dk/hjertesygdomme/hjerte_og_kredsloeb/hjertet/), version 11.11.2014, bilag 7
- [4] Sand, Olav, m.fl. *Menneskets anatomi og fysiologi*, s. 273 figur 9.6, Gads Forlag, 2. udgave, 3. oplag, 2008, ISBN 978-87-12-04298-3.
- [5] Gyldendal, Den Store Danske, *blodtryk* URL: [http://www.denstoredanske.dk/Krop,\\_psyke\\_og\\_sundhed/Sundhedsvidenskab/Fysiologi/blodtryk](http://www.denstoredanske.dk/Krop,_psyke_og_sundhed/Sundhedsvidenskab/Fysiologi/blodtryk), version 23.10.2009, bilag 7
- [6] Life In the Fast Lane *Arterial line and Pressure Transducer* URL: <http://cdn.lifeinthefastlane.com/wp-content/uploads/2012/07/art-line-1.jpg>, version 14.06.2015, bilag 7
- [7] College Physics *Electrocardiogram* URL: <http://cnx.org/contents/Ax2o07U1@7.61:QfVqqZCo@3/Nerve-ConductionElectrocardiog>, version 24.02.2014, bilag 7
- [8] Johansen, Peter, *Hæmodynamik og hjertekarsystemet*, s. 33, 5. udgave, Note fra KVI undervisning 2015, bilag 11
- [9] sundhed.dk, *Hypertension* URL: <https://www.sundhed.dk/sundhedsfaglig/laegehaandbogen/hjerte-kar/tilstande-og-sygdomme/oevrige-sygdomme/hypertension/>, version 04.08.2015, bilag 7
- [10] sundhed.dk, *Shock* URL: <https://www.sundhed.dk/sundhedsfaglig/laegehaandbogen/akut-og-foerstehjaelp/tilstande-og-sygdomme/hjerte-kar/shock/>, version 19.08.2015, bilag 7
- [11] Webster, John G., m.fl., *Medical Instrumentering*, John Wiley & Sons, INC, ISBN-13 978-0471-67600-3
- [12] Ingeniørhøjskolen Aarhus Universitet, *Vejledning til dokumentation af semesterprojekter*, udgave 29.4.2015, bilag 12
- [13] Poul Staal Vinje, *Projektledelse af systemudvikling*, Nyt Teknisk Forlag, ISBN 978-87-571-2457-5.

- [14] OKAWA Electric Design, *Sallen-Key Low-pass Filter Design Tool*, URL: <http://sim.okawa-denshi.jp/en/OPseikiLowkeisan.htm> Version 2008, bilag 7
- [15] Thomas, Rosa & Toussaint, *Analysis and Design of Linear Circuits*, Wiley, 7. udgave, 2012, ISBN 978-11-180-6558-7.