



AARHUS SCHOOL OF ENGINEERING

SUNDHEDSTEKNOLOGI  
3. SEMESTERPROJEKT

---

# Rapport

---

*Gruppe 4*

Mads Fryland Jørgensen (2014003827)

Jeppe Tindhøj Honeré (201403827)

Freja Ramsing Munk (201405722)

Nicoline Hjort Larsen (201370525)

Sara-Sofie Staub Kirkeby (201406211)

Tine Skov Nielsen (201404233)

*Vejleder*

Thomas Nielsen

Aarhus Universitet

10. december 2015



# Resumé

---

*Gruppemedlemmer*

---

Jeppe Tinghøj Honeré (201371186)

---

Dato

---

Mads Fryland Jørgensen (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:

---

Jeppé Tinghøj Honeré

---

Mads Fryland Jørgensen

---

Freja Ramsing Munk

---

Nicoline Hjort Larsen

---

Tine Skov Nielsen

---

Sara-Sofie Staub Kirkeby

**Godkendes af**      Thomas Nielsen

**Antal sider**              32

**Kunde**              Aarhus Universitet

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

**Dato:** 10. december 2015

---

Kundens underskrift

---

Leverandørens underskrift



# Ordliste

---

Ord	Forklaring
-----	------------

---





# Indholdsfortegnelse

---

Resumé	i
Godkendelsesformular	iii
Ordliste	v
Kapitel 1 Indledning	3
Kapitel 2 Projektformulering	5
Kapitel 3 Baggrund	7
3.1 Hjertet & Kredsløb . . . . .	7
3.2 Hæmodynamik . . . . .	8
3.3 Hypertension . . . . .	10
3.4 Hypotension . . . . .	10
3.5 Blodtryksmåling . . . . .	10
3.6 Sensorer . . . . .	11
Kapitel 4 Systembeskrivelse	13
Kapitel 5 Krav	15
5.1 IHA krav . . . . .	15
5.2 Funktionelle krav . . . . .	15
5.3 Ikke-funktionelle krav . . . . .	17
Kapitel 6 Projektbeskrivelse	19
6.1 Projektgennemførelse . . . . .	19
6.2 Metode . . . . .	19
6.2.1 Ase-modellen . . . . .	19
6.2.2 Vandfald . . . . .	20
6.2.3 V-model . . . . .	21
6.3 Specifikation og analyse . . . . .	22
Kapitel 7 Design, implementering og test	23
7.1 Arkitektur . . . . .	23
7.2 Software arkitektur . . . . .	23
7.3 SysML . . . . .	24
7.4 Design . . . . .	25
7.5 Implementering . . . . .	27
7.6 Test . . . . .	28
7.7 Resultater og diskussion . . . . .	28
7.8 Opnåede erfaringer . . . . .	28

7.9 Fremtidigt arbejde . . . . .	28
<b>Kapitel 8 Konklusion</b>	<b>29</b>
<b>Litteratur</b>	<b>31</b>

**Versionshistorik**

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

---



# Indledning 1

---



# Projektformulering 2

---

## Ansvarsområde

### Initialer:

Jeppé Tinghøj Honeré - JTH

Mads Fryland Jørgensen- MFJ

Tine Skov Nielsen- TSN

Freja Ramsing Munk - FRM

Nicoline Hjort Larsen - NHL

Sara-Sofie Staub Kirkeby - SSK

Afsnit    Ansvarlig

---

I dette projekt var problemstilling 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 monitorere en patients blodtryk. Dette er især vigtigt på en operationsstue, hvor blodtrykket er en vigtig parameter til monitorering af patientens helbredstilstand, hvilket ligger til grund for udarbejdelsen af dette projekt.



Figur 2.1: Tilslutningen af væskefyldt kateter

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

I dette projekt der skal arbejdes på at udarbejde et system, der kan tilsluttes det væskefyldte kateter og som kan vise en blodtryks kurve, samt blodtryks værdier 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:

#### Software

- Programmet skal programmeres i C#
- Programmet skal kunne kalibrere blodtrykssignalet og foretage en nulpunktsjustering
- Programmet skal kunne vise blodtrykssignalet kontinuert
- 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, dette skal kunne slås til og fra

#### Hardware

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

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



## 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 fungerer primært som reservoir for blod, mens ventriklerne fungerer som den effektive pumpe.



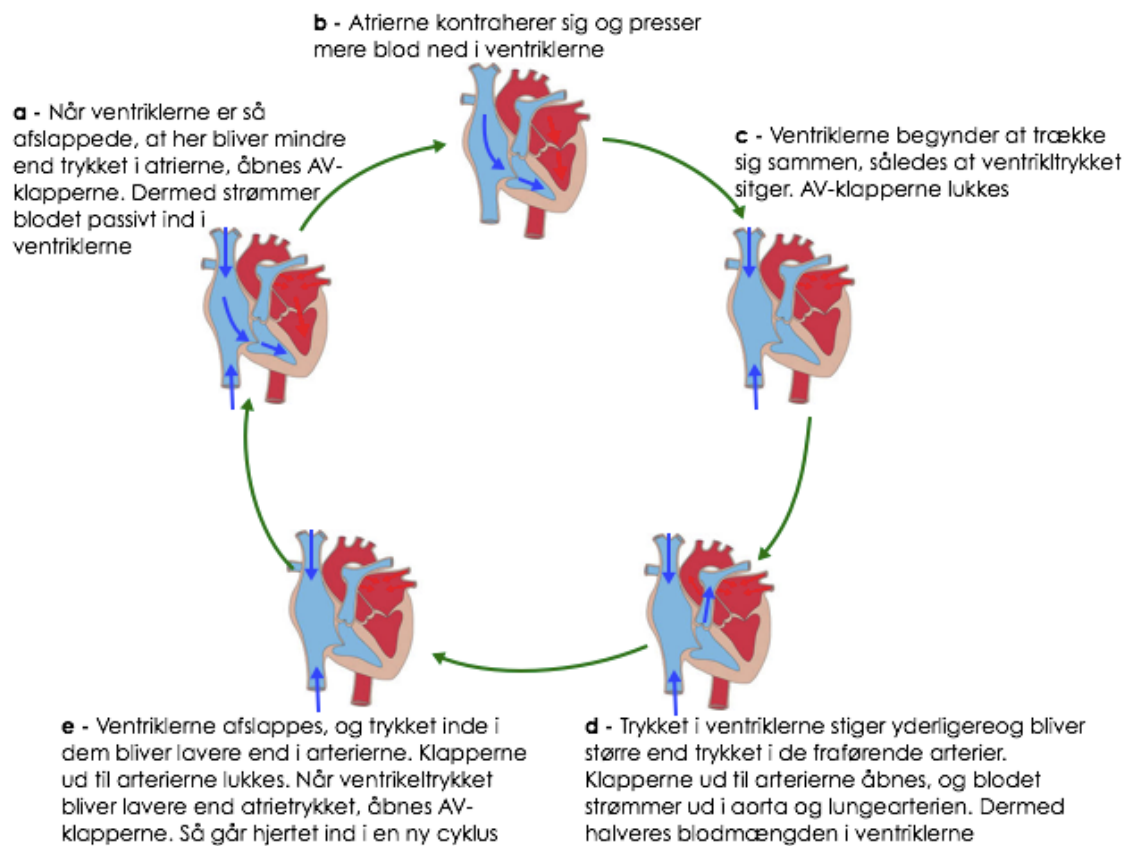
Figur 3.1: Hjerte med forklarende pile <sup>1</sup>

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 ventrikel og hovedpulsåren. Ved alle bindevævsringene er der klapper, der fungerer som ventiler.

AV-klapperne sidder mellem atrierne og ventriklerne. Klappen mellem højre atrium og ventrikel kaldes tricuspidalklap, mens klappen mellem venstre atrium og ventrikel kaldes mitralklap, se figur 3.1. Aortaklappen er placeret ved afgang af hovedpulsåren og pulmonalklappen ved afgang af lungepulsåren. Klapperne fungerer således, at blodet kun kan løbe én vej gennem dem. Åbningen samt lukningen af disse er en passiv proces, som

<sup>1</sup>[http://www.hjertelunge.dk/hjertesygdomme/hjerte\\_og\\_kredsloeb/hjertet/](http://www.hjertelunge.dk/hjertesygdomme/hjerte_og_kredsloeb/hjertet/)

bestemmes af forskelle i væsketrykket på de to sider af klapperne.



Figur 3.2: De forskellige faser i hjertets cyklus <sup>2</sup>

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

## 3.2 Hæmodynamik

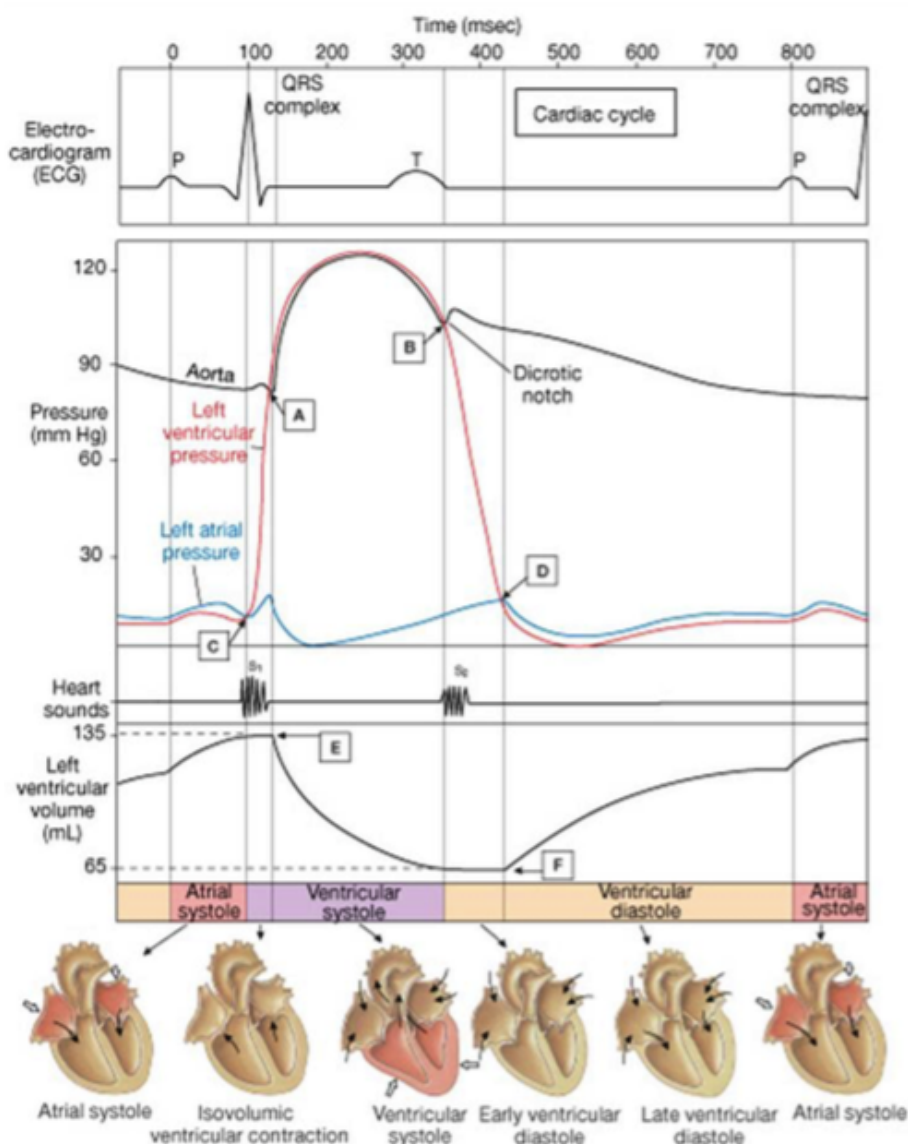
Når blodet skal fra hjertet og rundt kroppen taler man om et blodflow. Blodets flow opfører sig som shear thinning fluid, som gør sig gældende ved ikke-newtonske væsker med formindsket viskositet. At blodet hører under denne kategori, skyldes at erythrocytterne

<sup>2</sup>Billede fra "Menneskets anatomi og fysiologi"s. 273 figur 9.6

(de røde blodlegemer) organiseres ved et øget flow.

Når hjertet pumper opstår der et tryk i blodkarrene. Blodtrykket er resultatet af hjertets pumpearbejde og modstanden mod blodstrømmen i blodkredsløbet. Trykket er højest i arterierne, der forlader hjertet og trykket er lavest i venerne, der fører tilbage til hjertet.<sup>3</sup> Blodtrykket deles op i et systolisk tryk og et diastolisk tryk. Det systolske 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 med derimod pulsatilt.

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



Figur 3.3: Forhold mellem tryk og volumen

Figur 3.3 viser yderligere også hvordan hjerteklappens lukning fungerer når et trykfald

<sup>3</sup> [http://www.denstoredanske.dk/Krop,\\_psyke\\_og\\_sundhed/Sundhedsvidenskab/Fysiologi/blodtryk](http://www.denstoredanske.dk/Krop,_psyke_og_sundhed/Sundhedsvidenskab/Fysiologi/blodtryk)

herover ændrer retning. I det systemiske kredsløb er første kar aorta, som grundet sin elasticitet vil få hovedparten af blodmængden, pumpet ud af venstre ventrikel, til at blive opstemt 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 grænseværdier gælder uanset patientens alder. Grænseværdierne er dog kun et udgangspunkt for der kan godt opstå hypertension hos en person med 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 medfører påvirkning af nyrene.<sup>4</sup>

### 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 blodcirkulationen er utilstrækkelig til at imødekomme kroppens metaboliske behov. Blodtryksgrænsen for shock angives forsimplet ofte at være systolisk blodtryk på under 90 eller et fald i systolisk tryk på 40 mmHg.<sup>5</sup>

### 3.5 Blodtryksmåling

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

Der findes mange former for blodtryks målinger, de mest hyppigt brugte er dog de non-invasive og invasive målinger. De non-invasive målinger kan være målemetoder som den klassiske blodtryksmåling med manchet, stetoskop og kviksølvsmåner. Den invasive metode indebærer en indsættelse af instrument i kroppen og benyttes blandt andet på operationsstuer. Et invasiv blodtryksmåling apparat kan deles op i to generelle kategorier. Den meste brugte kliniske metode er metoden er at koble det vaskulære tryk til en ekstern sensor element via et væskefyldt kateter. Den anden metode er en metode, hvor vand koblingen her bliver elimineret ved at inkorporere sensoren i spidsen af kateteret i det vaskulære system.

---

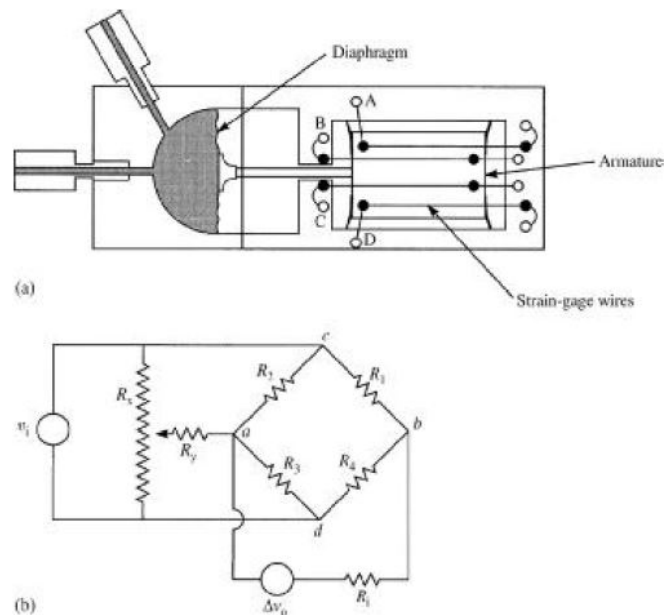
<sup>4</sup> <https://www.sundhed.dk/sundhedsfaglig/laegehaandbogen/hjerte-kar/tilstande-og-sygdomme/oevrige-sygdomme/hypertension/>

<sup>5</sup> <https://www.sundhed.dk/sundhedsfaglig/laegehaandbogen/akut-og-foerstehjaelp/tilstande-og-sygdomme/hjerte-kar/shock/>

## 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 flow 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 temperatur kompensation mens den bundne kan have udsving grundet temperaturen.

Den ubundne strain gauge består af fire set af stræk følsomme ledninger, der er forbundet så de danner en wheatstone bro, se figur 3.4. Disse ledninger er monteret under tryk mellem rammen og det bevægelige armatur således den maksimal belastning 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 membran bevægelse, videre til modstands ændring og til sidst et elektrisk signal. Bro sammenkoblingen giver en temperatur kompensation og den giver fire gange så stort et output fordi alle fire arme indeholder aktive gages.

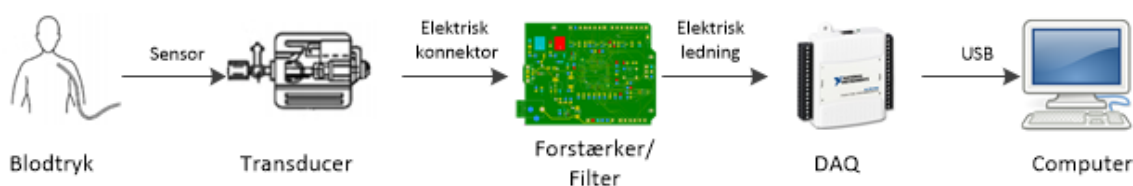


Figur 3.4: (a) Ubundet strain gauge tryk sensor. Membranen er direkte koblet via et armatur til et ubundet strain gauge system. Med stigende tryk, øges strækket over parret B og C, mens strækket over parret A og D sænkes. (b) Wheatstone bro med fire aktive elementer:  $R_1 = B, R_2 = A, R_3 = D, R_4 = C$  når den ubundne strain gauge er forbundet til translationel bevægelse. Resistoren  $R_y$  og potentiometret  $R_x$  bruges til at balancere broen,  $V_i$  er den tilførte spænding og  $\Delta v_0$  er output spænding på et voltmeter eller lignende apparat med en indre modstand på  $R_i$ . Kilde: Webster - Medical instrumentation, application and design 4th Edition



# Systembeskrivelse 4

Systemet, der er blevet udviklet er en blodtryksmåler. Blodtryksmåleren er tiltænkt at fungere som en invasiv blodtryksmåler på operationsstuer, der skal monitorerer patienters blodtryks under operationer.



Figur 4.1: Forsøgsopstilling grafisk

For at kunne lave et sådan system er der blevet udviklet en hardware del og en software del. Hardware delen er bestående af en forstærker, og et filter. Forstærkeren forstærker signalet til et håndterbart område, som arbejder sammen med en AD-konverter. Desuden består systemet også af et analogt lavpas filter, som filtrerer 50 Hz støj fra signalet. Hele systemet er koblet til en transducer, som dernæst er koblet intravenøst til borgeren. Transduceren giver systemet trykændrings feedback i enheden milivolt.

Software delen bestående af en brugergrænseflade samt program med tilhørende database. Brugergrænsefladen viser et digitalt signal via programmet samt giver mulighed for forskellige funktioner og oplysninger. Yderligere består programmet af en mulighed for en digital filtrering af blodtrykssignalet samt algoritmer til detektering af systole, diastole og puls. Systemet kan desuden lagre data fra signalet i en privat database.

Hardwaren indhenter som nævnt signalet via en elektrisk konnektor fra en transducer, som via en sensor henter et blodtryk intravenøst fra en eventuel patient. Yderligere, som figur 4.1 viser, er filteret/forstærkeren forbundet med en DAQ, som modtager det nu forstærkede og filtrerede signal. Til slut sendes signalet fra DAQ via USB til en computer, hvor signalet vises.

Projektets endelig produkt er en prototype af et blodtryksmålings system som kan benyttes til invasiv blodtryksmåling. Prototypen ses på figur XX

**INDSÆT BILLEDE**





# Krav 5

---

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

## 5.1 IHA krav

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

### Software

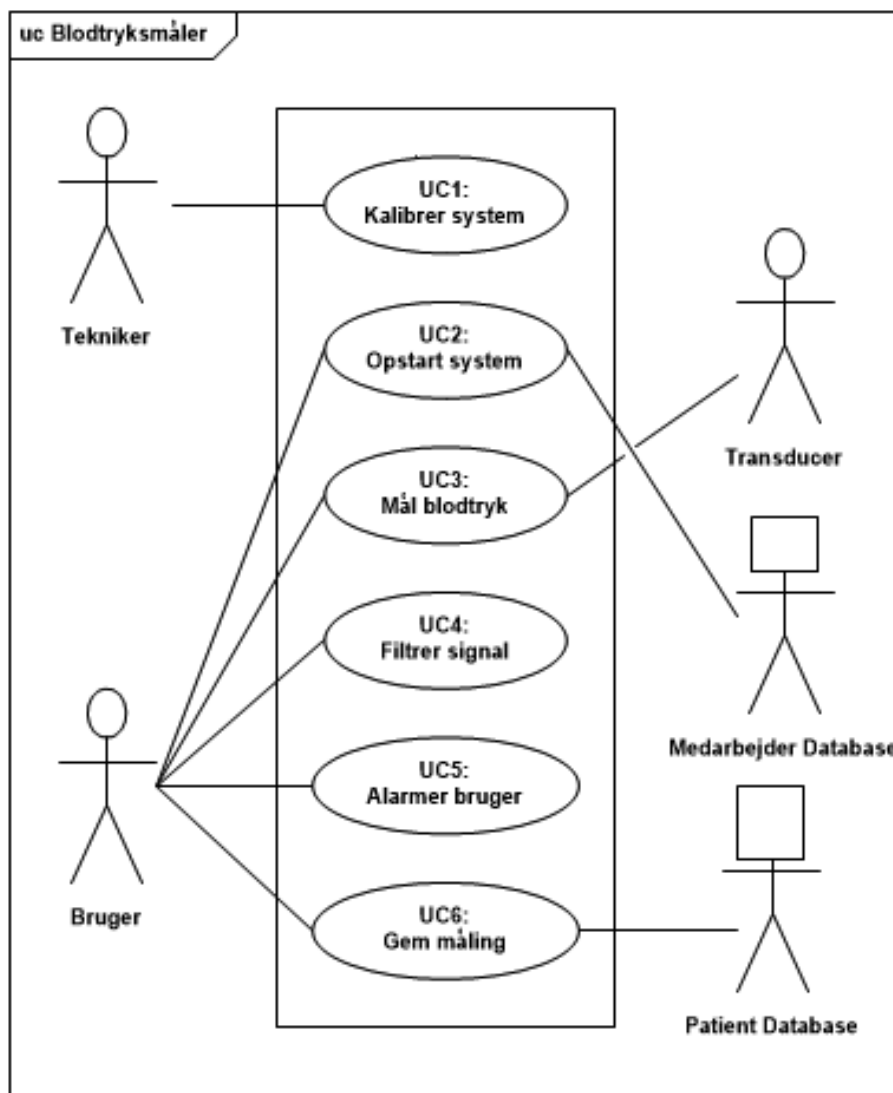
- Programmet skal programmeres i C#
- Programmet skal kunne kalibrerer blodtrykssignalet og foretage en nulpunktsjustering
- Programmet skal kunne vise blodtrykssignalet kontinuert
- Programmet skal kunne lagre de målte data i enten en tekstfil eller en database
- Programmet skal kunne filtrerer blodtrykket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

### Hardware

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

## 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 6 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 nul-punktsjusterer systemet. Brugeren logger ind i systemet ved at indtaste brugernavn og kode hvorved log ind oplysningerne tjekkes i medarbejder databasen. Herefter vælger brugeren at nulpunktsjusterer systemet hvorefter systemet starter.

### Mål blodtryk

Use casen "Mål blodtryk" beskriver hvordan blodtrykket startes og vises i brugergrænse-fladen, 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 er kan brugeren justere grænseværdierne for alarmer, samt udskyde denne.

**Gem måling**

Use casen "Gem måling" beskriver hvordan brugeren kan gemme og afslutte en måling. Her indtastes patientens CPR nr 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 XX sekunder efter opstart af programmet
2. (M) Systemet skal kunne foretage en nulpunktsjustering
3. (M) Systemet skal kunne forstærke signalet fra transducere ca. 400 gange  $\pm 10\%$
4. (M) Systemet skal kunne filtrere signalet med det indbyggede analoge antialiaseringsfilter med en båndbredde på 50 Hz, samt en cutoff frekvens på 50 Hz
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 projektstyringsværktøjet Scrum. Scrum blev benyttet til at holde overblikket over manglende opgaver, igangværende opgaver og afsluttede opgaver.

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 gruppers individuelle opgaver.

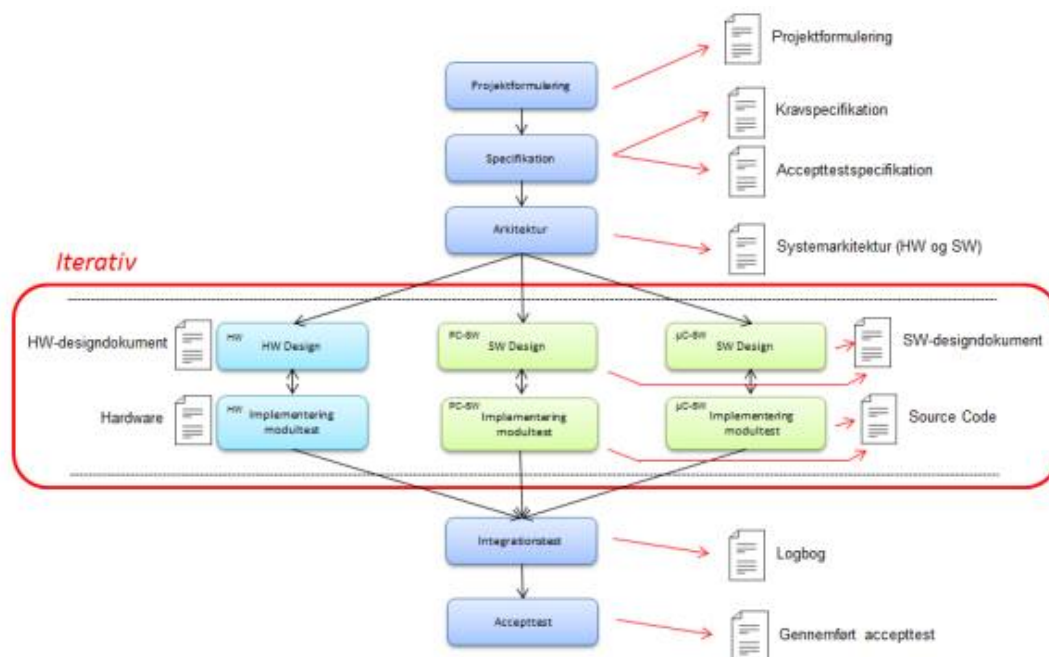
Fra start blev der aftalt et ugentlig møde, med vejleder og de to grupper som medvirkende parter. På denne måde blev alle parter holdt opdateret på udviklingsprocessen, især grupperne imellem, men også vejleder. Sidst i forløbet, under test af diverse dele af systemet, blev grupperne samlet og testene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

### 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"



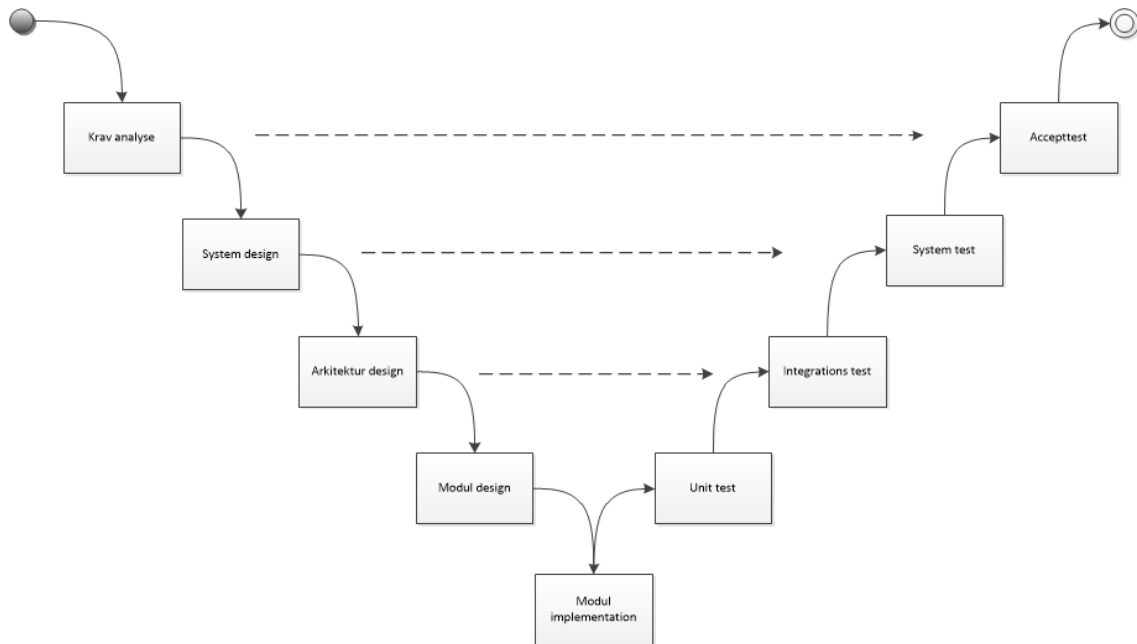
Figur 6.2: Vandfaldsmodel

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. [1]

### 6.2.3 V-model

V-modellen er en model, hvor testen planlægges parallelt med udviklingen. Accepttesten planlægges detaljeret efter kravanalysen, 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 Vandfaldsmodellen, 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).

### 6.3 Specifikation og analyse



# Design, implementering og test 7

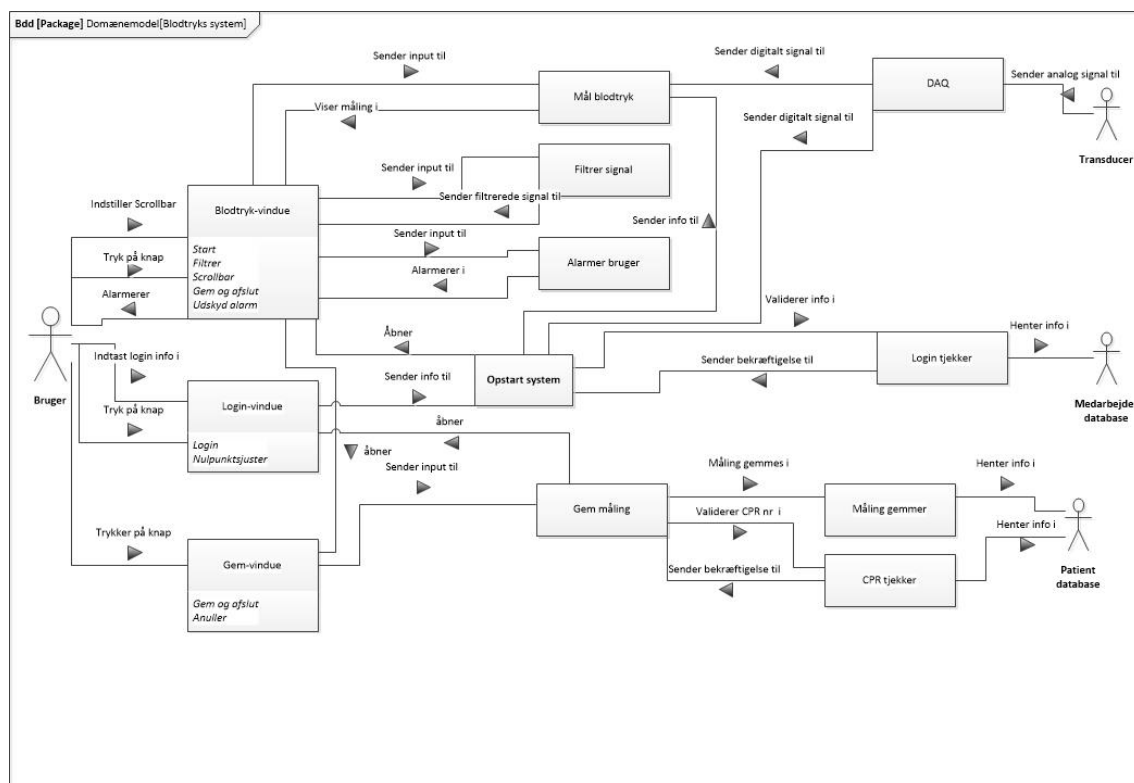
## 7.1 Arkitektur

I det følgende afsnit beskrives arkitekturen for systemet. Systemarkitekturen fungerer her som udviklingsramme for videre design og implementering. Her bliver systemets funktionalitet nedbrudt til overordnede moduler.

Arkitekturen for projektet er foretaget i to dele - en hardware arkitektur og en software arkitektur. Arkitekturen beskriver opbygningen af systemet i form af diagrammer.

## 7.2 Software arkitektur

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

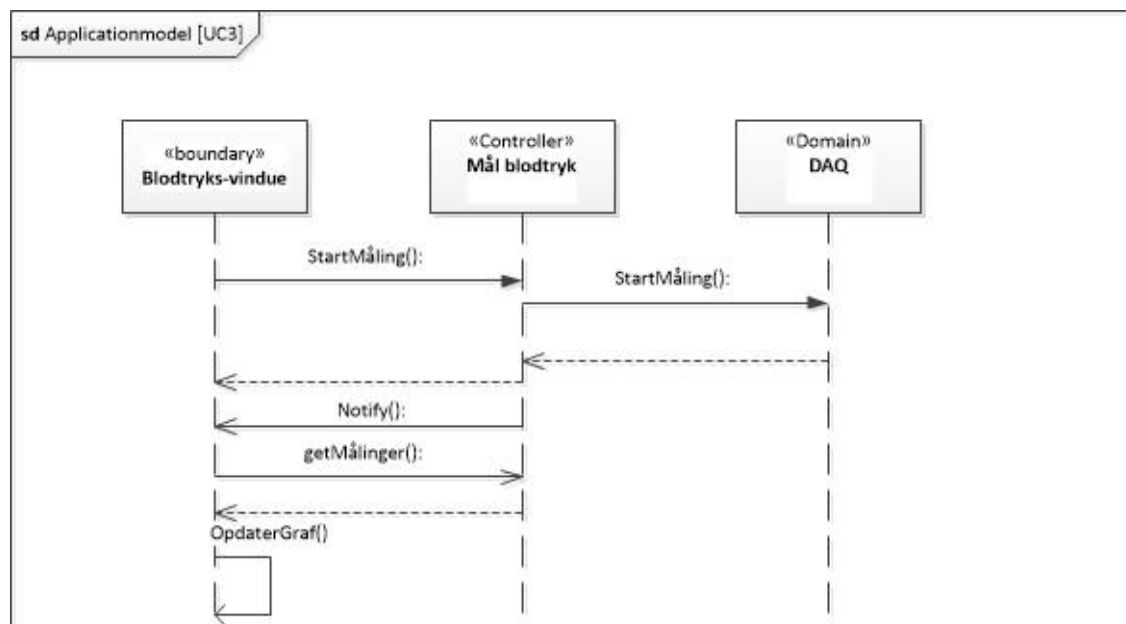


Figur 7.1: Domænemodel

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 7.2 ses sekvensdiagrammet for use casen "Mål blodtryk":



Figur 7.2: Sekvensdiagram UC3

Figur 7.2 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 brugerens interaktion med brugergrænsefladen sætter gang i metoder i software programmet. Sekvensdiagrammet 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 SysML

I beskrivelsen af systemarkitekturen og det detaljerede design for det færdige produkt, er der anvendt SysML. SysML stammer oprindeligt fra UML, men UML er 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.

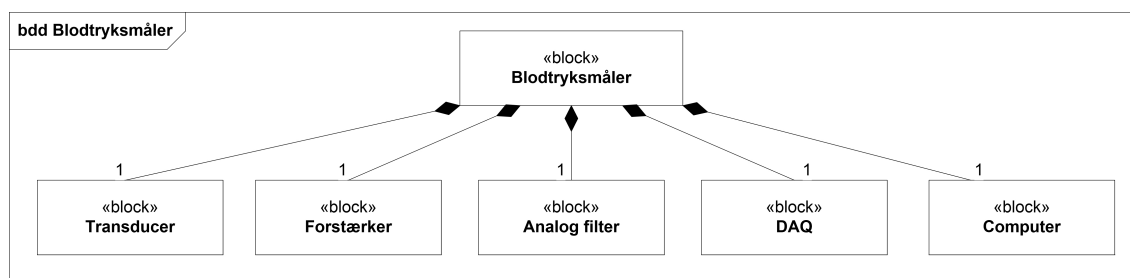
I dette projekt er der benyttet struktur- og adfærdsdiagrammer til at specificere og dokumentere systemet. Som strukturdiagram er der anvendt et blok definitions diagram (bdd) samt interne blok definitions diagramm (ibd).

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 arkitektur afsnittet (afsnit 7.2).

## 7.4 Design

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

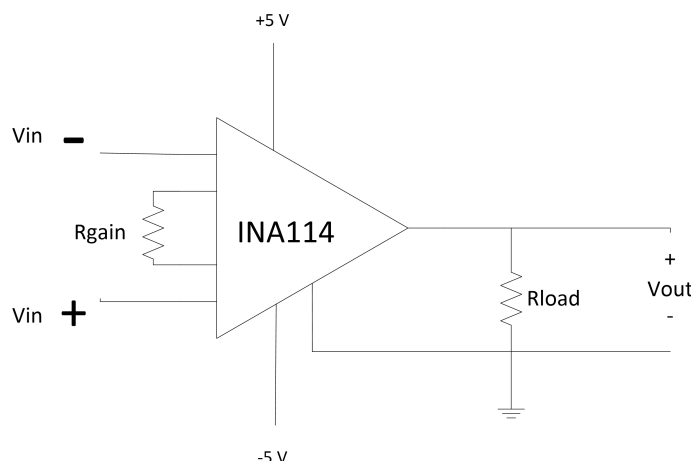
Gruppen bestemte tideligt i forløbet at dele hardwaren op i to dele, en forstærker del og en filter del.



Figur 7.3: Blokdigram for blodtryksmåler systemet.

Ud af blokdigrammet, 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 gruppen designede 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. Gruppen blev anbefalet typen INA114 af vejleder, grundets denne type's gode common mode rejection faktor, og høje reelle indgangsimpedans. Kredsløbet blev som vist på figur 7.4.

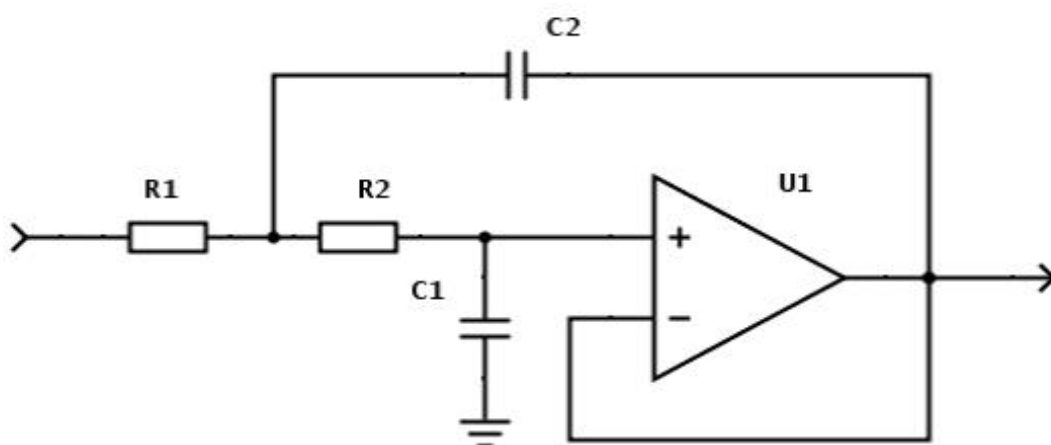


Figur 7.4: Der overordnede design af forstærkeren.

Som set på figur 7.4, så er  $R_{gain}$  modstanden som bestemmer forstærkningen, og  $R_{load}$  repræsenterer 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 7.5, 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 specificeret til at skulle være et Butterworth filter, med en cutoff frekves på 50 Hz. Yderligere var visse komponentværdier forhåndsbestemt. Designet af filteret kan ses på figur 7.5.



Figur 7.5: Unity gain 2. ordens Sallen-Key lavpas konfiguration

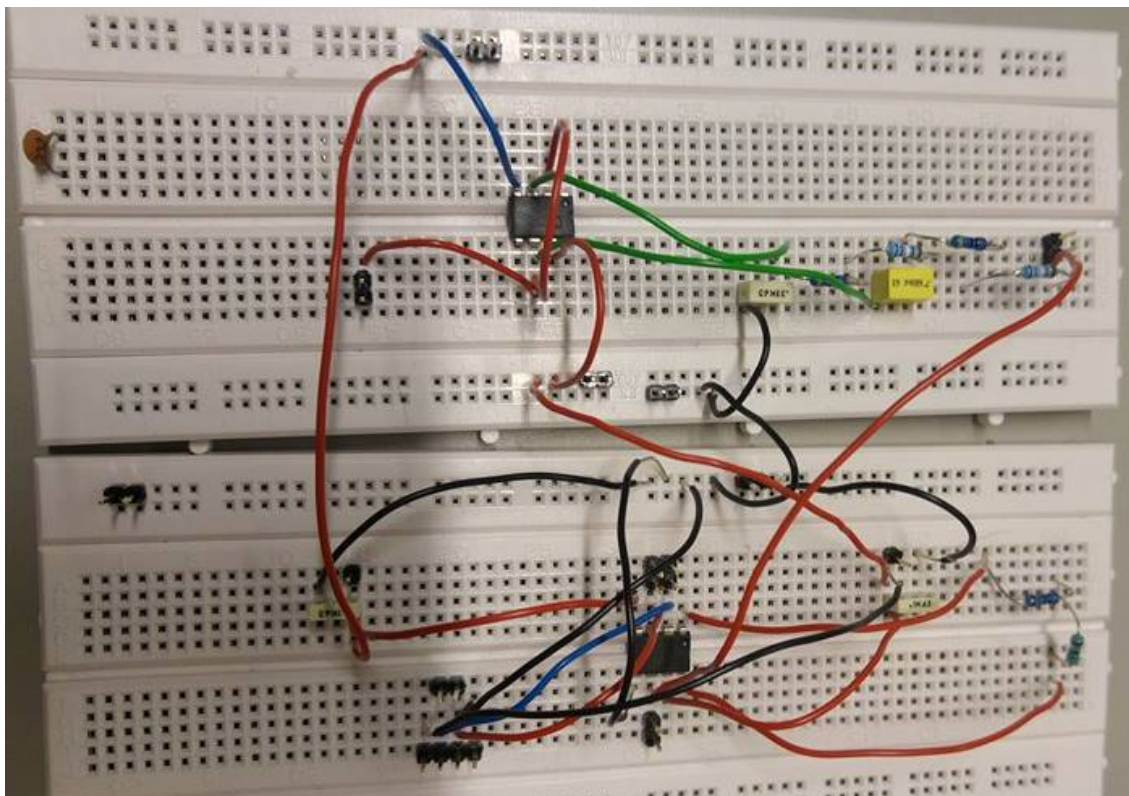
Et Sallen-Keyfilter har en anderledes  $\zeta$ , grundet anderledes prioriteter, i forhold til frekvensområdet. Gruppen brugte en hjemmeside<sup>1</sup> til at finde overføringsfunktionen for

<sup>1</sup><http://sim.okawa-denshi.jp/en/OPseikiLowkeisan.htm>

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 7.5.

## 7.5 Implementering

Efter komponentudregningen, byggede gruppen de to hardware blokke op. Gruppen valgte 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 modstandene i forholdsvist filteret og forstærkeren, op i to, så gruppen kunne 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 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. Gruppen vurderede at afvigelserne var forholdsvidst små, og derfor er der valgt at se bort fra dem. For modstandene 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.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{6687 \cdot 333,2 \times 10^{-9} \cdot 6687 \cdot 680 \times 10^{-9}}} = 50,37 Hz \quad (7.1)$$

## 7.6 Test

## 7.7 Resultater og diskussion

## 7.8 Opnåede erfaringer

## 7.9 Fremtidigt arbejde

# Konklusion 8

---





# Litteratur

---

- [1] Poul Staal Vinje, *Projektledelse af systemudvikling*, Nyt Teknisk Forlag, ISBN 978-87-571-2457-5.

