



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.

Ordliste

Ord	Forklaring
BDD	Block Definition Diagram
CPU	Central Processing Unit
DAQ	Data Acquisition
EPJ	Elektronisk Patient Journal
(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

Resumé	i
Ordliste	ii
Kapitel 1 Indledning	1
Kapitel 2 Projektformulering	2
Kapitel 3 Baggrund	5
3.1 Hjertet & Kredsløb	5
3.2 Hæmodynamik	6
3.3 Hypertension	7
3.4 Hypotension	8
3.5 Blodtryksmåling	8
3.6 Sensorer	9
Kapitel 4 Systembeskrivelse	11
Kapitel 5 Krav	12
5.1 IHA's krav	12
5.2 Funktionelle krav	12
5.3 Ikke-funktionelle krav	14
Kapitel 6 Projektbeskrivelse	15
6.1 Projektgennemførelse	15
6.2 Metode	15
6.2.1 ASE-modellen	16
6.2.2 Vandfald	16
6.2.3 V-model	17
6.2.4 SysML	18
6.3 Specifikation og analyse	19
Kapitel 7 Design, implementering og test	20
7.1 Hardware-design	20
7.2 Software design	22
7.3 Hardware implementering	23
7.4 Software implementering	25
7.4.1 3-lagsmodellen	25
7.4.2 Tråde	25
7.4.3 Observer	26
7.4.4 Kodeelementer & diagrammer	27

7.5 Test	30
7.6 Resultater og diskussion	31
7.7 Opnåede erfaringer	33
7.8 Fremtidigt arbejde	34
Kapitel 8 Konklusion	35
Litteratur	36

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

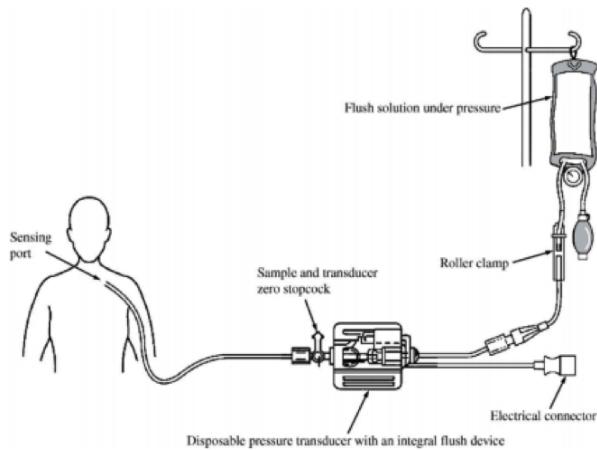
Initialer:

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 680nF og $R1 = R2$. Operationsforstærkeren skal være af typen OP27

Software

- Programmet skal programmeres i C#

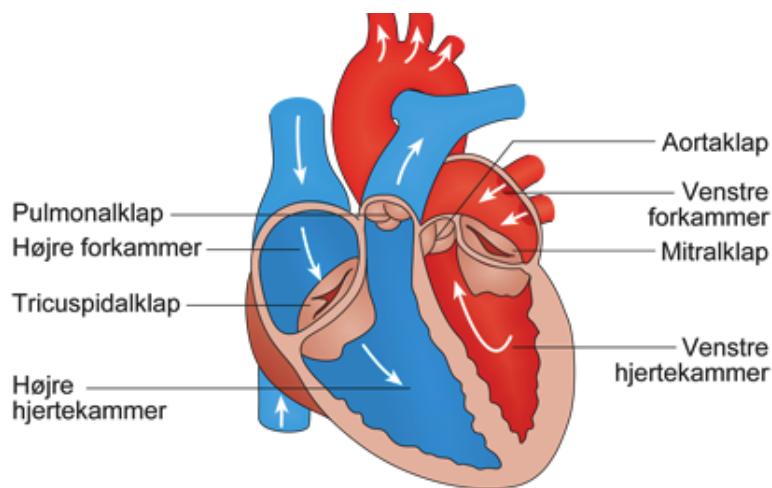
- Programmet skal kunne kalibrere blodtrykssignalet og foretage en nulpunktsjustering
- Programmet skal kunne vise blodtrykssignalet kontinuerligt
- Programmet skal kunne lagre de målte data i enten en tekstfil eller en database
- Programmet skal kunne filtrere blodtrykket i selve programmet via et digitalt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

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

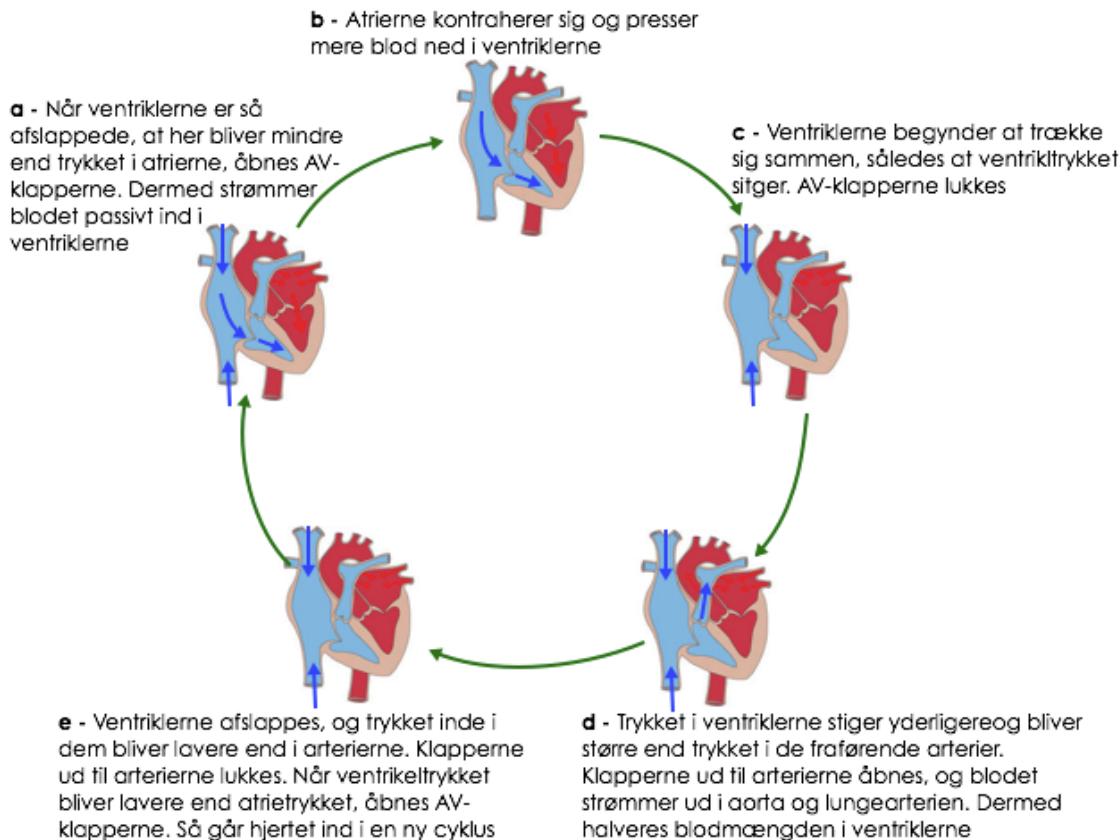
3.1 Hjertet & Kredsløb

Hjertet, *cor*, er en muskel, hvis opgave er at pumpe blodet rundt i kroppen. Hjertet er hult, og består af fire kamre. To atrier, og to ventrikler. Det er ventriklerne som fungerer som selve pumpen, hvor atrierne primært er et bassin for blod. Kamrene er afskilt af anulus fibrosus, bestående af fire ringe, som indeholder hjerteklapperne. Der er fire hjerteklapper, to AV-klapperne, aortaklappen og pulmonalklappen. Hjertets anatomi kan ses på figur 3.1:



Figur 3.1: Hjerte med forklarende pile [3]

På figur 3.2 kan faserne i hjertets cyklus ses. Disse inddeltes i to hovedfaser, den første kaldt diastolen, og den anden systolen. I diastolen er ventriklerne afslappede, og trykket er her lavere, end det tryk der er i arterierne. Derved åbnes AV-klapperne og ventriklerne fyldes med blod. Herefter går hjertet i systole, hvor ventriklerne kontraherer. Trykket i ventriklerne stiger, hvilket lukker AV-klapperne og åbner aorta- og pulmonalklappen. Blodet strømmer herefter ud i årerne, indtil ventriklerne bliver afslappede igen, og hjertets cyklus startes forfra. [4]



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

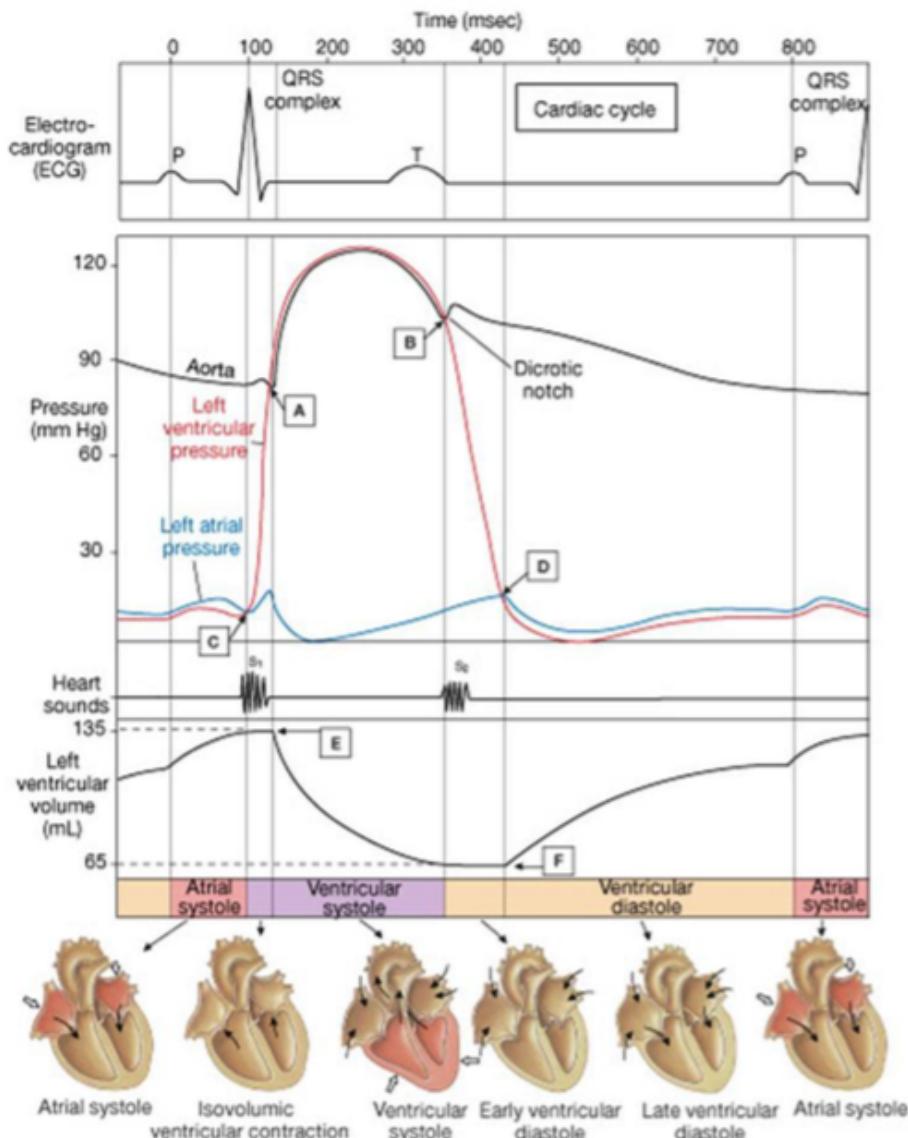
3.2 Hæmodynamik

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 nyerne.[9]

3.4 Hypotension

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

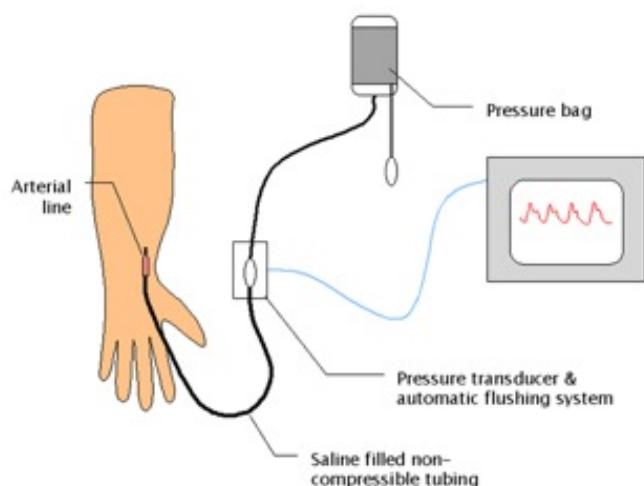
Under operationer og traumer er hypotension en mere alvorlig ting og defineres ofte som shock.

Shock er defineret ved en patofysiologisk tilstand karakteriseret ved, at blodcirkulationen er utilstrækkelig til at imødekommme 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.

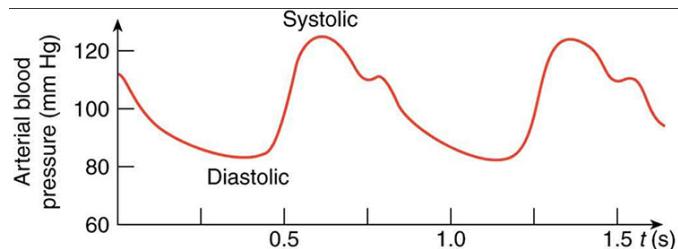
Der findes mange former for blodtryksmålinger. Man skelner mellem non-invasive og invasive målinger. De non-invasive målinger kan være målemetoder som den klassiske blodtryksmåling med manchet, stetoskop og kviksølvsmannometer. Den invasive metode indebærer en indsættelse af instrument i kroppen og benyttes 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 drykke 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]



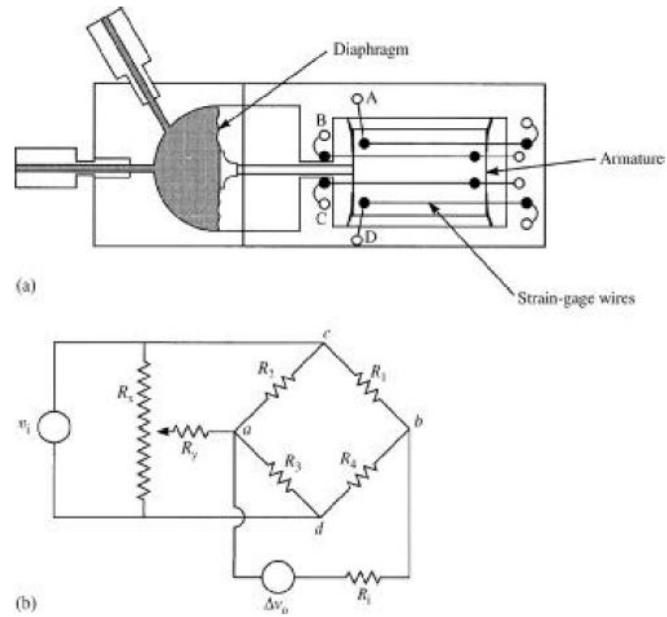
Figur 3.5: Grafisk afbildning af blodtryk [7]

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 udsvingning grundet temperaturen.

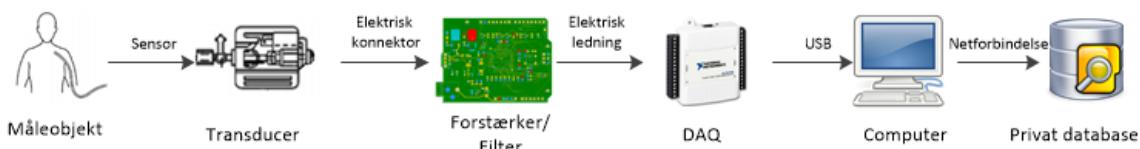
Den ubundne strain gauge består af fire sæt af strækfølsomme ledninger, der er forbundet, så de danner en Wheatstone bro, se figur 3.6. Disse ledninger er monteret under tryk mellem rammen og det bevægelige armatur, således at den maksimale belastning, som strain gaugen kan holde til, er større end den 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

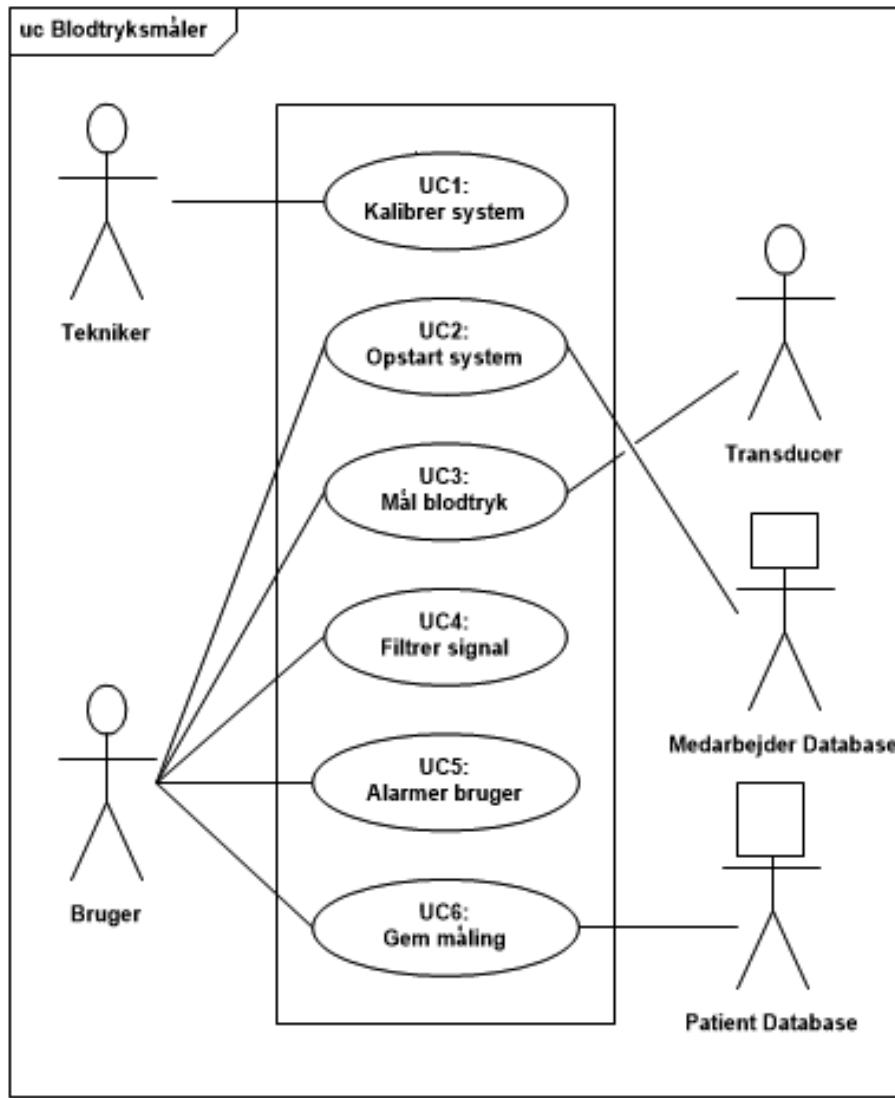
- Der skal designes et aktivt 2. ordens lavpasfilter af typen Sallen-Key med unity gain
- Filteret skal designes som et Butterworth-filter med cutoff-frekvens på 50Hz. C2 skal vælges til 680nF og $R1 = R2$. Operationsforstærkeren skal være af typen OP27

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, igangværende og afsluttede opgaver. Ligeledes blev værkøjet brugt som en kontakt mellem hardware-gruppen og softwaregruppen, så begge grupper kunne holde sig opdateret på hinandens opgaver. For at prioritere arbejdsopgaverne er der blevet benyttet sprints af en uges varighed. Hver arbejdsopgave er blevet prioriteret med et antal points 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, en med hovedfokus på hardware-udvikling, og en med hovedfokus på software-udvikling. Dog blev de basale dele til projektet, som kravspecifikation og scenarie 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 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.

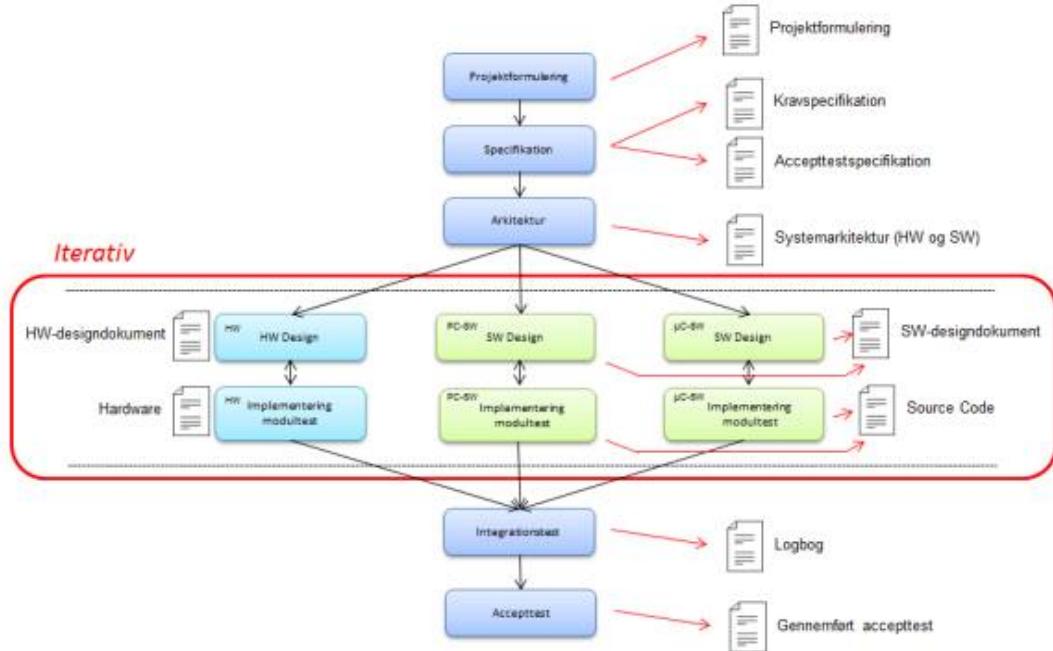
6.2 Metode

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

Der er desuden brugt versionsstyring igennem hele projektet til at holde styr på rettelser og versioner af dokumenter.

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 [12]

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

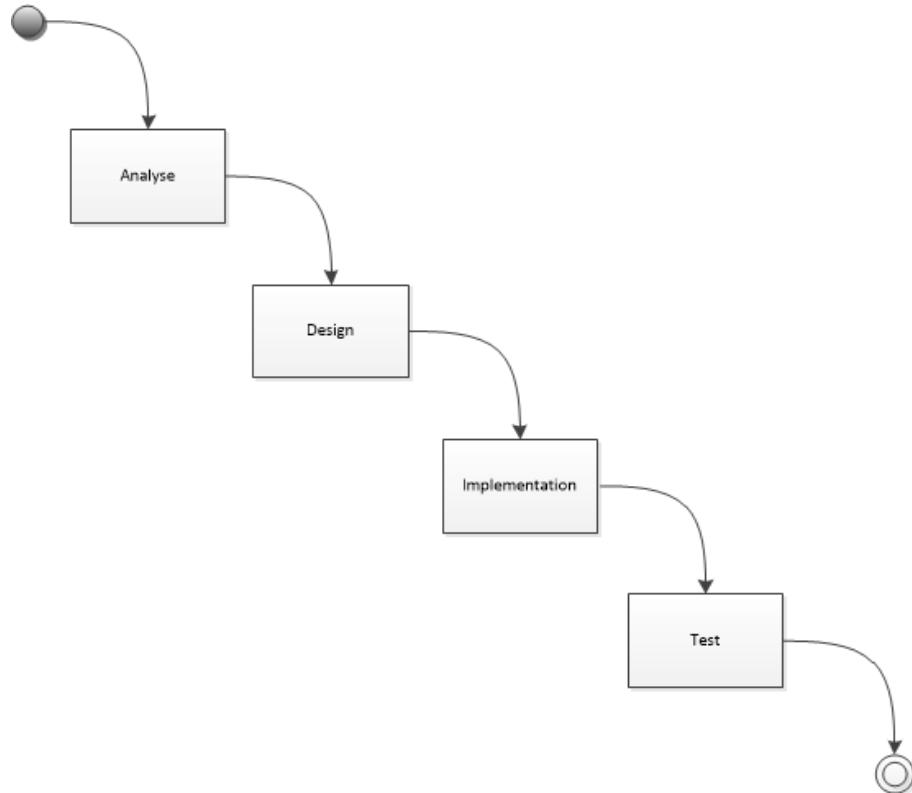
Ud fra projektformuleringen specificeres kravspecifikationen som en række use cases. En use case er et værktøj, der beskriver diverse aktørers interaktion med systemet. Ved at definere kravspecifikationen ud fra use cases, opnås et overblik over hvilke krav, der stilles til systemets endelige funktionalitet.

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

I systemarkitekturen opdeles 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:



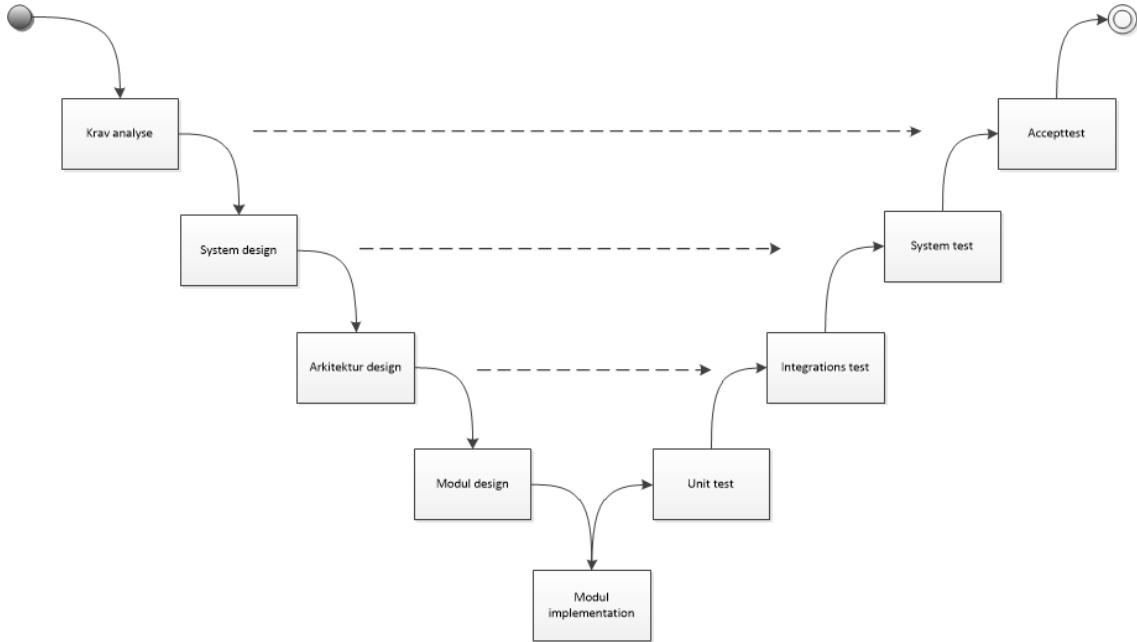
Figur 6.2: Vandfaldsmodel

Projektet starter med en analyse og videre til 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 kan man 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 vandfaldsmodellen, dvs. den ligger sidst i forløbet. Det betyder, at testfaserne planlægges modsat den rækkefølge, de udføres i. Den største forskel for testene er, at planlægningen baseres på de tidlige modeller af systemet og 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 og er heraf også benyttet til det formål. Da det udviklede system både består af hardware og software, er der valgt både UML og SysML til beskrivelsen af arkitekturen.

Valget af SysML bunder 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 BDD og 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 designafsnittet (se dokumentationen afsnit 3).

6.3 Specifikation og analyse

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

Dynamikområdet 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 DAQ'en.

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 spænding, som ikke har behov for at blive afbalanceret.

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 fungere som ønsket, ville det blive nødvendigt at implementere 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.

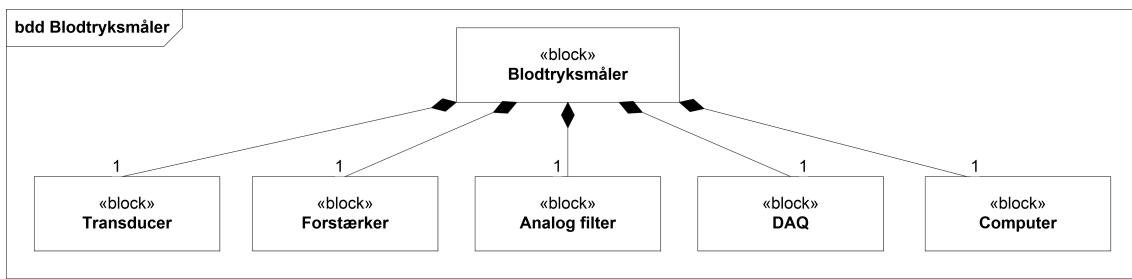
Tankerne om designet af brugergrænsefalden var at tage udgangspunkt i de 16 principper for gode brugergrænseflader.[14] Ud fra disse principper blev designet af brugergrænsefladen udfærdiget til at være enkelt og brugervenligt for brugeren. Herudover gik designet på at få brugergrænsefladen til at se så virkelighedsnær ud som muligt. Derfor blev der lavet research af blodtryks-monitorer, hvorefter systemets brugergrænseflade er designet ud fra disse oplysninger.

Design, implementering og test

7.1 Hardware-design

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

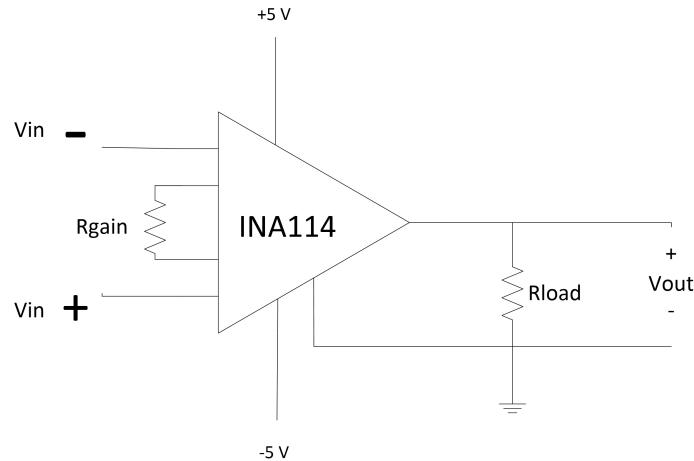
Der blev bestemt tideligt i forløbet at dele hardwaren op i to dele, en forstærkerdel og en filterdel.



Figur 7.1: Blokdiagram for blodtryksmålingssystemet

Ud af blokdiagrammet, figur 7.1, kan man se at blodtryksmålingssystemet består af fem dele. En transducer, som omformer tryk til spænding, en forstærker, et analogt 2.ordens lavpasfilter, 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 bliver målt fra transduceren. En almindelig operationsforstærker blev derfor frataget, og en instrumentationsforstærker blev valgt i stedet. Vejleder anbefalede typen INA114, grundets denne types gode common mode rejection ratio og høje reelle indgangsimpedans. Kredsløbet blev som vist på figur 7.2.

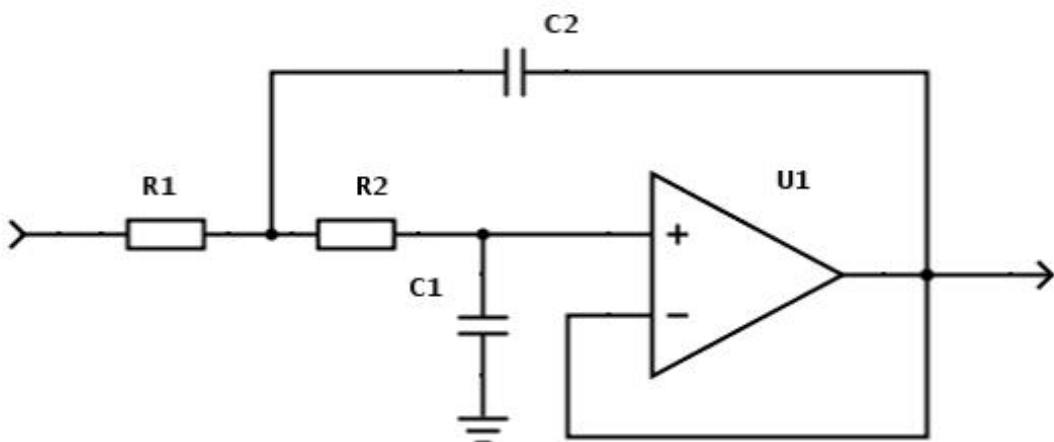


Figur 7.2: Der overordnede design af forstærkeren.

Som set på figur 7.2, 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 i afsnit 3.2.1, og komponentlisten for forstærkeren kan ses i afsnit 7.3.

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 50Hz. Filteret blev yderligere specifiseret til at skulle være et Butterworth-filter, med en cutoff-frekvens på 50Hz. Yderligere var visse komponentværdier forhåndsbestemt. Designet af filteret kan ses på figur 7.3.



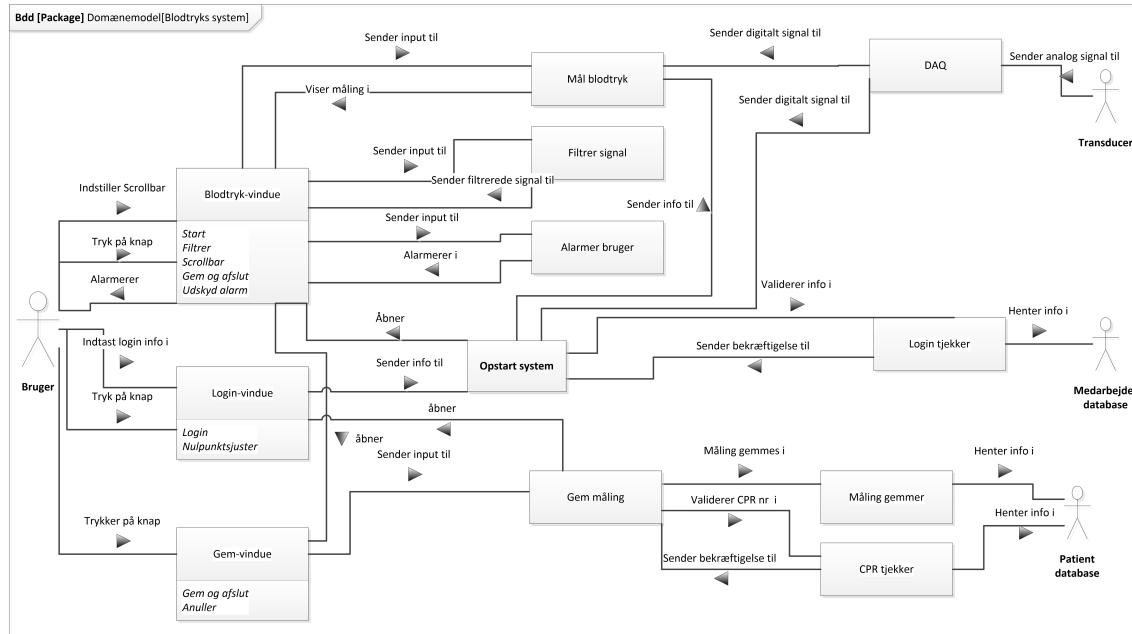
Figur 7.3: Unity gain 2. ordens Sallen-Key lavpas konfiguration

Et Butterworth-filter har en anderledes ζ grundet anderledes prioriteter i forhold til frekvensområdet. Der blev brugt en hjemmeside til at finde overføringsfunktionen for det givne filter [15]. Herefter blev komponentværdierne teoretisk udregnet. Udregningerne kan

ses i dokumentationen, afsnit 3.2.2. 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 domænemodel, der giver et overblik over hele systemet.

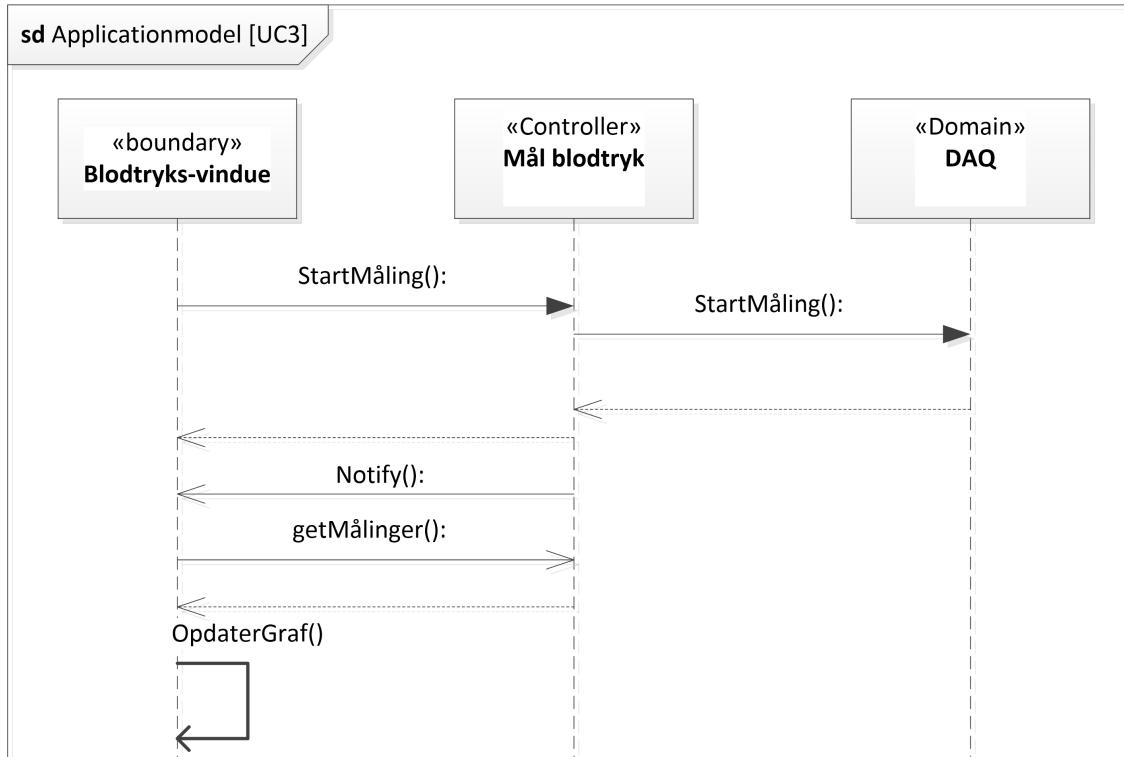


Figur 7.4: Domænemodel

I domænemodellen er relationerne mellem aktørerne og systemets dele beskrevet med pile og vejledende tekster, hvilket gerne skulle 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 sekvensdiagrammet for use casen "Mål blodtryk":



Figur 7.5: Sekvensdiagram UC3

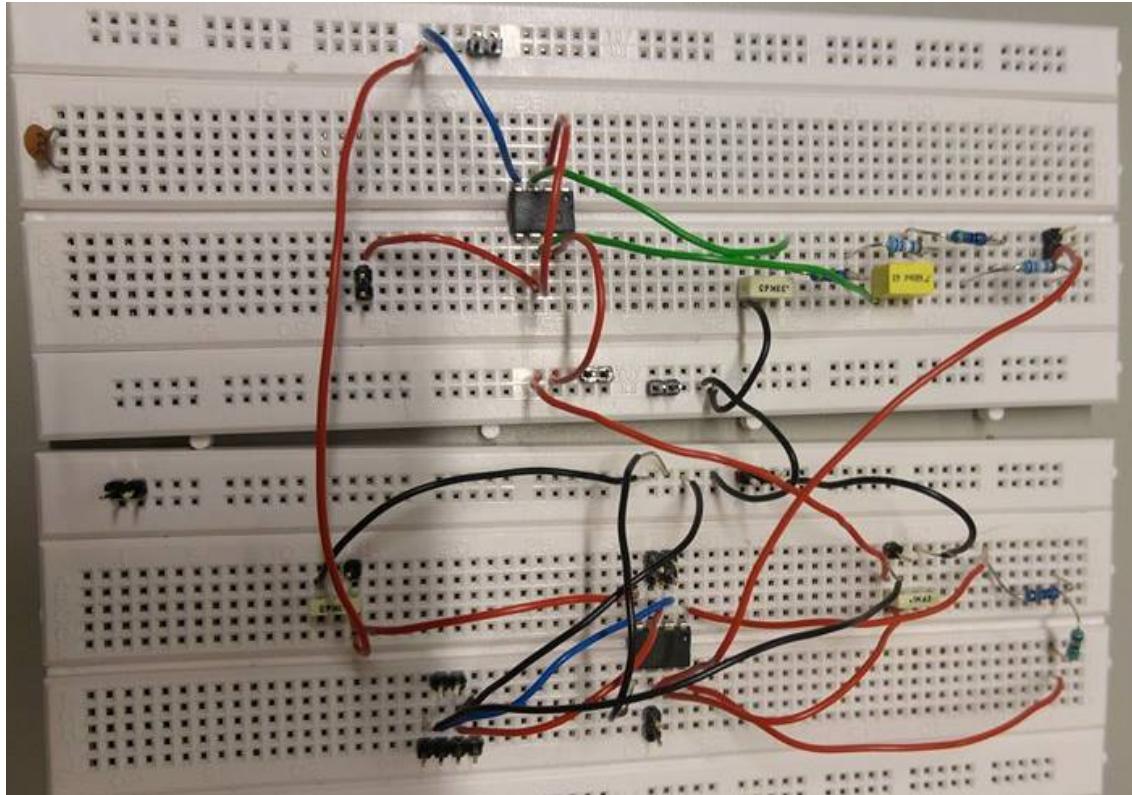
Figur 7.5 viser, hvordan brugeren interagerer med brugergrænsefladen ved at starte blodtryksmålingen. Herefter bliver metoden til at starte blodtryksmålingen kaldt ned gennem logik- og datalag hvorefter målingen vises i en graf på brugergrænsefladen. Grafen bliver hele tiden opdateret med nye målinger.

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

Sekvensdiagrammerne for de øvrige use cases kan ses i dokumentationen afsnit 3.3.3.

7.3 Hardware implementering

Efter komponentudregningen, blev de to hardware-blokke bygget op. Det blev valgt at bygge forstærkeren og filteret separat, grundet pladsmangel og sammenhæng. Opstillingen hertil ses på figur 7.6.



Figur 7.6: Opstilling af forstærker og filter

Grundet mangel på præcise modstande, blev modstandene delt op i to, både i filteret og forstærkeren, så det var muligt at komme så tæt på den ønskede modstandsværdi som muligt.

For forstærkeren blev styklisten som vist på tabel 7.1.

Komponent	Antal	Type
Modstand	1	120Ω
Modstand	1	4.8Ω
Kondensator	2	$100nF$
Instrumentationsforstærker	1	INA114

Tabel 7.1: Forstærkertabel

Grundet forskel imellem teoretiske værdier og faktiske, 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	6.2kΩ
Modstand	2	470Ω
Kondensator	1	680nF
Kondensator	1	330nF
Operationsforstærker	1	OP27G

Tabel 7.2: Filtertabel

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

En reel cutoff-frekvens blev herefter udregnet. Denne kan ses i ligning 7.1.

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

7.4 Software implementering

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

7.4.1 3-lagsmodellen

Softwareen er implementeret 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.

3-lagsmodellen 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.

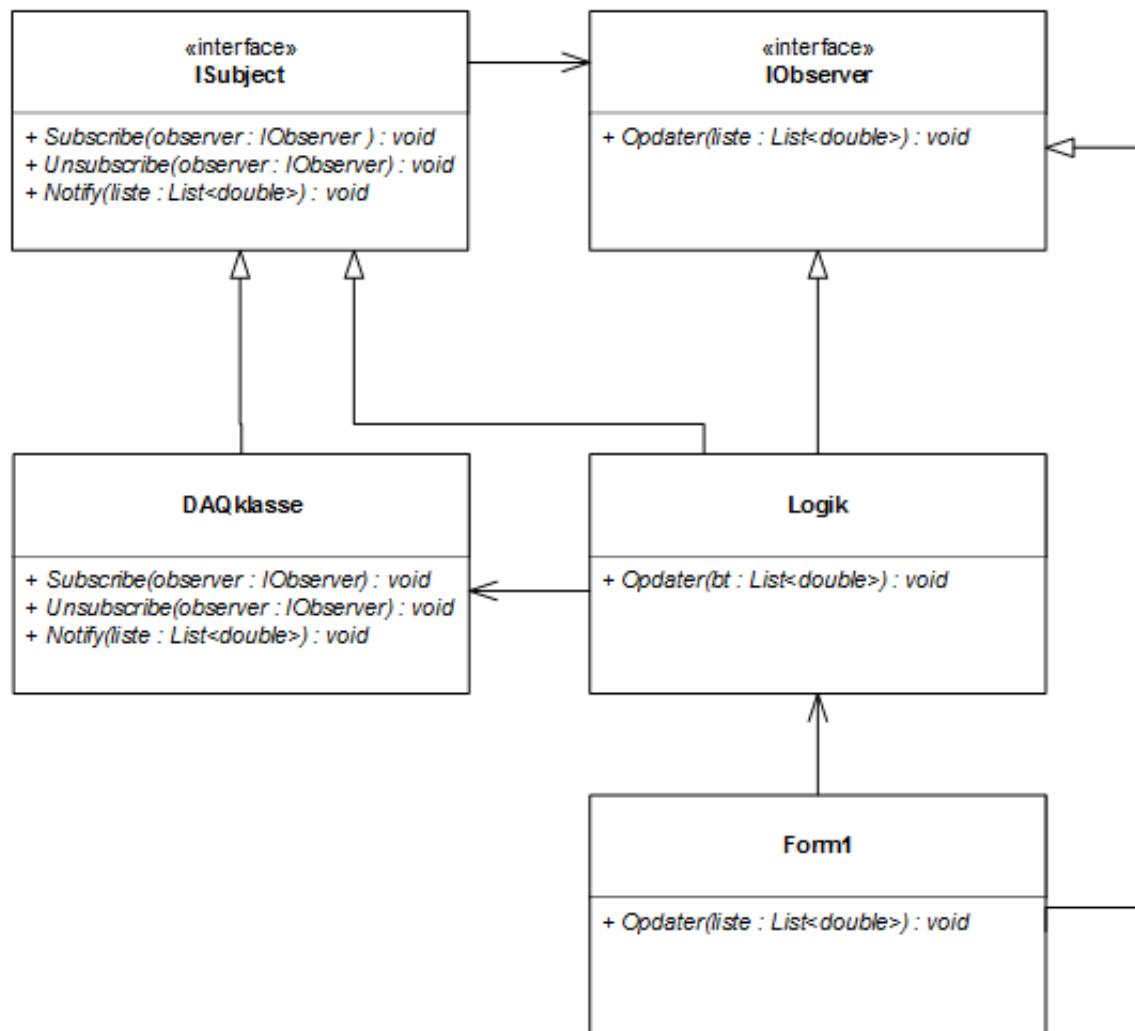
Herudover er koden implementeret, så den har lav kobling og høj samhørighed således, at der har været mulighed for at teste kode elementer undervejs i processen.

7.4.2 Tråde

Blodtrykmålingssystemet skal simultant opfange målinger og vise disse på brugergrænsefladen. Dette stiller nogle krav til softwareopbygningen, da kodestykker 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 observerens metoder. Dette mønster har været nødvendigt at anvende, da grafen i brugergrænsefladen 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-klassen arver fra IObserver og ISubject, DAQklasse arver fra ISubject og Form1 arver fra IObserver.



Figur 7.7: Klassediagram over observermønsteret

7.4.4 Kodeelementer & 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 klargør 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 DAQ-klassen 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 void Opdater(List<double> bt)
{
    liste.Clear();
    daq.M.WaitOne();
    liste.AddRange(bt);
    alleMålinger.AddRange(liste);
    daq.M.ReleaseMutex();

}
```

Figur 7.8: Metoden *Opdater()* som ligger i laget "Logik"

```

public void getGrafData()
{
    while (IsRunning())
    {

        list.Clear();
        list.AddRange(liste);

        if (list.Count > 0)
        {
            //M.WaitOne();
            grafværdier[grafcount] = list.Average() * kalibreringsfaktor_ - offset_;
            ufiltreredeGrafværdier[grafcount] = list.Average() * kalibreringsfaktor_ - offset_;

            int antal = list.Count;
            if (filterOn)
            {
                List<double> filterliste = new List<double>();
                for (int i = (grafcount < 5 ? 0 : grafcount - 5); i < grafcount; i++)
                {
                    filterliste.Add(ufiltreredeGrafværdier[i]);
                }
                grafværdier[grafcount] = filter.filtrer(filterliste, ufiltreredeGrafværdier[0]);
            }

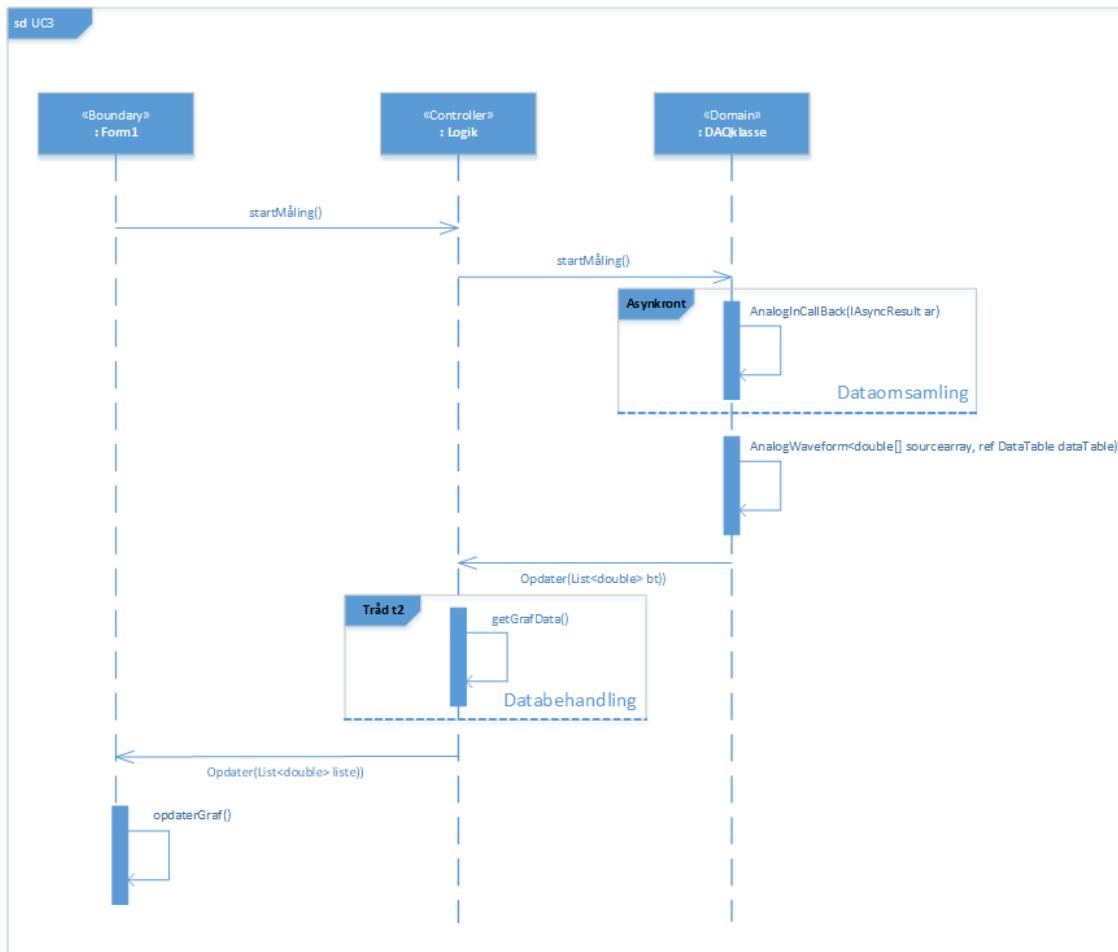
            Notify(grafværdier);
            //M.ReleaseMutex();
            grafcount++;
            if (grafcount == samplesXakse)
            {
                systole = beregner.calsSystole(grafværdier);
                diastole = beregner.calsDiastole(grafværdier);
                grafcount = 0;
                puls = beregner.calcPuls(grafværdier, 0.02);
            }

        }
        Thread.Sleep(5);
    }
}

```

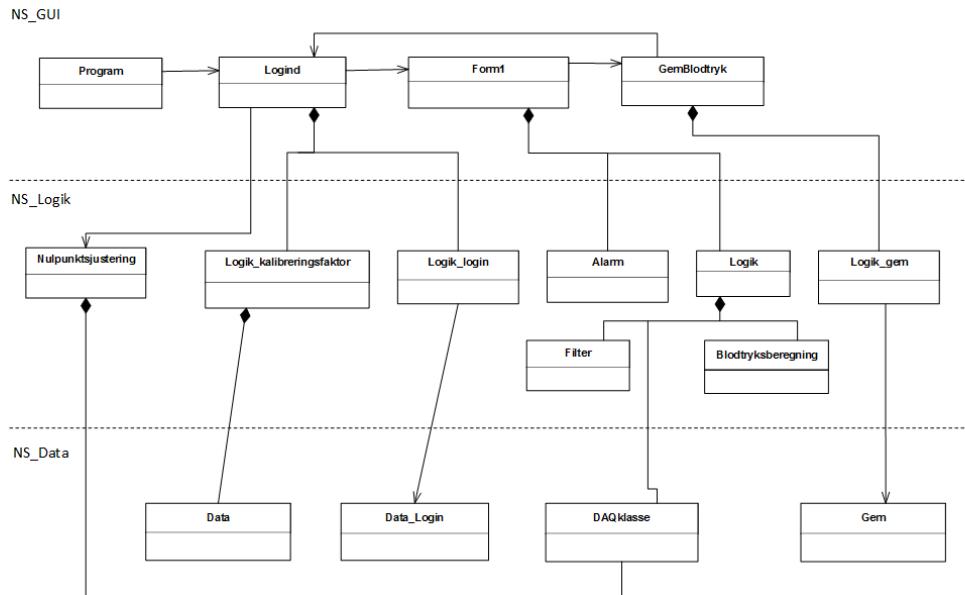
Figur 7.9: *getGrafData()* i laget Logik

Nedenfor på figur 7.10 ses et sekvensdiagram over use case 3, som viser sammenspillet mellem Form1, Logik og DAQklasse, når der foretages en måling:



Figur 7.10: Sekvensdiagram for UC3

Sammenspillet mellem klasserne i hele systemet er beskrevet i klassediagrammet på figur 7.11. For overskuelighedens skyld er metoder og attributter udeladt, og disse kan ses i dokumentationen afsnit 4.2.4:



Figur 7.11: Forholdet mellem software-klasser

Ud fra figur 7.11 ses det, at nogle af klasserne har komposition imellem sig og andre har en association. Kompositionen mellem to klasser fortæller, at den ene klasse opretter den anden, på samme tid, som den selv oprettes. Association fortæller, at klasserne har kendskab til hinanden, men de starter ikke samtidig.

7.5 Test

Der er løbende blevet lavet tests på systemet i form af modultests, integrationstests og slutteligt en accepttest, 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. Ligeledes opfyldte det analoge filter tilnærmelsesvis kravet om, at have en knækfrekvens på 50Hz, idet modultesten af filteret viste, at den reelle knækfrekvens ligger lidt over 50Hz. 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 spændingsoutput svarende til det trykinput 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 mellem det forventede resultat og det faktiske resultat, ved test med et kendt signal.

Integrationstesten af softwaren viste, at der var overenstemmelse mellem det indsendte

signal og den graf og de værdier, der blev indlæst og vist i 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. oscilloskopet i Analog Discovery. Dette gjaldt både værdierne for det atmosfæriske tryk og trykket i væskesøjlen. Desuden kunne det ses, at programmet viste et blodtryk i mmHg, som tilnærmelsesvis var lig det teoretiske tryk udregnet for 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. 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 vandsøjle med kendt tryk blev koblet til en transducer, der blev koblet til systemet. Disse tre use cases blev ligeledes gennemført og godkendt. For dybere beskrivelse af test se testafsnittet (kapitel 5) og accepttest (kapitel 6) i dokumentationen.

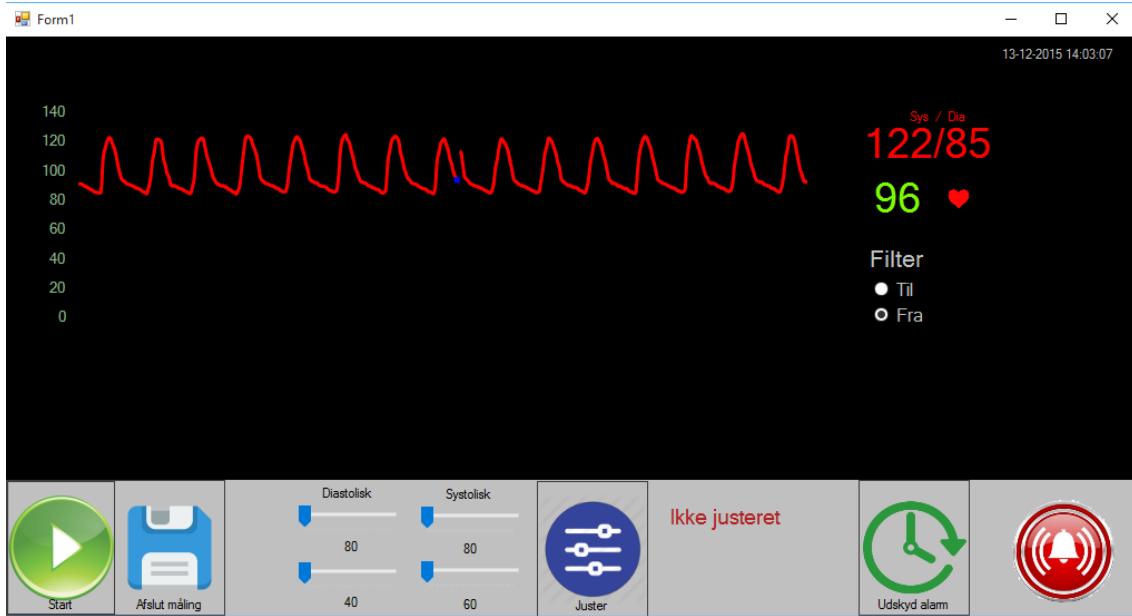
7.6 Resultater og diskussion

Hovedkravene til dette projekt var at udarbejde et elektronisk kredsløb med indbygget analog filter 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, specificeret i afsnit 5. Det lykkedes at udarbejde et produkt, som opfylder alle disse krav.

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

Et lignende login-system ville også være passende før kalibrering kunne foretages.

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



Figur 7.12: Blodtryksmåling

På figur 7.12 ses det, at det er lykkedes implementere funktioner, som digitalt filter, alarmering og visning af systole, diastole og puls. Dog opstod der problemer med at få den faktiske tid, det tager at nå hele aksen igennem, til at stemme overens med den beregnede tid.

Efter foretaget måling er det muligt at gemme data med tilhørende informationer i en lokal database, hvilket er afbildet 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	0xE83DE43DCEE...	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. Det har været et krav til forstærkeren, at den skulle kunne forstærke 400 gange. Igennem test kan det ses, at der tilnærmelsesvis opnås en forstærkning på 400 med forbehold for måleudsikkerheder. Et problem har været, at Analog Discovery's målescopes på indgangene ikke har kunnet opfange den størrelse 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 50Hz. Ved modultesten kunne det ses, at knækfrekvensen minimalt oversteg de 50Hz, hvilket skyldes, at der ikke arbejdes med ideelle komponenter. Dog stemte den målte amplitudekarakteristik tilnærmelsesvis overens med den teoretiske.

Da forsyningsspændingen 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's

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 en af de højere indgange med +/- 5V. Dette kunne føre til en bedre udnyttelse af DAQ'ens dynamikområde.

Senere i forløbet blev det samlede system testet i CAVE-lab, hvor der var mulighed for at simulere et fysisk blodtrykssignal. CAVE-labs blodtrykssimulatorsystem var koblet til et blodtryksmålingssystem fra Siemens, som til dagligt bliver brugt på hospitaler, samtidigt var blodtrykssimulatoren også tilkoblet vores eget blodtryksmålingssystem. Ved målingerne var de udskrevne værdier og grafer for begge systemer mere eller mindre identiske, hvilket flot illustrerer, at projektet er kommet i mål med at udvikle et fuld funktionelt og nøjagtigt invasivt blodtryksmålingssystem.

Yderligere forbedringer til systemet kan læses i afsnit 7.8.

7.7 Opnåede erfaringer

I løbet af projektet er der generelt opnåede erfaringer om, hvordan man indgår i et professionelt projektsamarbejde med projektstyring. Vi har især opnåede værdifulde erfaringer omkring, hvad man gør, når man har to grupper, som arbejder på forskellige produkter, der 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. Hardwareudviklingen 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 blev arbejdet med små spændinger. Dette er meget relevant for os, som sundhedteknologer, hvor man arbejder med tilsvarende spændinger i sundhedssektoren. 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 observer-mønstret. Vi har desuden fået praktisk erfaring med programmeringsbegrebet tråde og tråd-synkronisering, idet vores software arbejder med samtidige processer. Vi har desuden arbejdet meget med digital signalanalyse, 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 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 fumlebræt, 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 inkorporere undgås for mange løse delkomponenter af systemet på operationsstuen, hvorved rengøring af udstyretlettes og i øvrigt fremstår mindre kompliceret over for personer uden dybere tekniske kendskab til systemet. Ulempen ved 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 funktionelt. Ved en eventuel fejl i en af de underordnede blokke vil det altså være sværere at udskifte en enkelt blok, eller det kan måske ligefrem økonomisk bedre betale sig at skifte hele boksen, hvorved der opstår et stort elektronikspild.

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 og vises på den anden skærm. På den måde vil den sundhedsfaglige kunne se informationer om patientens medicin, tidlige blodtryksmålinger og andre relevante informationer, der kan være vigtige for blodtryksmålinger på patienter under en operation. Desuden er det en mulighed, at de målte data efterfølgende kan gemmes i EPJ.

Som systemet er nu, skal kalibreringsfaktoren udregnes manuelt. En fremtidig løsning hertil, kunne være at kalibreringen foregår i softwaren således, at man indsætter de tre trykværdier, hvorefter systemet selv foretager den lineære regression og udregner kalibreringsfaktoren.

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 tidsforskelse 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 blodtryksmålingssystemet bliver mere omfangende, med eksempelvis visning af et EKG-signal samtidigt.

Konklusion 8

I dette projekt er der blevet udviklet en blodtrykssystemsprototype, bestående af både software og hardware, som er i stand til at måle og vise invasivt blodtryk.

Som start blev der udarbejdet krav til prototypen, som dog blev ændret i løbet af udviklingsfasen, da ikke alle krav passede sammen. Dette gjorde sig især gældende for hardware-kravene, hvor der ikke var taget højde for den maksimale ratio mellem forstærkning og forsyningsspænding. I software-delen 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 sådant system ville fungere i virkeligheden.

Dette kan ses på de krav, der er sat, som supplerer de fastlagte IHA-krav. Det er lykkedes gruppen at leve op til alle de krav, der blev sat til systemet, hvilket også kommer til syne i accepttesten.

Da accepttesten blev gennemført, var der ingen behov for at skrive nogen fejlrapporter, da relevante 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 i begyndelsen været begrænset kommunikation imellem software-gruppen og hardware-gruppen, men på trods af dette er det lykkedes at få udviklet to dele, som kunne arbejde sammen.

Generelt set er projektet gået godt. Et system bestående af en forstærker, et filter og et C#-program, som kan vise blodtryk kontinuerligt, foretage en digital filtrering og nulpunktsjustering, samt alarmere bruger, er blevet udviklet. Der er bred enighed om, at det system, som er blevet udviklet, er klar til videreudvikling.

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/, 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, 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] Wikibooks, *Usability for nerds*, URL: https://en.wikibooks.org/wiki/Usability_for_Nerds, version 16/09 2015
- [15] OKAWA Electric Design, *Sallen-Key Low-pass Filter Design Tool*, URL: <http://sim.okawa-denshi.jp/en/OPseikiLowkeisan.htm> Version 2008, bilag 7
- [16] Thomas, Rosa & Toussaint, *Analysis and Design of Linear Circuits*, Wiley, 7. udgave, 2012, ISBN 978-11-180-6558-7.