

AARHUS SCHOOL OF ENGINEERING

SUNDHEDSTEKNOLOGI 3. SEMESTERPROJEKT



Rapport

Gruppe 1

Lise Skytte Brodersen (201407432)
Nina Brkovic (201406458)
Jakob Degn Christensen (201408532)
Toke Tobias Aaris (201407321)
Annsofie Randrup Wagner (201406360)
Anders Wiggers Birkelund (201404118)

Vejleder

Studentervejleder
Peter Johansen
Aarhus Universitet

15. december 2015

Resumé

Projektet tager udgangspunkt i problemstillingen om at kunne monitorere et blodtryksignal invasivt. Invasive blodtryksmålinger bliver til hverdag benyttet under operationer samt hos svært syge patienter på intensiv afdelinger.

I dette projekt skal der udvikles et blodtryksmålesystem, der kontinuerligt kan vise en blodtrykskurve på en monitor. Blodtryksmålesystemet skal uddover den kontinuerlige visningen kunne kalibreres, nulpunktjusteres, kunne anvende digitalt filter samt gemme data om målingen i en database.

Projektet består af en softwaredel, der skal løse de funktionelle krav for blodtryksmålesystemet. Før blodtrykssignalet kommer i kontakt med softwaren, skal signalet behandles af forskellige hardwarelementer. Der er blevet udleveret en A/D konverter og en tryktransducer ved projektets start. Signalet skal ydermere forstærkes og filtreres i en Signalbehandlingsblok, som gruppen selv designer og realiserer på veroboard.

Signalbehandlingsblokken behandler det analoge signal fra tryktransduceren som ønsket. Softwaren er blevet udviklet i Visual Studio og opfylder de opstillede krav for blodtryksmålesystemet.

Det udviklede blodtryksmålesystem er gennem hele processen blevet testet. Hardware og software er blevet testet hver for sig via unittest og integrationstest. Systemet er som enhed blevet testet ved udførsel af accepttest. Blodtryksmålesystemet er blevet afprøvet på forskellige måleobjekter, både via simulerede blodtryksmålinger fra PhysioNet, via en In Vitro hjertemodel og til slut på en levende gris.

Godkendelsesformular

Forfattere:

Lise Skytte Brodersen

Nina Brkovic

Annsofie Randrup Wagner

Anders Wiggers Birkelund

Toke Tobias Aaris

Jakob Degn Christensen

Godkendes af

Peter Johansen

Antal sider

41

Kunde

Aarhus Universitet, IHA

Dato: 15. december 2015

Peter Johansen

Ordliste

Forkortelse Forklaring

bdd	Block Definition Diagram
ibd	Internal Block Diagram
DTO	Data Transfer Object
GUI	Graphical User Interface
UC	Use Case
DAQ	Data Acquisition USB-device fra National Instruments
FURPS+	Functionality, Usability, Reliability, Performance, Supportability and others
UML	Unified Modelling Language
SysML	Systems Modelling Language

Tabel 1: Ansvarsområder

Indholdsfortegnelse

Resumé	i
Godkendelsesformular	ii
Ordliste	iii
Kapitel 1 Indledning	1
Kapitel 2 Projektformulering og afgrænsning	2
Kapitel 3 Baggrund	4
3.1 Kroppens kredsløb	4
3.2 Invasiv blodtryksmåling	8
3.2.1 Dynamiske egenskaber	11
Kapitel 4 Systembeskrivelse	15
Kapitel 5 Krav	17
Kapitel 6 Projektbeskrivelse	20
6.1 Projektgennemførelse	20
6.1.1 Deadlines	21
6.1.2 Mødestruktur	21
6.1.3 ASE-modellen	21
6.1.4 V-modellen	22
6.1.5 Vandfaltsmodellen	23
6.2 Metode	24
6.3 Specifikation og analyse	25
6.3.1 Hardware	25
6.3.2 Software	26
6.4 Arkitektur	27
6.4.1 Hardwarearkitektur	27
6.4.2 Softwarearkitektur	28
6.5 Design, implementering og test	29
6.5.1 Hardware	29
6.5.2 Software	32
6.6 Resultater og diskussion	32
6.6.1 In Vitro hjertemodel	33
6.6.2 Blodtryksmåling på en gris	35
6.7 Opnåede erfaringer	36
6.8 Fremtidigt arbejde	37

Kapitel 7 Konklusion	39
Litteratur	40
Bilag	41

Indledning 1

Måling af det arterielle blodtryk er en af de hyppigst udførte kliniske undersøgelser og et uundværligt led i den kliniske vurdering af patienter. Der findes forskellige metoder til måling af blodtrykket, både invasive og non-invasive metoder, hvor der ved begge tilfælde bestemmes en værdi for det systoliske og diastoliske blodtryk samt puls.

De allerførste målinger af blodtryk blev udført på dyr. Den engelske præst, Stephen Hales (f. 1677), var den første person til at lave invasive målinger af blodtrykket. Han introducerede en ny teknik, der gik ud på at indsætte den ene ende af et messingrør i venstre arterie på en hest og derefter tilslutte den anden ende af røret til et lodret glasrør således, at han kunne måle blodsøjlens højde og iagttage, hvordan denne steg og faldt i takt med hestens puls. Herved observerede han også, at hestens blodtryk var lavere, når den var i hvile, end når hesten var ophidset.

Den non-invasive metode, vi kender til i dag, hvor der anvendes et kviksølvmanometer, blev introduceret i 1896 af den italienske læge Scipione Riva-Rocci (f. 1863), som med en okklusionsmanchet gjorde det muligt at måle det systoliske blodtryk. Få år efter, i år 1905, blev korotkoff-lydene for første gang beskrevet af den russiske kirurg Nikolai S. Korotkov. Det viste sig ligeledes at få stor indflydelse på nutidens metode til at måle et pålideligt indirekte blodtryk ved den auskultatoriske metode. Dog er den elektroniske blodtryksmåling væsentlig mere udbredt til non-invasive målinger, hvor der anvendes et almindelig blodtryksapparat.

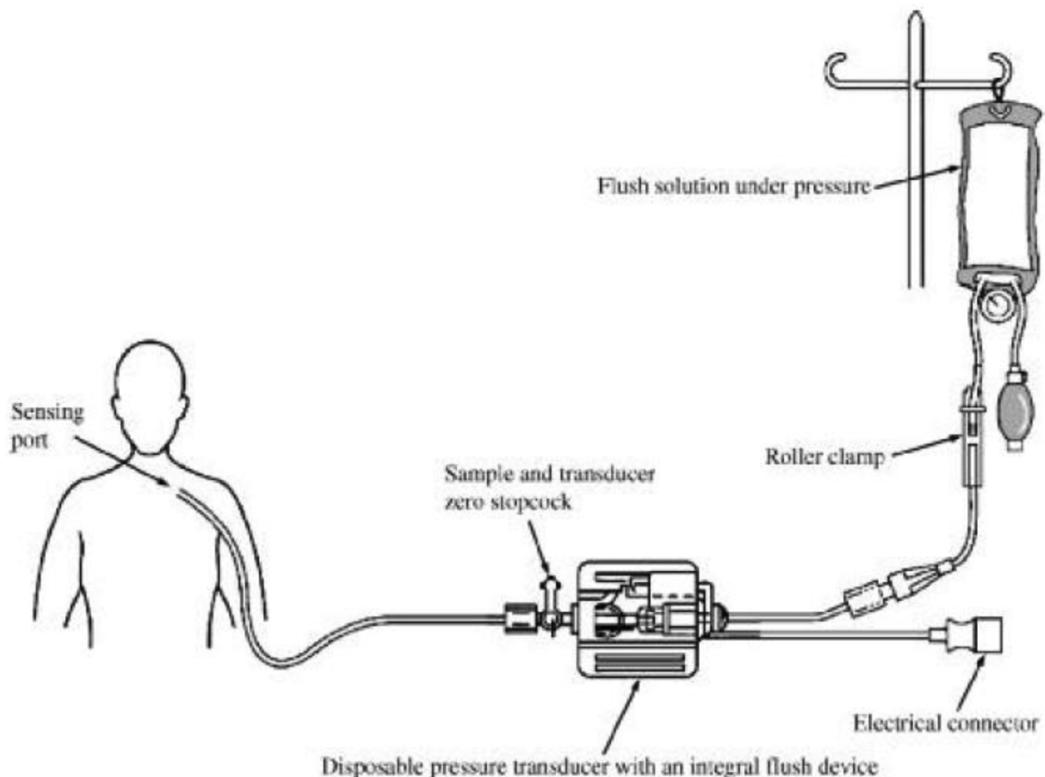
Derudover er det i daglig klinisk praksis ofte meget anvendeligt at kunne monitorere en patients blodtryk kontinuert, eksempelvis under operationer eller på intensive afdelinger med svært syge patienter. Her bliver blodtrykket målt invasivt, hvor blodtryksmålesystemet er tilsluttet patientens arterier via et væskefyldt kateter. Således kan de hæmodynamiske data monitoreres. Denne metode giver et præcist og kontinuert, grafisk overblik over hjertets arbejde.

Denne rapport tager udgangspunkt i ovenstående metode, hvor formålet med projektetet har været at lave et monitoreringssystem, der kan behandle og udskrive de hæmodynamiske data.

Projektformulering og afgrænsning 2

I daglig klinisk praksis er der ofte behov for kontinuert at monitorere patienters blodtryk, i særdeleshed på intensive afdelinger samt operationsstuer, hvor blodtrykket er et vigtigt parameter til monitorering af deres helbredstilstand.

Blodtrykket måles invasivt, det vil sige, at blodtryksmålesystemet er tilsluttet patienternes arterier via et væskefyldt kateter, som afbildet i Figur 2.1.



Figur 2.1: Måleopstilling, [1, s. 296]

I dette projekt bliver der fokuseret på at udvikle et blodtryksmålesystem, som kan benyttes til forskning, hvor det typisk vil være interessant at observere blodtrykket kontinuerligt. Systemet realiseres ved udvikling af to elementer, hvoraf det ene består af et elektronisk hardwarekredsløb, hvis formål er at forstærke signalet fra en tryktransducer samt at filtrere signalet med et indbygget analogt filter.

Det andet element realiseres ved et C#-program, der skal udskrive blodtrykket som funktion af tiden. Programmet skal derudover leve op til en række krav for blandt andet ka-

librering, nulpunktsjustering, digital filtrering samt mulighed for at gemme interessante målinger af blodtrykssignalet til efterfølgende forskning i en database. Ydermere er der valgt at afbildede systolisk og diastolisk blodtryk med tal, samt angivelse af pulsværdi.

I forhold til udvikling af softwaren, har det været nødvendigt at lave antagelser, hvad angår design af brugergrænsefladen, da der ikke har været kommunikation eller mulighed for test af systemet med slutbrugerne.

Ansvarsområder

De forskellige opgaver i forhold til udvikling af blodtryksmålesystemet er blevet uddelt mellem gruppemedlemmerne. Der er en gruppe, der har haft ansvaret for udviklingen, dokumentationen samt rapportelementer for hardwaren, mens den anden gruppe har haft ansvaret for udviklingen, dokumentationen samt rapportelementer for softwaren. Alle gruppens medlemmer har haft ansvaret for de resterende rapportelementer. Opdelingen kan ses i Tabel 2.1.

HW udvikling og dokumentation	SW udvikling og dokumentation
Lise Skytte Brodersen	Anders Wiggers Birkelund
Nina Brkovic	Toke Tobias Aaris
Annsofie Randrup Wagner	
Jakob Degen Christensen	

Lise Skytte Brodersen
Nina Brkovic
Annsofie Randrup Wagner
Jakob Degen Christensen

Anders Wiggers Birkelund
Toke Tobias Aaris

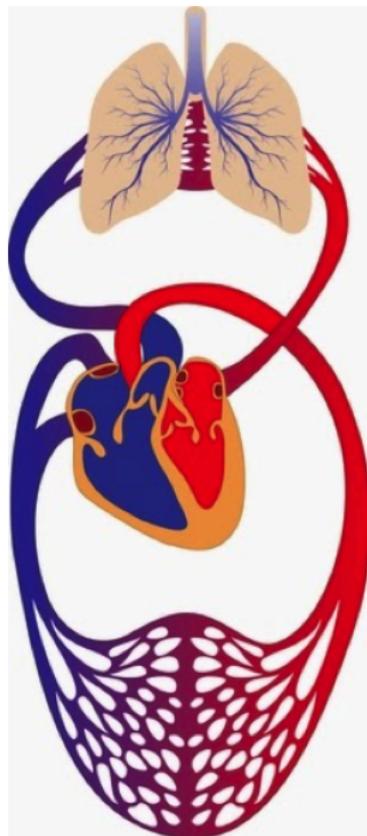
Tabel 2.1: Ansvarsområder

Baggrund 3

3.1 Kroppens kredsløb

Det menneskelige kredsløb har til hovedfunktion at transportere de forskellige livsnødvenlige stoffer rundt i kroppen. Kredsløbet transporterer også kroppens affaldsstoffer ud til de organer, hvor de kan udskilles. Kredsløbet er altså kroppens transportmiddel.

Kredsløbet består af hjertet, samt et system af blodkar. Hjertet er opdelt i to halvdeler, som begge fungerer som en pumpe. Den højre side af hjertet pumper blodet gennem det lille kredsløb (lungekredsløb), mens venstre side pumper blodet gennem det store kredsløb (legemskredsløbet).



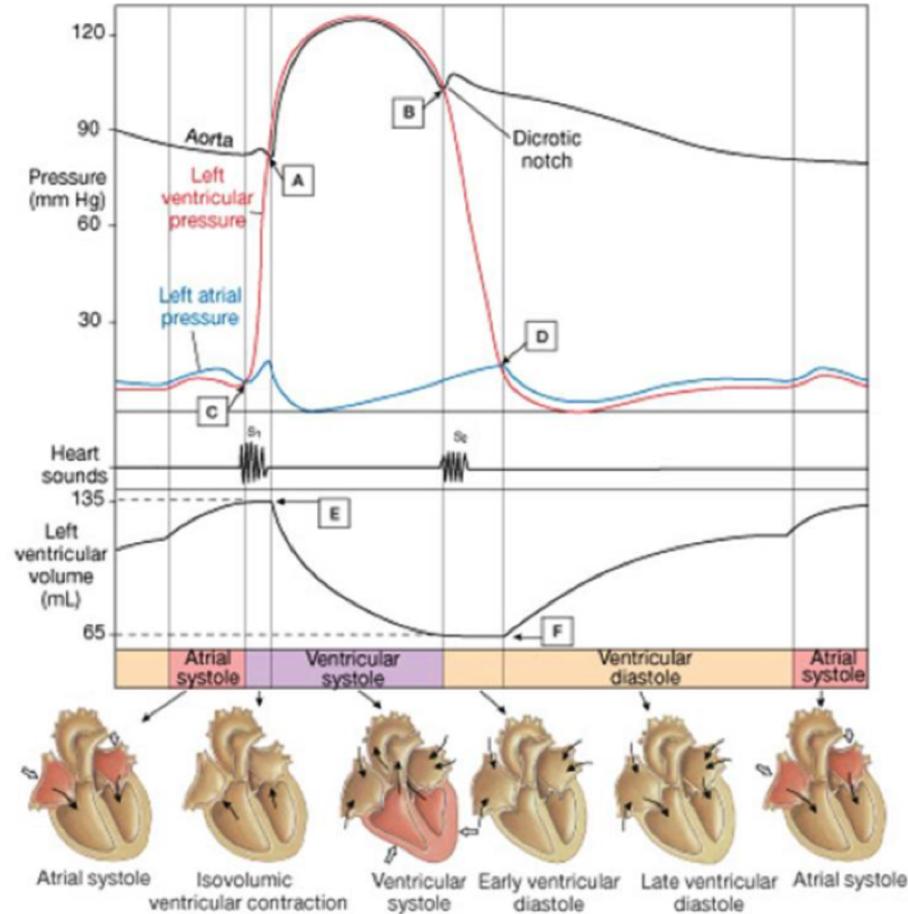
Figur 3.1: Illustration af kroppens kredsløb, [2]

På Figur 3.1 ses det lille og det store kredsløb. Hjertet er placeret i midten, hvor det er delt op i højre og venstre side. Højre atrium modtager iltfattigt veneblod, som har været igennem det store kredsløb. Fra atrium strømmer blodet til højre ventrikel, som pumper det gennem lungearterien til lungerne, hvor blodet får tilført ilt og afgiver kuldioxid. Blodet skal nu retur til hjertet gennem lungerne til venstre atrium. Fra venstre atrium strømmes blodet til venstre ventrikel, hvor det efterfølgende pumpes ud gennem aorta til alle kroppens organer, som har brug for ilt. Blodet bliver igen iltfattigt og skal tilbage til højre side af hjertet, før det kan benyttes igen. Mennesket har ca. 5 liter blod i kroppen, som bliver genbrugt igen og igen. Den menneskelig krop kan prioritere det iltrige blod i forhold til, hvor der er mest brug for det.

Systemet af blodkar består af tre forskellige typer. Arterier, vene og kapillærer. Arterien leder blodet fra ventrikler og ud til kroppens organer. Vene sørger for at returnere langt det meste til atrierne, og kapillærerne forbinder arterier og vene.

Arteriene er som sagt de blodkar, der modtager blodet fra hjertet. Disse skal være elastiske, da de udsættes for et stort tryk, når hjertet trækker sig sammen og pumper blodet ud i det store kredsløb. Arteriene forgrener sig til arterioler, der igen forgrener sig til kapillærer. Det er i disse blodkar udvekslingen af næringsstoffer, luftarter og affaldsstoffer til cellerne sker. Venelerne samler blodet fra kapillærerne og fører det over i vene, som returnerer det til hjertets højre side.

Hjertet har i alt fire hjerteklapper. To af klapperne betegnes som AV-klapperne (Atrioventrikulærklapperne). Disse adskiller atrium og ventrikel i henholdsvis højre- og venstre side. Den i højre side kaldes tricuspidalklappen, mens den i venstre side kaldes bicuspidalklappen. Den tredje kaldes pulmonalklappen og sidder mellem lungearterien og højre atrium. Den fjerde kaldes aortaklappen og sidder mellem aorta og venstre ventrikkel. Alle hjerteklapperne er designet således, at blodet kun kan løbe den ene vej igennem disse. Åbningen og lukningen af disse er en passiv proces, som bestemmes af forskelle i væsketrykket på de to sider af klapperne.



Figur 3.2: Illustration af hjertet cyklus, [3, s. 33]

På Figur 3.2 illustreres hjertets cyklus ud fra trykket (mmHg) i henholdsvis venstre atrium og ventrikkel, hjertelyde, lukning og åbning af hjerteklapperne, samt volumen i venstre ventrikkel. Der er i alt illustreret fem faser for hjertet.

Den første fase kaldes atrium systole. Her er trykket højere i atrium end i ventrikkel, og dermed er bicuspidalkappen åben, så blodet kan strømme fra atrium til ventrikkel. Det ses også, at volumen i ventriklen stiger.

Når trykket i ventriklen overstiger trykket i atrium lukker bicuspidalkappen og første hjertelyd forekommer på grund af vibrationer. Dette kaldes hjertets anden fase. Her stiger trykket svagt i atrium over en kort periode, mens trykket i ventriklen stiger voldsomt. Det ses, at volumen forbliver konstant i denne fase.

I tredje fase overstiger trykket i ventriklen trykket i aorta og aortaklappen åbner sig – denne fase kaldes ventrikel systole. Volumen i ventriklen falder i takt med at ventriklerne trækker sig sammen. Det ses, at i denne fase følger trykket i ventriklen og aorta hinanden. Forklaringen på dette er, at aorta har en høj compliance, som gør at den kan udvide sig og på den måde opretholde trykket. Samtidigt modtager atrium blod fra lungevenerne, hvilket gør, at trykket i atrium stiger.

Fjerde fase forekommer, når trykket i ventriklen er under trykket i aorta igen, hvilket forårsager, at aortaklappen lukkes igen og anden hjertelyd kan høres. Denne fase kaldes tidlig ventrikel diastole. Her begynder ventriklen at slappe af.

Femte fase begynder, når ventrikel slapper så meget af, at trykket kommer under trykket i atrium. Her åbner bicuspidalkappen igen og fyldningen af ventriklen begynder stille og rolig igen. Det ses, at volumen langsomt stiger. Denne fase kaldes sen ventrikel diastole. Efter denne fase begynder første fase igen, hvor trykket i atrium stadigvæk er større end i ventriklen.

Væskestrømningen er det væskevolumen, der fragtes gennem et rør pr. tidsenhed. Væskestrømningen, Q , stiger med trykforskellen i begyndelsen og slutning af røret, ΔP , samt aftager med rørets modstand mod væskestrømmen, R :

$$Q = \frac{\Delta P}{R} \quad (3.1)$$

Trykforskellen udgør drivkraften for væskestrømmen gennem røret. Denne strøm går fra højt til lavt tryk, hvilket hjertets kontraktion fremkalder. Modstanden i røret er et udtryk for gnidningsmodstanden mellem den væske, der bevæger sig og rørvæggen, som er i ro. Denne modstand har indflydelse på væskestrømmen i et rør. Efterhånden som væsken strømmer gennem røret, falder trykket i væsken. Ved stigende modstand mod væskestrømmen, stiger dette trykfald. Når modstand mod væskestrømmen i røret stiger, bliver væskestrømmen mindre under forudsætning af, at trykforskellen ikke stiger tilsvarende. Denne modstand bestemmes af tre faktorer: rørets længde, indre diameter og væskens viskositet. Modstanden stiger med øget rørlængde, reduceret diameter og øget viskositet.

Væskestrømmen i blodkar kaldes blodstrømmen. Hjertets kontraktion sætter væsken i rørene under tryk – jo kraftigere hjertet pumper, jo større bliver trykforskellen og dermed blodstrømningen. Diameteren af blodkarret har stor betydning for modstanden mod blodstrømmen. Modstanden er mindre, og blodstrømmen er større i de store kar end i de små.

Når blodet går fra hjertet til kapillærerne forgrener blodkarrene sig til mange små og mindre kar. Herved stiger det samlede tværsnitsareal kraftigt, og der sker automatisk en aftagning af blodets strømningshastighed. Blodets lave strømningshastighed i kapillærerne er vigtig for stofudvekslingen, der sker gennem kapillærvæggene. Ved blodets vej tilbage fra kapillærerne til hjertet stiger strømningshastigheden igen, idet det samlede tværsnitsareal aftager.

Væskestrømmens tryk gennem et rør er som nævnt trykforskellen mellem rørets begyndelse og slutning. I det store kredsløb er trykket lig med forskellen mellem trykket i aorta og trykket i højre atrium. Det tryk, der er i højre atrium, er ved normale tilstande meget tæt på nul, og derved kan man betragte det gennemsnitlige tryk i aorta som trykforskellen. Det arterielle blodtryk er det tryk, der er i de store arterier, som er ligeså højt som trykket i aorta. Modstanden i hele det store kredsløb kaldes den totale perifere modstand. Formlen for sammenhængen mellem væskestrøm, trykforskel og modstand kan også overføres til det store kredsløb, hvor minutvolumen, MV, stiger med blodtrykket, BT, og aftager med den

totale perifere modtand, TPM:

$$MV = \frac{BT}{TPM} \quad (3.2)$$

Dette betyder, at ændringerne i det arterielle blodtryk skyldes forandringer i enten hjertets minutvolumen eller blodkarrenes modstand mod væskestørmmen. Arteriosklerose ændres modstanden i blodkarrene, da der sker en indsnævring af arterierne og arterioleerne. Dette medfører en belastning for hjertet, da den samme mængde blod ønskes transporteres rundt i kroppen på samme tid, da man gerne vil opretholde minutvolumen. Hvis denne sygdom ikke behandles, vil indsnævringen blive så slem, at minutvolumen heller ikke kan opretholdes, og patienten vil være i en livstruende tilstand. Patientens arterielle blodtryk vil stige i takt med indsnævringen.

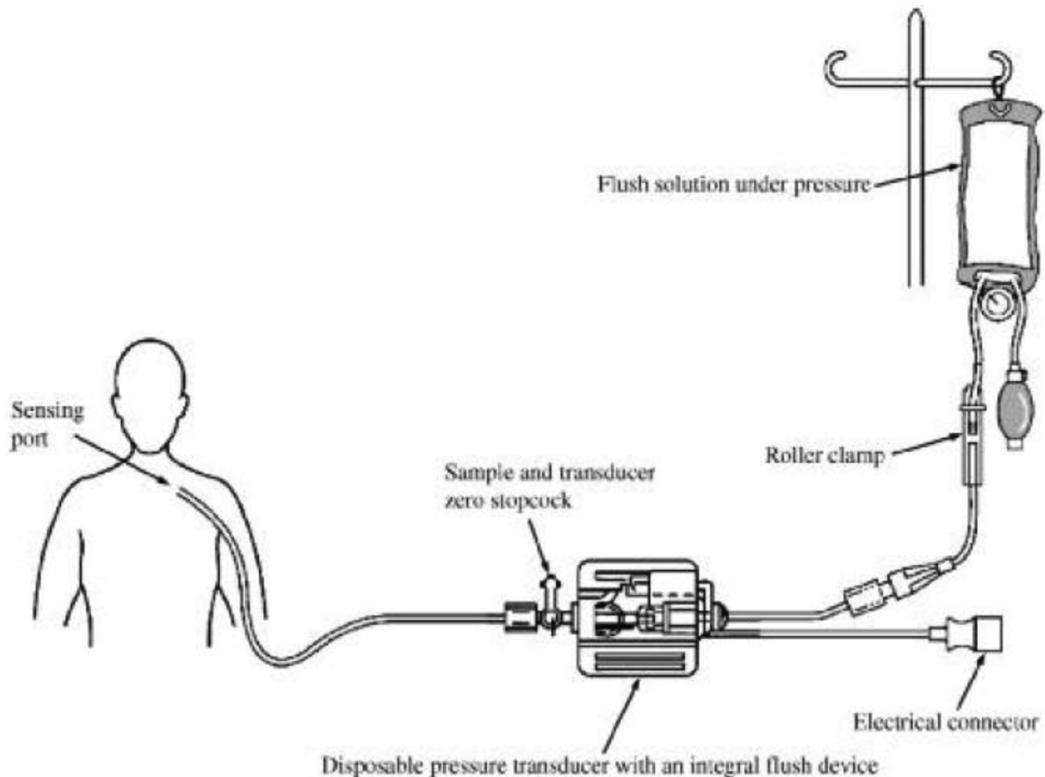
Det arterielle blodtryk (systole og diastole) fortæller altså noget om, hvordan hjertet arbejder. Hvis man har et arterielt blodtryk, hvor systole er over 140 og diastole er over 90, siger man, at man har et forhøjet blodtryk. Et forhøjet blodtryk kan have anledning til forskellige sygdomme, for eksempel arteriosklerose.

Der findes flere forskellige metoder til at måle blodtryk – både invasivt og ikke-invasivt. I begge tilfælde bestemmes en værdi for det systoliske- og det diastoliske blodtryk. Non-invasivt kan blodtrykket måles med ultralyd eller ved den oscillometriske metode med manchet, stetoskop og kviksølvsmannometer. Derudover findes der også den automatiserede teknik, der erstatter stetoskopet med en mikrofon.

I dette projekt er der blevet designet et monitoreringssystem til at vise en invasiv blodtryksmåling.

3.2 Invasiv blodtryksmåling

Invasive blodtryksmålinger bruges ofte til monitorering af hæmodynamiske data, og anvendes som regel hos svært syge patienter på eksempelvis intensiv afdeling, samt ved større operationer. Ved den invasive blodtryksmåling måles blodtrykket via et kateter, der lægges ind i arterien. Med denne metode får man et mere præcist og kontinuerligt billede af, hvordan hjertet arbejder.



Figur 3.3: Måleopstilling, [1, s. 296]

På Figur 3.3 ses måleopstillingen for den invasive blodtryksmåling. Der føres et væskefyldt kateter ind i personens arterie. Trykposen på Figur 3.1 er fyldt med natriumklorid og fungerer som en del af flushmekanismen, som benyttes til at fjerne bobler fra det væskefyldte kateter. Trykket i posen pumpes op til mellem 180 til 300 mmHg, hvilket er over det systoliske blodtryk.

Slangen fra trykposen går ned til tryktransduceren og flushsystemet. Når flushsystemet startes, vil man på monitoren kunne se, at trykket stiger til det tryk, der er i trykposen. Når dette stoppes, er systemet udviklet således, at der altid vil løbe en dråbe natriumklorid ind i kateteret. Dette forhindrer blod i at strømme ud i kateteret. Trykket i det væskefyldte kateter er lig med trykket i personens arterie. Det er dette tryk, som tryktransduceren transformerer om til et elektrisk signal, som kontinuert vises på monitoren.

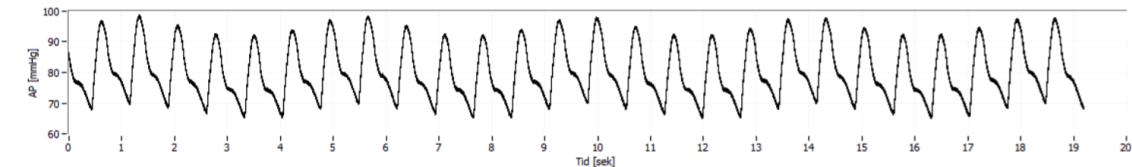
Tryktransduceren består af fire strain gauges, også kaldet en wheatstone bro. Strain gauges er en modstandståd, der kan foldes og limes på et hvilket som helst materiale. Modstanden, R bestemmes ud fra længden, l , resistiviteten, ρ og tværsnitsarealet, A .

$$R = \frac{l \cdot \rho}{A} \quad (3.3)$$

Ændres en eller flere af disse, vil modstandsværdien ændres efterfølgende. Materialet, som strain gauges er limet fast på, kan ændre form, hvilket strain gauges registrerer. Det er dette, tryktransduceren benytter sig af. De fire strain gauges er limet fast på en membran, som sidder for enden af det væskefyldte kateter. Når blodtrykket ændrer sig, påvirkes

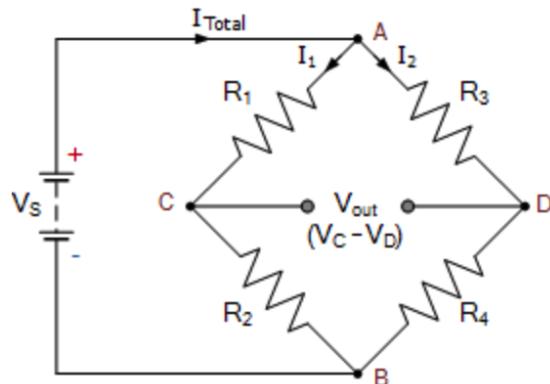
membranen, da den har en meget højere compliance end selve det væskefyldte kateter. Denne forskel i compliance er en af grundene til, at dette system kan registrere selv de mindste trykændringer.

Trykændringer registreres af de fire strain gauges, som transformerer dem om til det elektriske signal, hvilket afbildes grafisk. På Figur 3.4 ses afbildningen af en invasiv blodtryksmåling, hvor det også er muligt at aflæse det diastoliske og systoliske blodtryk. Det diastoliske tryk svarer til minimumspunkterne, hvor toppunkterne svarer til det systoliske tryk.



Figur 3.4: Grafisk afbillede invasiv blodtryksmåling, [3, s. 34]

Strain gauges benyttes i dette tilfælde, da man ønsker, at selv den mindste trykændring skal kunne registreres. Da disse modstandsændringer er så små, ønskes disse forstærkes op. For at kunne gøre dette bedst muligt, skal der benyttes et måle setup, som er centraliseret omkring nul. Til dette bruges en Wheatstone bro, nærmere en helbro, se Figur 3.5.

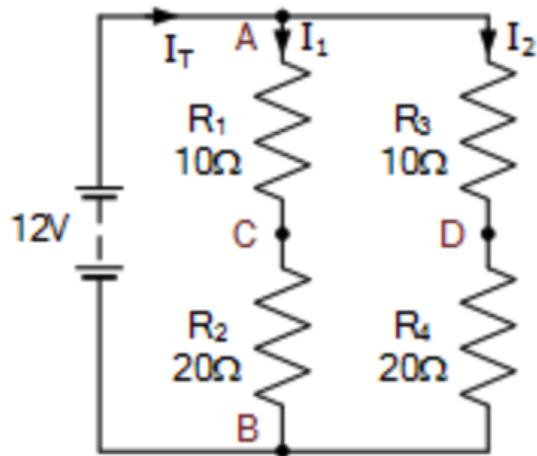


Figur 3.5: Wheatstone bro, [4]

En Wheatstone bro er et kredsløb, der består af to serieforbindelser af to modstande, som sidder i parallelforbindelse. I mellem serieforbindelserne kan V_{out} beregnes ud fra spændingen ved punkt C og punkt D.

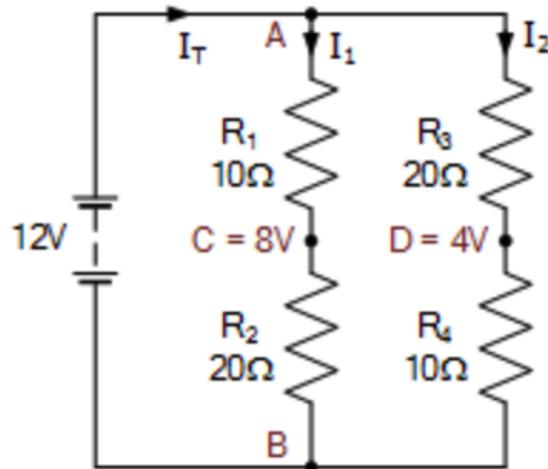
$$V_{out} = V_C - V_D \quad (3.4)$$

Hvis modstandene R_1 og R_3 samt R_2 og R_4 er ens, vil V_{out} være lig med nul og broen vil være i balance, se Figur 3.6.



Figur 3.6: Wheatstone bro i balance, [4]

Hvis modstandene R_1 og R_3 samt R_2 og R_4 er forskellige af hinanden, vil V_{out} være forskellig fra nul og broen vil være i ubalance, se Figur 3.7.



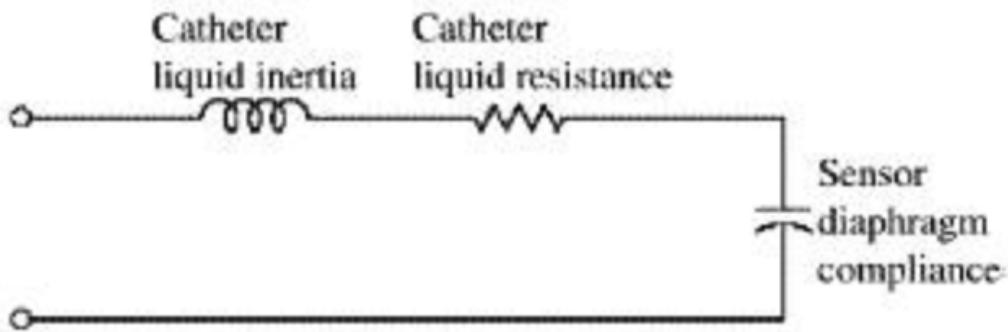
Figur 3.7: Wheatstone bro i ubalance, [4]

Når trykændringerne påvirker membranen, vil de fire strain gauges ændre form og dermed ændre modstandsværdi. Dette skaber ubalance i Wheatstone broen, og spændingen ændrer sig i takt med dette. Spændingsændringen kan beregnes ud fra nedenstående formel (3.5).

$$\frac{v_0}{v_{in}} = \frac{\Delta R}{R} \quad (3.5)$$

3.2.1 Dynamiske egenskaber

Et væskefyldt kateter har inertি, friktion og elastiske egenskaber, der også kan betegnes som inertans, modstand og compliance (eftergivelighed). Disse egenskaber kan beskrives som elektriske komponenter i form af en induktor, resistor og kapacitor, se Figur 3.8.



Figur 3.8: Anden ordens lavpassystem, [1, s. 303]

De forskellige egenskaber kan udtrykkes ved ligninger (3.6), (3.7) og (3.8).

$$L = \frac{l \cdot p}{\pi \cdot r^2} \quad (3.6)$$

$$R = \frac{8 \cdot \mu \cdot l}{\pi \cdot r^4} \quad (3.7)$$

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{1}{E_d} \quad (3.8)$$

Figur 3.8 viser et anden ordens lavpassystem, der kan beskrives med følgende to overføringsfunktioner:

$$T(s) = \frac{Ks}{s^2 + 2 \cdot \zeta \cdot \omega_0 \cdot s + \omega_0^2} \quad (3.9)$$

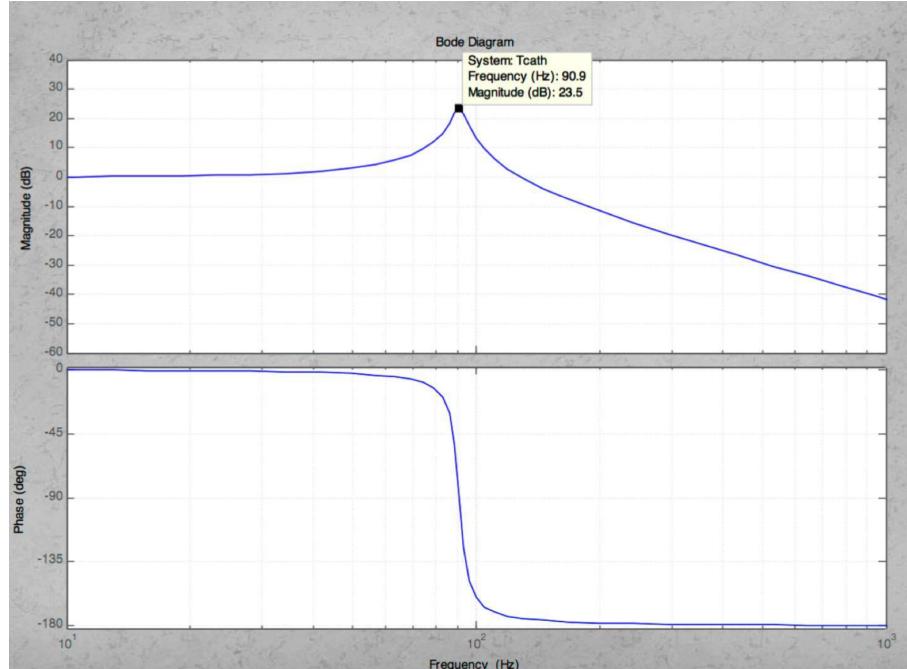
$$T(s) = \frac{k}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q} \cdot s + \omega_0^2} \quad (3.10)$$

Ud fra disse overføringsfunktioner kan knækfrekvensen, f_0 og flowet, Q findes:

$$f_0 = \frac{r}{2} \cdot \sqrt{\frac{1}{l \cdot p \cdot \pi} \cdot \frac{\Delta P}{\Delta V}} \quad (3.11)$$

$$Q = \frac{r^3}{8 \cdot \mu} \cdot \sqrt{\frac{\rho \cdot \pi}{l} \cdot \frac{\Delta P}{\Delta V}} \quad (3.12)$$

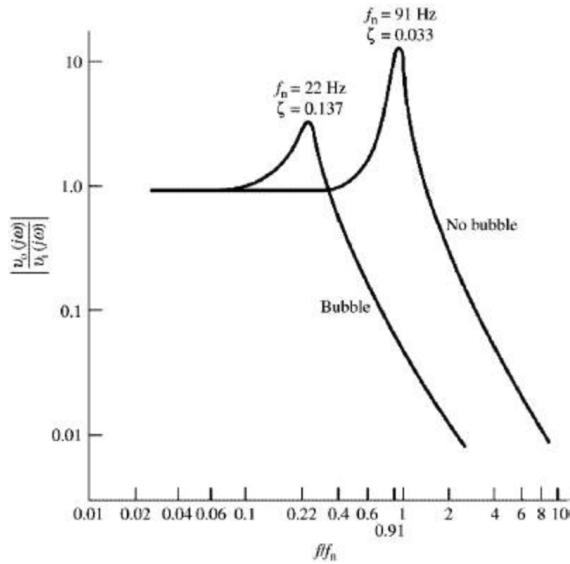
Figur 3.9 viser et bodeplot for amplitude og fasen for lavpasfilteret.



Figur 3.9: Bodeplot, [5, slide 18]

Det interessante er, at knækfrekvensen ligger ved 90 Hz. Dette betyder, at systemet medtager frekvenser op til de 90 Hz, hvilket er mere end, hvad systemet skal kunne klare ift. en blodtryksmåling, hvis frekvenser ikke kommer over 50 Hz.

På Figur 3.10 kan man se, hvorledes bobler i systemet påvirker systemets knækfrekvens, og dermed dens båndbredde og dæmpningsfaktor.



Figur 3.10: Diagram over knækfrekvensen og dæmpningsfaktoren med og uden påvirkning af bobler, [1, s. 306]

Hvis der er bobler tilstede i kateteret, bliver der samtidig tilført ekstra compliance. Dette medvirker til, at knækfrekvensen forekommer tidligere, hvilket betyder, at båndbredden bliver mindre. Som det ses i Figur 3.10, er knækfrekvensen mindre og dæmpningsfaktoren større, når der er bobler tilstede i kateteret.

En mindre knækfrekvens forårsager, at systemet kun lukker frekvenser fra 0 til 22 Hz igennem, hvilket ikke er tilstrækkeligt til at repræsentere en optimal blodtryksmåling. Dæmpningsfaktoren øges, når compliance stiger. Det vil sige, at jo større dæmpningsfaktor og compliance, jo mindre quality, jo større tab over system. Det ses ved ligningen for dæmpningsfaktoren:

$$\zeta = \frac{1}{2 \cdot Q} \quad (3.13)$$

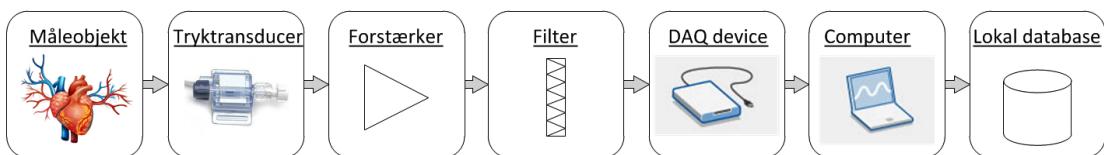
For at undgå bobler i væsken, kan man benytte føromtalte flushmekanisme, hvor man ved hjælp af trykposen kan erstatte luftbobler med natriumklorid.

Referancer

For baggrundsafsnittet er der blevet benyttet følgende referencer, [1], [2], [3], [4], [5], [6],

Systembeskrivelse 4

Det udviklede system består af en biomedicinsk måleopstilling med hardware- og en tilhørende softwaredel. Systemet er en invasiv blodtryksmåler udviklet til forskning. Blodtrykket skal kunne måles invasivt, således at blodtryksmålesystemet er tilsluttet et måleobjekt og kontinuerligt kan monitorere blodtrykket.



Figur 4.1: Illustration af systemet

Den udviklede hardwaredel er opbygget som et elektrisk kredsløb, der behandler signalet. Det tryk, der ønskes behandlet kommer fra et Måleobjekt og hentes via en Tryktransducer. Tryktransduceren har til formål at konvertere Måleobjektets fysiske tryk til et analogt signal. Efter konverteringen fra tryk til et elektrisk signal forstærkes signalet i Forstærkerblokken. Forstærkningen er nødvendig, da Tryktransducerens spændingssignal er meget svagt og skal derfor forstærkes til en spænding, der er anvendelig til DAQ'en. Derudover skal signalet også filtreres i det indbyggede analoge filter, hvor signalet frasorterer frekvenser, der er højere end 50 Hz, da disse frekvenser er irrelavante for blodtrykssignalet. Når signalet har passeret Forstærker- og Filterblokken, konverteres det i DAQ'en fra det analoge signal til et digitalt signal, hvorefter signalet kan behandles af softwaren.

Systemets softwaredel er et program, der er udviklet til at vise blodtrykssignalet grafisk som funktion af tiden. Programmet er programmeret i Visual Studio C#, og er udviklet til at være anvendelig i forskningssammenhænge. Brugergrænsefladen skal grafisk vise blodtrykssignalet kontinuert. Derudover skal Forskeren have mulighed for at optage en bestemt optagelseslængde, og derefter gemme de målte data i en lokal Database. Systemet er ligeledes opbygget til at kunne foretage en kalibrering af blodtrykssignalet. Når programmet starter, vises Kalibrerings-vinduet, hvor Forskeren har mulighed for at indtaste de målte kalibreringsdata og derefter udføre kalibreringen, hvis dette ønskes. Hvis Forsker ikke ønsker at kalibrere, skal Kalibrerings-vinduet blot lukkes, og hermed ses blodtrykssignalet grafisk i Monitor-vinduet. Monitor-vinduet giver Forskeren mulighed for at optage og gemme en bestemt sekvens af et blodtrykssignal. Derudover giver Monitor-vinduet mulighed for at nulpunktsjustere systemet. Programmet har ligeledes et digitalt filter, som giver Forskeren mulighed for at filtrere blodtrykssignalet i selve programmet. Filteret er

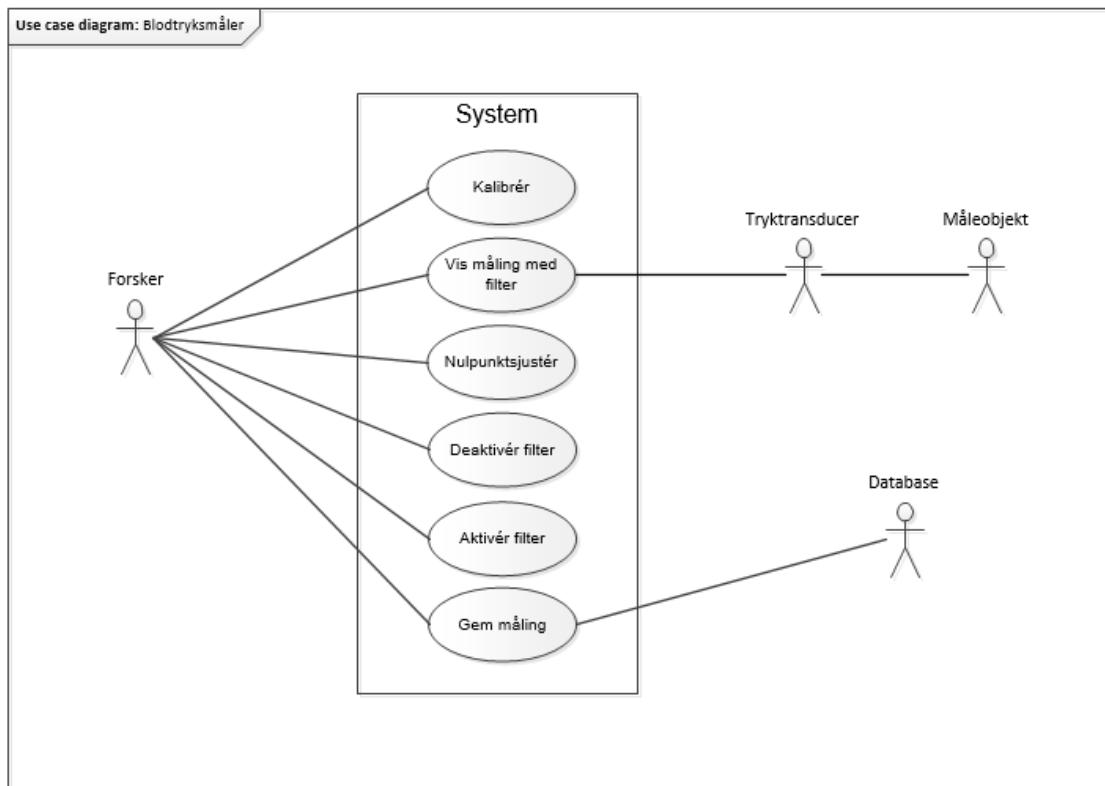
per default aktivt, men kan via to radiobuttons deaktiveres og aktiveres efter Forskerens ønske.

Krav 5

Dette afsnit har til formål at beskrive, hvilke krav der er til systemet, og skabe et overordnet overblik over rammerne for systemet.

Med udgangspunkt i projektformuleringen, er der udarbejdet seks Use Cases, som repræsenterer de funktionelle krav for systemet. Hver Use Case dækker over et givet krav og beskriver brugerens interaktion med systemet. Samlet dækker de seks Use Cases over systemets funktionalitet.

Systemets primære funktionalitet beskrives ved Use Case 2, Use Case 6, samt enkelte ikke-funktionelle krav, der tydeliggør muligheden for at monitorere et kontinuerligt blodtryk på en computerskærm, og gemme en måling til efterfølgende forskning.



Figur 5.1: Use Case diagram

Ovenfor ses de funktionelle krav beskrevet ud fra et Use Case diagram, der samtidig viser, hvilke aktører, der har betydning for hvilke Use Cases. Aktører beskrives herunder:

Forsker er den primære aktør for samtlige seks Use Cases, hvilket betyder at Forskeren initierer alle Use Cases og dermed styrer programmet og dets funktioner. Forskeren sidder med den fulde kontrol over systemet, og kan bestemme hvad der skal ske og hvornår.

Måleobjekt er sekundær aktør i Use Case 2 og det er her blodtrykket måles på. Måleobjektet kan enten realiseres in vivo eller in vitro.

Tryktransducer er sekundær aktør i Use Case 2 og fungerer som et bindeled mellem de to aktører, Forsker og Måleobjekt. Den sørger for, at omforme det målte tryk fra Måleobjektet om til et analogt signal, som systemet kan behandle og fremvise på brugervenlig form for Forskeren.

Database er sekundær aktør i Use Case 6 og den er ansvarlige for at blodtryksmålinger kan gemmes.

Nedenfor ses en kort beskrivelse af de seks Use Cases og aktørernes roller i disse. For yderligere detaljer af Use Cases henvises til kravspecifikationen i Projektdokumentationen.

UC1: Kalibrér

Forskeren skal kunne kalibrere systemet via en grafisk brugergrænseflade.

Use Case 2: Vis måling med filter

Forskeren skal kunne se en kontinuerlig blodtrykskurve for et givet Måleobjekt på en grafisk brugergrænseflade.

Use Case 3: Nulpunktsjustér

Forskeren skal kunne nulpunktsjustere systemet via en grafisk brugergrænseflade.

Use Case 4: Deaktivér filter

Forskeren skal kunne deaktivere det digitale filter og udskrive det ufiltrerede blodtrykssignal på en grafisk brugergrænseflade.

Use Case 5: Aktivér filter

Forskeren skal kunne aktivere det digitale filter og udskrive det filtrerede blodtrykssignal på en grafisk brugergrænseflade.

Use Case 6: Gem måling

Forskeren skal kunne optage blodtryksmålinger og derefter gemme dem i en Database.

Udover de funktionelle krav, er der ved hjælp af FURPS+ opstillet en række ikke-funktionelle krav med henblik på at klarlægge design og kvalitetsgrad for systemet.

Herunder bliver der beskrevet krav til blandt andet design af den grafiske brugergrænseflade, systemets præstation og diverse krav til udstyr og generel udvikling af systemet.

Det er gældende for hele den grafiske brugergrænseflade, at alle knapper skal være selv-forklarende i forhold til den funktion, de varetager. Det gælder blandt andet knapperne "Beregn", "Nulpunktsjuster", "Rec", "Stop" og "Gem".

Ydermere er der forsøgt, at overholde diverse standarder for design af en grafisk brugergrænseflade, hvad angår placering, størrelse og farve af knapper, værdier, grafer med videre. For yderligere detaljer af ikke-funktionelle krav henvises der til kravspecifikationen i Projektdokumentationen.

Projektbeskrivelse 6

6.1 Projektgennemførelse

Ud fra den givne projektformulering og tilgang til emnet er der udformet en tidsplan, som indeholder de overordnede deadlines for review og tests givet fra AU.

Uger	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51
P = Planlagt Arbejde															
R = Review															
✓ = Udført arbejde															
Projektopstart	✓						(✓)								
Kravsspecifikation			P	P/R	R									✓	
Accepttest			P	P/R	R		(✓)							✓	
Design							P	P	P/R	R/(✓)				✓	
Udarbejdelse af Software		P	P	P			P	P	P	P	P	P	P/(✓)	✓	
Udarbejdelse af Hardware		P	P	P			P/(✓)							✓	
Rapportskrivning								P	P		P	P	P/(✓)		✓
Korrekturlæsning														P	P/✓
Accepttest med vejleder														✓	
Rapport aflevering															✓

Figur 6.1: Overordnet tidsplan

Udviklingsprocessen "Scrum" er blandt andet blevet brugt til at nedbryde opgaven i del-elementer, hvor de vigtigste delopgaver er prioriteret først. Via Scrum inddeltes arbejdet i sprints, hvilket tidsplanen ligeledes er blevet. Sprints er forskellige faser, som eksempelvis projektopstart, kravspecifikation, accepttest, design osv.

I tidsplanen er der markeret et P for det planlagte arbejde, hvor reviews er markeret med bogstavet R. Derudover er der markeret flueben i tidsplanen for udført arbejde. Flueben i parentes repræsenterer, hvornår arbejdet skulle have været færdigt, men ikke blev det. Uge 42 er markeret med orange farve, da der var efterårsferie, og her var der heller ikke planlagt arbejde. Uge 47 og 48 er også markeret med orange farve og bogstavet P, da der i denne periode har været planlagt arbejde. Dette arbejde er dog ikke blevet udført grundet eksamenslæsning og eksamen.

6.1.1 Deadlines

Der er fra projektets start blevet stillet deadlines til forskellige dele af projektet.

Dato	Deadlines
02.10.2015	Aflevering af kravspecifikation og accepttest til review-gruppen
09.10.2015	Review af kravspecifikation og accepttest færdiggjort med review-gruppen
06.11.2015	Aflevering af design til review-gruppen
13.11.2015	Review af design færdiggjort med review-gruppen
11.12.2015	Accepttest med vejleder
16.12.2015	Aflevering af projekt

Tabel 6.1: Deadlines

De første to deadlines i Tabel 6.1 har omhandlet kravspecifikation og accepttesten, hvor kravspecifikation er blevet udarbejdet først, efterfulgt af accepttesten. Derudover har der været deadlines til design, samt accepttest med vejleder og projektaflevering.

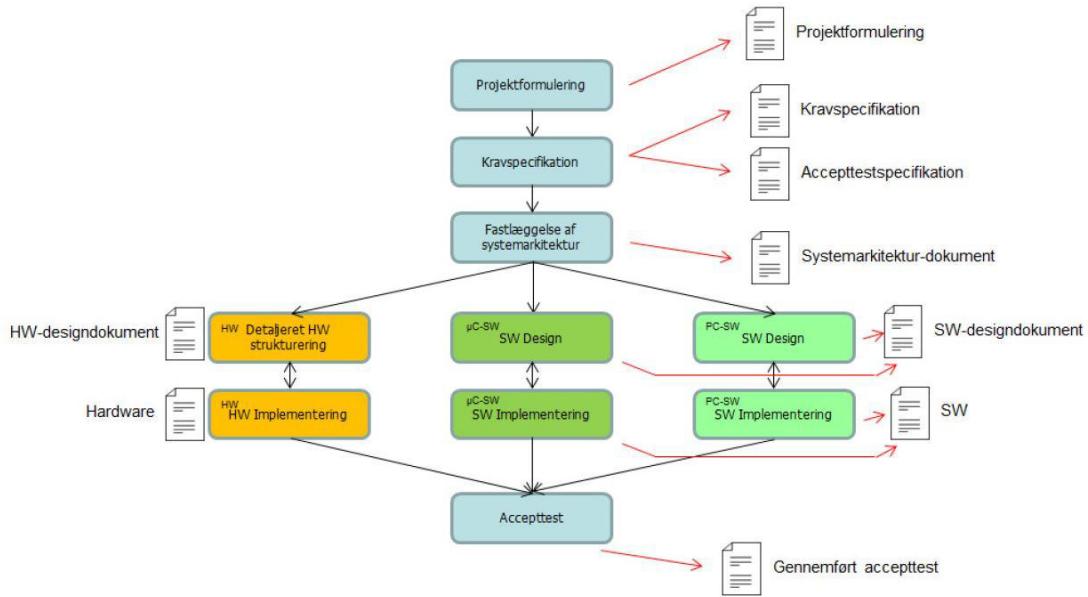
6.1.2 Mødestruktur

Der er blevet fastlagt mødestruktur ved projektets start, hvor alle gruppens medlemmer har udarbejdet en samarbejdsaftale. Et ugentligt møde med vejleder efterfulgt af gruppemøde er blevet afholdt hver onsdag. Derudover er der blevet holdt gruppearbejde/gruppemøde efter behov. Hvert møde er blevet indledt med en opsamling af projektet og en dagsorden for mødet. Til kommunikation omkring møder, er der benyttet Facebook og en fælles kalender over iCloud.

Der er blevet ført logbog for samtlige møder med vejleder, samt logbog ved møder gruppemedlemmerne imellem.

6.1.3 ASE-modellen

Projektets udviklingsproces har taget udgangspunkt i ASE-modellen, som ses på nedenstående Figur 6.2. Denne afspejles desuden også i den overordnede tidsplan (Figur 6.1.).



Figur 6.2: Udviklingsmodel: ASE-model [7, s. 6]

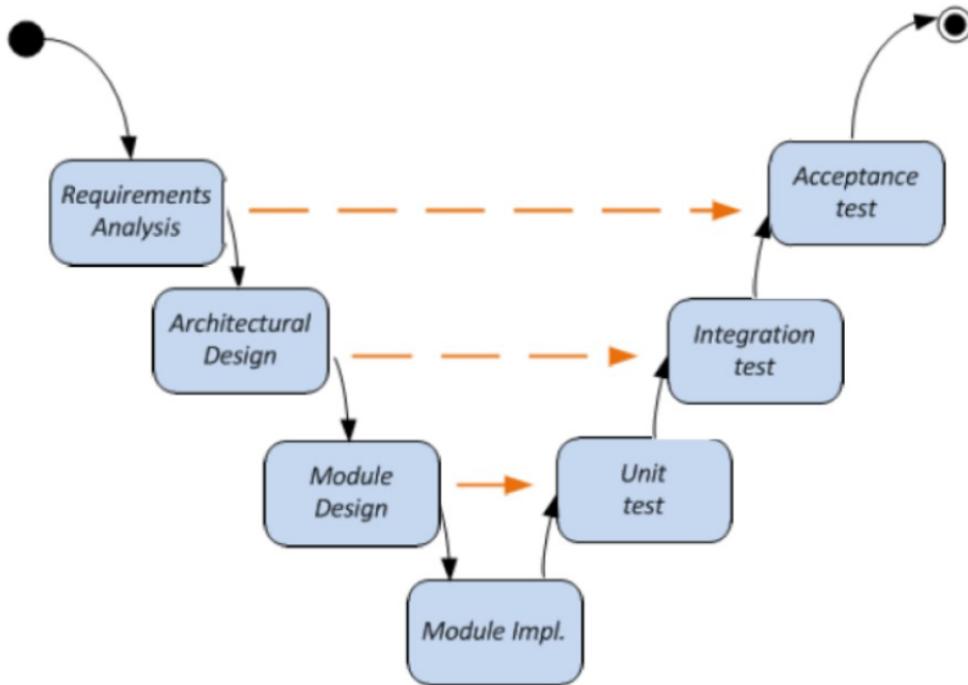
ASE-modellen er en udviklingsmodel, der tager udgangspunkt i Use Cases, som defineres i kravspecifikationen i starten af projektarbejdet. ASE-modellen er inspireret af vandfaldsmodellen, hvor projektarbejdet opdeles i faser. Der fastlægges en opgaveformulering, kravspecifikation og systemarkitektur, for derefter at designe, implementere og teste de enkelte moduler i iterationer. Ud fra projektformuleringen specificeres kravspecifikationen som en række Use Cases, der beskriver de forskellige aktørers interaktion med systemet. Dette giver et overblik over, hvilke krav, der stilles til systemets funktionalitet. Ud fra kravspecifikationen bliver systemets accepttest udarbejdet. Efter kravspecifikationen er fastlagt, udarbejdes systemarkitekturen. Ud fra systemarkitekturen designs systemet ved at nedbryde det efter funktionalitet, som kan bindes til både software og hardware.

De første step i udviklingen af projektet ifølge ASE-modellen, er blevet udarbejdet af alle gruppens medlemmer. Alle har bidraget til projektformuleringen, kravspecifikationen og accepttesten. I begyndelsen var der primært fokus på at få dette færdiggjort, men der blev allerede her arbejdet på komponentværdier og udkast til hardwaren. I starten af projektarbejdet var det udtænkt, at alle gruppens medlemmer skulle arbejde med alle områder i projektet. Dette kunne ikke udføres rent tidsmæssigt, og derfor var en opdeling af arbejdsopgaver i mindre grupper nødvendig. Det blev delt op i software- og hardwarehold, dog var en del af hardwaren allerede beregnet og implementeret, da denne opdeling fandt sted. Tilbage af hardwaren var at lodde det på et veroboard og derefter teste det.

6.1.4 V-modellen

V-modellen er en udviklingsmodel opdelt i forskellige faser, der beskriver udviklingsfaserne og testfaserne i projektet sideløbende. Denne model er blevet benyttet sideløbende med

ASE-modellen, og fungerer således, at specifikationen af tests foregår sideløbende med udviklingen af selve systemet. Hver fase skal færdiggøres inden næste fase påbegyndes, hvilket også var tiltænkt i projektet. Dette blev dog ikke helt opfyldt i projektet, da der ofte blev rettet i tidlige faser, selvom de reelt skulle have været færdiggjort.

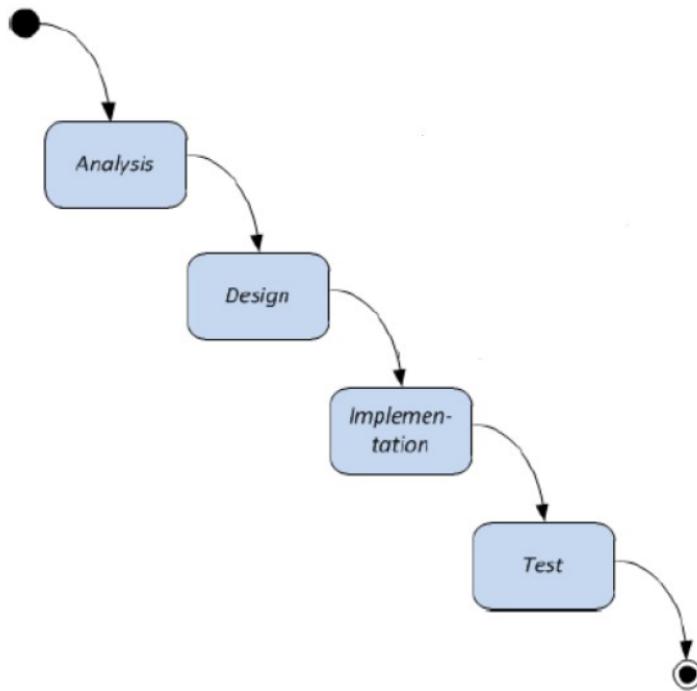


Figur 6.3: V-modellen, [7, s. 4], [8]

På ovenstående figur ses V-modellen, hvor den første fase er udviklingen af kravspecifikationen. Hertil udvikles en tilhørende accepttest, som gør det muligt, at tjekke om systemet opfylder de stillede krav. Næste fase er systemarkitekturen, hvor der ligeledes udvikles en tilhørende test. Testen skal undersøge integrationen mellem de implementerede moduler. De to sidste faser er design og implementering, som der udføres løbende tests af.

6.1.5 Vandfallsmodellen

Vandfallsmodellen er en model, der ofte benyttes for udviklingen af software. Udviklingen af software foregår på den måde, at en ny fase af modulen først påbegyndes, når den foranliggende fase er færdiggjort, som kan ses i Figur 6.4. nedenfor.



Figur 6.4: Vandfaldsmodellen, [8]

De tre udviklingsmodeller hænger alle sammen på den måde, at der arbejdes i kronologisk logisk rækkefølge. De har suppleret hinanden alle tre, hvor ASE-modellen har skabt det overordnede overblik. Vandfaldsmodellen er den udviklingsproces, som der er blevet arbejdet efter i alle projektets facetter. V-modellen har sikret, at de nødvendige tests af systemet og de enkelte moduler har fundet sted.

6.2 Metode

Dette afsnit har til formål at beskrive, hvilke metoder samt arbejdsredskaber, der er blevet benyttet til udarbejdelsen af software, hardware, rapport og dokumentation for projektet.

Der er blevet anvendt metoder og viden fra forskellige kurser over 1.- 2.- og 3.semester. I kurset ST3KVI er der blevet benyttet viden om transducerprincippet samt generelt om blodtryksmåling, hvor der er i dette projekt fokuseres på den invasive blodtryksmåling. Fra kurserne ST2ITS2 og ST3ITS3 har viden om databasestruktur, principperne om trelagsmodellen og observer & strategy pattern været grundlaget for opbygningen af softwaren. Et krav til projektet var, at der skulle kunne aktiveres og deaktiveres et digitalt filter. Til at designe dette filter blev der anvendt viden fra kurset E3DSB. Kurset ST1SUN1 har bidraget med viden om blodtryk og den anatomiske opbygning af hjertet. Til beregning af komponentværdier, design og implementering af hardwaren, er der blevet benyttet metoder og viden fra kurset E2ASB. Principperne om design diagrammer fra kurset I2ISE har bidraget til designafsnittet for hardware og software i dokumentationen. Alle kurserne har tilsammen været nødvendige for, at kunne udvikle et blodtryksmålesystem.

Ved hjælp af SysML, er software- og hardwaredesign blevet specificeret. Det er en metode, der anvender forskellige diagrammer til at beskrive opbygning og kommunikation for både software og hardware. Selve systemet vil også blive beskrevet ved brug af SysML. Hensigten er at give læseren det store overblik over, hvilke aktører, der interagerer med systemet, samt hvilken funktionalitet, der tillægges systemet.

Softwareen er også beskrevet ved hjælp af UML - helt specifikt ved et UML klassediagram. Klassediagrammet viser, hvilke klasser og metoder al softwaren består af, samt hvordan systemet er bygget op efter trelagsmodellen.

For at forstå det grundlæggende om blodtryk og blodtryksmåling, er der blevet anvendt en redegørende metode, hvor der er blevet indsamlet viden gennem læsning af hjemmesider og sundheds- og tekniskfaglige bøger. Ud fra den viden har det været muligt, at redegøre for principperne, samt at analysere de resultater systemet har givet.

Efter hardwarens funktionalitet var bestemt, blev den matematiske metode benyttet til at beregne de nødvendige komponentværdier, der skulle til for at realisere den ønskede hardware.

Arbejdsredskaber

Af benyttede arbejdsredskaber er der først og fremmest brugt en fælles arbejdsplatform, GitHub. GitHub er en online platform, hvor der er mulighed for at foretage ændringer samtidigt, og gemme i en fælles mappe. Yderligere er der mulighed for en detaljeret versionshistorik.

Alle SysML- og UML-diagrammer er udarbejdet i programmet Visio. Koden er skrevet i sproget C# i programmet Visual Studio. Visual Studio spiller også sammen med programmet WaveForms Generator, i forbindelse med simulering af blodtrykssignalet. Selve rapporten, mødereferater, logbog og dokumentationen er udformet i tekstprogrammet LaTeX. MatLab, som er et matematik- og signalbehandlingsprogram, er blevet benyttet til at udarbejdelse af hardwaren. Yderligere er Facebook og en fælles iCloud kalender blevet brugt til mødeindkaldelse og generel kommunikation.

6.3 Specifikation og analyse

Dette afsnit har til formål at beskrive de løsninger, der benyttes i forhold til de valgte hardware og software specifikationer.

6.3.1 Hardware

Den udviklede hardware, som omtales Signalbehandlingsblok, består af en Forstærker og et Filter. Forstærkeren har til opgave at forstærke det elektriske signal, som Tryktransduceren har transformeret ud fra en given trykændring. Filterets opgave er at filtrere unødige frekvenser fra for, at få det mest optimale signal.

Tryktransducer

Eksitationsspændingen for Forstærkeren og Filteret leveres af to 9 V's batterier. Der er valgt, at sætte en 5 V's regulator i forbindelse med Tryktransduceren for at sikre, at strømmen gennem Wheatstone broen ikke bliver for stor. En for stor strøm kan give anledning til, at Wheatstone broen vil drive og eventuelt brande de fire strain gauges af.

For at kunne beregne de tilstrækkelige komponentværdier for Forstærkeren og Filteret bestemmes en maksimal trykændring, den udviklede hardware skal kunne klare. Den maksimale trykændring for dette system er sat til at være i intervallet 0-300 mmHg. Da det er blodtryk, systemet skal kunne monitorere, er denne trykændring tilstrækkelig, da man ikke forventer, at et blodtryk vil komme over 300 mmHg.

Forstærker

Tryktransduceren vil transformere et tryk på 300 mmHg om til 7,5 mV - se Projektdokumentationen under grænseflader for udregningen (2.2). Denne spænding er forholdsvis lille, og vil ikke udnytte DAQ'ens måleområde optimalt, som er valgt til +/- 5 V. Så for at få den bedste konvertering af det analoge signal til det digitale signal, skal spændingen forstærkes op til 5 V.

Til dette benyttes den ikke-inverterende operationsforstærker, INA114 samt et potentiometer, der fungere som gain-modstanden. Gain-modstanden er en variabel modstand, der kan variere i forhold til, hvilken forstærkning, der ønskes. Udregningen for forstærkningen ses i Projektdokumentationen under Hardware arkitektur (2.3) under ligningerne (2.4) og (2.5). Udregningen for gain-modstanden kan ses i Projektdokumentationen under HW implementering og test (3) under ligning (3.3).

Filteret

Det forstærkerede analoge signal skal videre filteres før det konverteres til det digitale signal. De relevante frekvenser, der udgør en blodtryksmåling ligger mellem 0-50 Hz [1, s. 10]. Derfor ønskes alle frekvenser over 50 Hz dæmpet.

Til dette designes et Sallen Key anden ordens lavpasfilter med unity gain, hvor cutoffrekvensen er 50 Hz. Udregningerne for komponentværdierne til denne realisering, se HW implementering og test (3) i Projektdokumentationen under Filterblok (3.2).

6.3.2 Software

Arkitektur

Beslutningen om at anvende trelagsmodellen blev overvejende taget på baggrund af de krav der var stillet til projektet om, at der skulle ske en dataopsamling, databehandling og visualisering. De 3 lag repræsenterer hver især disse opgaver. For at overskueliggøre

og effektivisere softwaren var en vigtig overvejelse navngivning af klasser og metoder efter deres pågældende funktion. Dette skaber høj samhørighed, og lav kobling klasserne imellem.

Data-laget er et eksempel herpå, med en opdeling i 3 klasser, med hver deres specifikke funktion(DataHent, DataGem, DAQ). På denne måde er fejlfinding overskueligt, da fejlen sker i en indkapslet funktion.

Dataindhentning

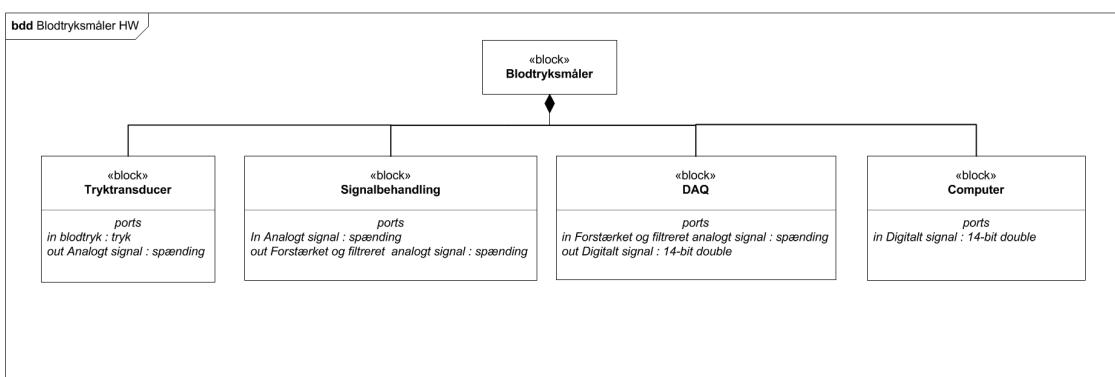
I overvejelserne omkring udskrivning af målt blodtryk til graf i monitor vinduet, var en prioritet at signalet blev udskrevet rettidigt, altså med en minimal forsinkelse fra at målingen var foretaget af den fysiske DAQ. I den forbindelse var det muligt enten at requeste data fra logiklaget jf. 3.lags modellen, eller at anvende subscriber/publisher pattern, med DAQ klassen som publisher. Ved den første metode, ville behandlingen af måledata være styret eksternt fra hvor data blev produceret, altså fra logik laget. Med den anden mulighed ville databehandlingen være styret af den fysiske DAQ. Dette var at foretrække, da data ville blive behandlet som det blev produceret; altså mest rettidigt.

6.4 Arkitektur

I følgende afsnit beskrives systemarkitekturen for blodtryksmålesystemet. Systemarkitekturen fungerer som en udviklingsramme for videreudviklingen af design og implementering. Her bliver systemets funktionalitet nedbrudt til overordnede moduler. Gennem dette afsnit ønskes der at skabe et overordnet overblik over systemet. Der benyttes diagrammer med tilhørende beskrivelser til at specificere og klarlægge systemkrav.

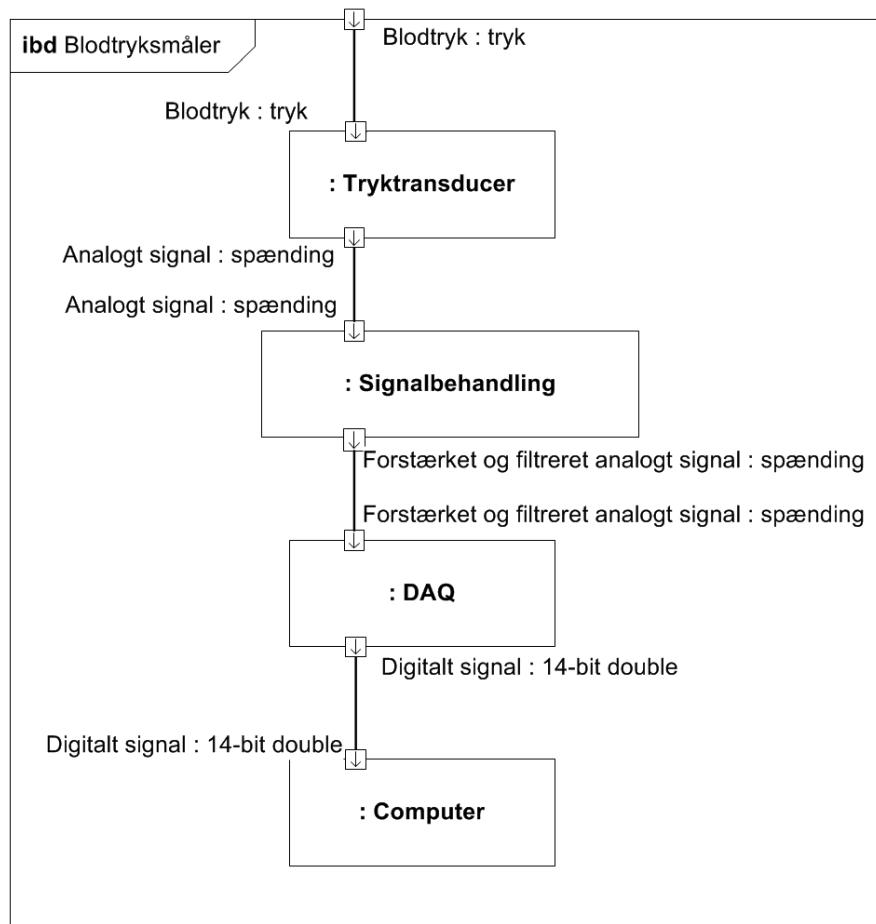
6.4.1 Hardwarearkitektur

Systemets hardware kan illustreres i et bdd og ibd, der beskriver det overordnede system og hvordan de forskellige hardwareblokke interagerer med hinanden. På Figur 6.5 ses bdd, der viser blodtryksmålesystemet bestående af fire hardwareblokke: Tryktransducer, Signalbehandling, DAQ og Computer. Hertil ses også hvilke porte, blokkene består af.



Figur 6.5: bdd af blodtryksmålesystemet

Tryktransduceren registrerer en fysisk størrelse i form af en trykændring. Dennes opgave er at transformere det fysiske tryk til en elektrisk spænding, som derefter viderebehandles. Viderebehandlingen foregår i Signalbehandlingsblokken, som består af to dele: en Forstærker og et Filter. Her bliver det elektriske signal forstærket og filtreret således, at det er klar til at blive konverteret i DAQ'en fra et analogt til et digitalt signal. Computeren indeholder software til systemet, som kan vise det digitale signal grafisk, samt kalibrere, nulpunktjustere og gemme målinger. Derudover kan software aktivere og deaktivere Filteret. Bdd benyttes til at definere relationen mellem de forskellige blokke, som i dette tilfælde er en komposition.



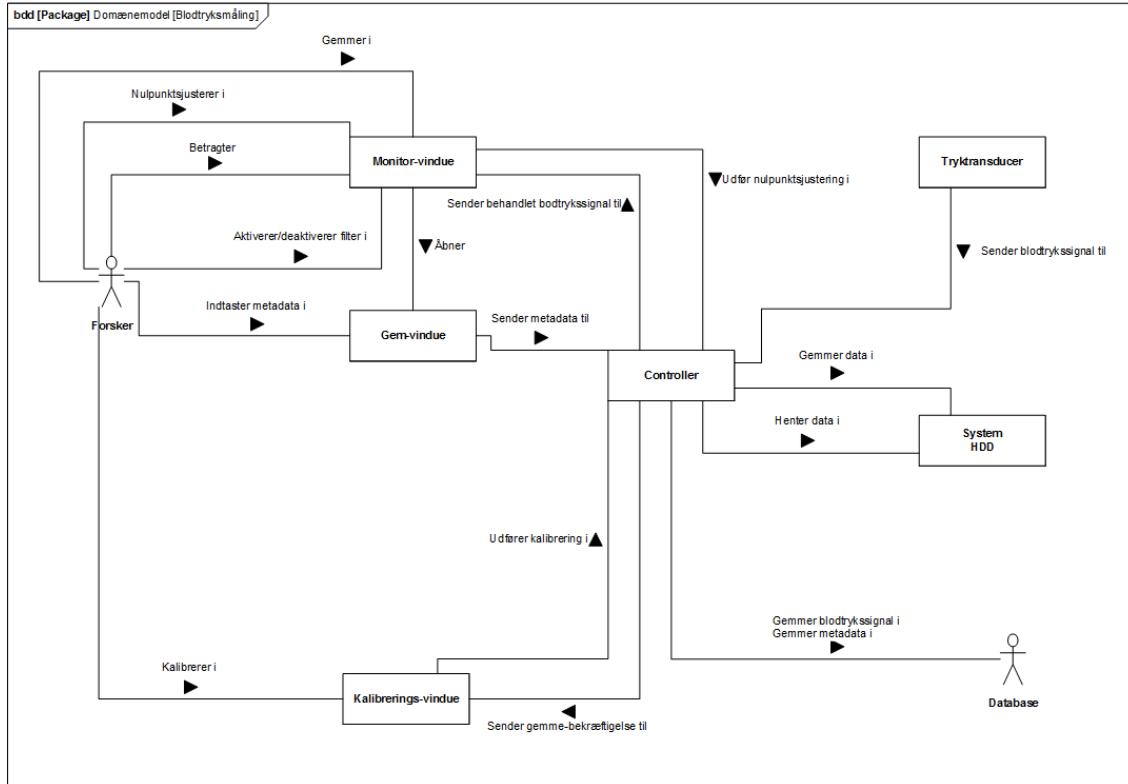
Figur 6.6: ibd af blodtrykmålesystemet

På Figur 6.6 ses ibd for systemet, der viser signalets behandling gennem systemet. Signalet transformeres fra et målt fysisk tryk til et digitalt signal, som software kan viderebehandle og vise grafisk. For yderligere informationer om grænseflader (2.2) henvises der til Projektdokumentationen under design.

6.4.2 Softwarearkitektur

Systemets softwaredesign beskrives i dette afsnit via domænemodellen, som ses på Figur 6.7. Domænemodellen er skabt på baggrund af kravspecifikationens seks Use Cases, og

viser et samlet overblik over systemet.



Figur 6.7: Domænemodel af blodtrykmålesystemet

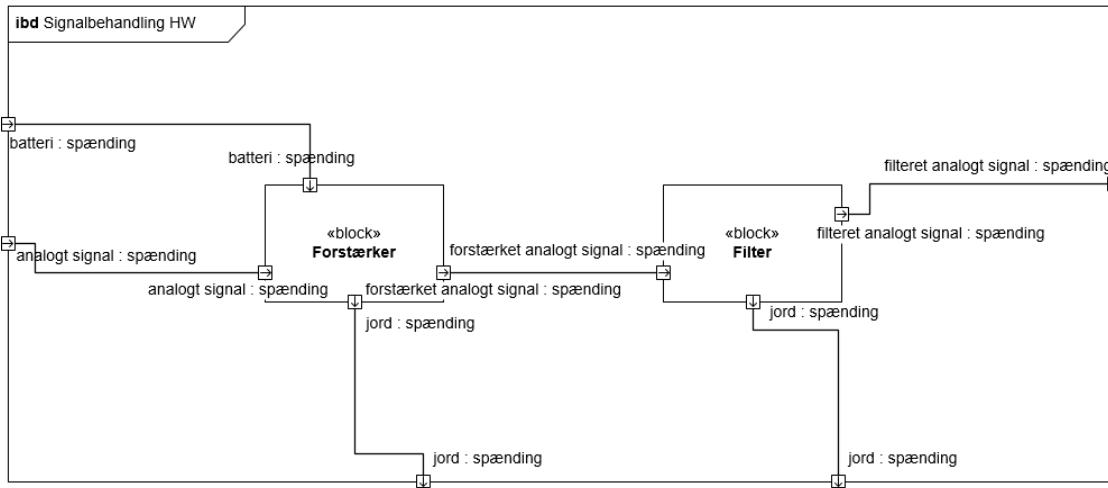
I domænemodellen ses interaktionen mellem de konceptuelle klasser og aktører. Controlleren udfører kommandoer og sørger for, at systemet fungerer optimalt. Funktionaliteten af den enkelte kommando kan variere fra Use Case til Use Case. Domænemodellen viser desuden Forskerens interaktion med systemet. Forsker udfører en handling, der medfører igangsættelse af en række processer i systemet. For yderligere information om forløbene i de seks Use Cases (2.4.2) henvises der til Projektdokumentationen under design.

6.5 Design, implementering og test

I følgende afsnit vil design- og implementeringsprocessen for den udviklede hardware og software beskrives. Der vil være en beskrivelse af, hvordan de valgte løsninger er blevet testet.

6.5.1 Hardware

Under afsnittet Specifikation og analyse (6.3.1) står specifikationer for Signalbehandlingsblokken beskrevet. Signalbehandlingsblokken består af en Forstærker og et Filter. Kommunikationen internt for Signalbehandlingsblokken, samt kommunikationen ud ad til, ses i ibd'et for Signalbehandlingsblokken i Figur 6.8 nedenfor.



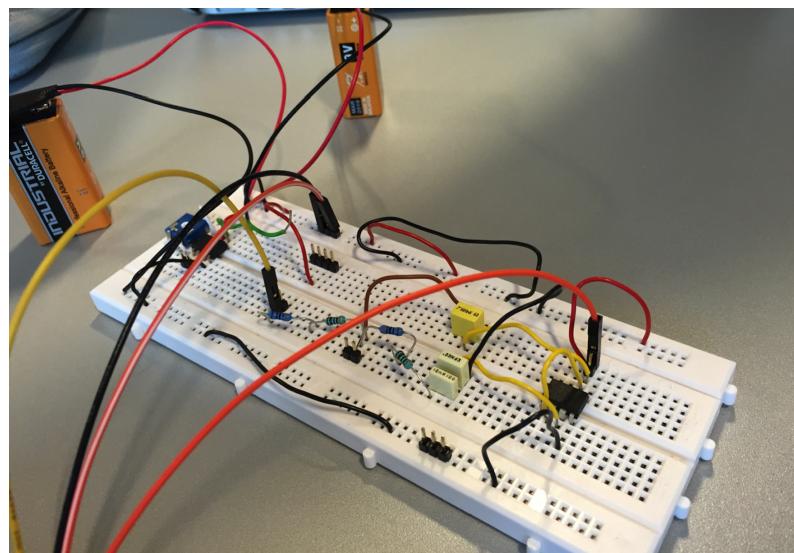
Figur 6.8: idb for Signalbehandlingsblokken

Til realisering af specifikationen for Forstærkeren er der blevet beregnet den ønskede forstærkning og gain-modstand, så et tryk på 300 mmHg forstærkes op til 5 V. Udregningen for forstærkningen ses i Projektdokumentationen under Hardware arkitektur (2.3) under ligningerne (2.4) og (2.5). Udregningen for gain-modstanden kan ses i Projektdokumentationen under HW implementering og test (3) under ligning (3.3).

Til realisering af specifikationen for Filteret er der blevet beregnet de forskellige komponentværdier, så filteret får en cutoff frekvens ved 50 Hz.

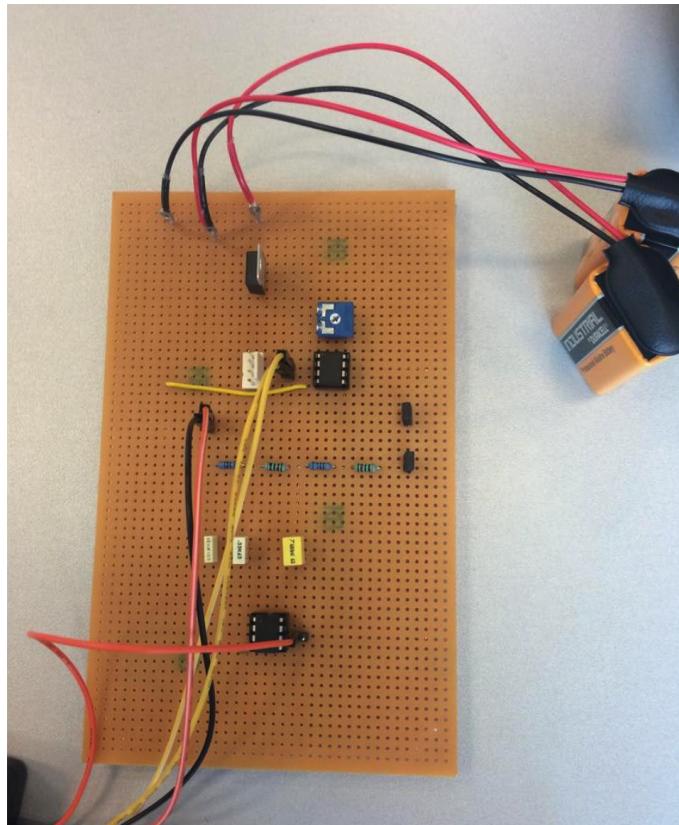
Udregninger for komponentværdierne, ses under HW implementering og test (3) i Projektdokumentationen under Filterblok (3.2).

Signalbehandlingsblokken blev i starten af projektet implementeret på et fulmebræt. På Figur 6.9 ses denne opstillingen.



Figur 6.9: Signalbehandlingsblokken implementeret på et fulmebræt

Senere i implementeringsprocessen blevet Signalbehandlingsblokken implementeret på et veroboard. Dette blev valgt grundet bedre stabilitet og udseende. På Figur 6.10 ses veroboardet. Det var også tiltænkt, at Signalbehandlingsblokken skulle have været implementeret på en printplade, hvor forbindelsen mellem komponenterne er lavet på forhånd. Printpladens design skulle laves digitalt - først i programmet Multisim og videre i programmet Ultiboard. Dette blev ikke realiseret på grund af mangel på tid.



Figur 6.10: Signalbehandlingsblokken implementeret på et veroboard

Signalbehandlingsblokken er blevet testet via Analog Discovery & Waveforms. Først blev der lavet unit test, hvor Forstærkeren og Filteret blev testet hver for sig, og derefter blev der lavet en integrationstest, hvor Signalbehandlingsblokken blev testet som en enhed.

Specifikationen for forstærkeren er, at den skal forstærke en spænding på 7,5 mV, der svarer til et tryk på 300 mmHg, op til 5 V.

Signalgeneratoren leverer inputspændingen, hvor oscilloskopet måler outputspændingen. Inputspændingen kan via Waveforms bestemmes. Til denne unit test af Forstærkeren sættes inputspændingen til 7 mV. Reelt burde den sættes til 7,5 mV, men det er ikke muligt. Den forventede outputspænding, ved en inputspænding på 7 mV, er 4,7 V - se Projektdokumentationen under Test af forstærkerblok (3.2.1) for udregningen, samt dokumentationen af denne test. Resultatet af testen stemte overens med det forventede.

Specifikationen for filteret er, at den skal dæmpe frekvenser over 50 Hz. Denne specifikation realiseres via et anden ordens lavpasfilter.

Til denne unit test af Filteret sættes inputspændingen til 5 V. For at teste om det implementerede Filter har en cutoff frekvens ved 50 Hz ændres inputspændingens frekvenser. Der laves ialt tre tests. Først testes Filteret, hvor frekvensen er 1 Hz. Her forventes det, at outputspændingen er lig med inputspændingen. Derefter testes Filteret, hvor frekvensen er 50 Hz. Her forventes det, at outputspændingen er blevet dæmpet med 3 dB. Til sidst testes Filteret, hvor frekvensen er 500 Hz. Her forventes det, at outputspændingen er blevet dæmpet med 40 dB. I Projektdokumentationen under Test af filterblok (3.2.2) og i dokumentationen af denne unit test, ses de forventede outputspændinger ved de forskellige frekvenser. Resultaterne af testen stemte overens med det forventede.

6.5.2 Software

Softwareen er designet efter 3-lags modellen samt anvendelse af publisher/subscriber mønstret.

Dette er gjort i henhold til de givne krav til produktet, som er dataopsamling, databehandling og visualisering. 3-lagsmodellen sørger for at håndterer af disse opgaver sker i hvert sit lag. Det visuelle design er lavet så det assimilerer eksisterende blodtryksmonitorer.

Design af SW er konkretiseret i sekvensdiagrammer med konceptuelle klasser.

Form-laget er implementeret med tre GUI vinduer: Monitor, Gem og Kalibrer. Monitorvinduet udskriver blodtrykssignalet, giver bruger mulighed for at udføre nulpunktsjustering, og optage det viste signal. Gem vinduet fremviser det optagne signal, til revision før gemning på database. Kalibreringsvinduet giver bruger mulighed for kalibrering af systemet.

Logik laget er implementeret med en enkelt klasse, Beregninger, som udfører opgaver i specifcerede metoder, såsom digital filtrering, kalibrering, nulpunktsjustering og behandling af rådata.

Datalaget er implementeret med klasser med specifikke opgaver, der sørger for lav kobling og høj samhørighed. Dataoverførslen af rådata sker jf. publisher/subscriber mønstret.

Implementeringens af software er beskrevet med sekvensdiagrammer med konkrete softwareklasser og metoder i projektdokumentationen.

Softwareen er testet jf. use cases. Analog Discovery Waveform Generator er brugt som input til systemet, og resultater er kontrolleret med debugging af kode.

6.6 Resultater og diskussion

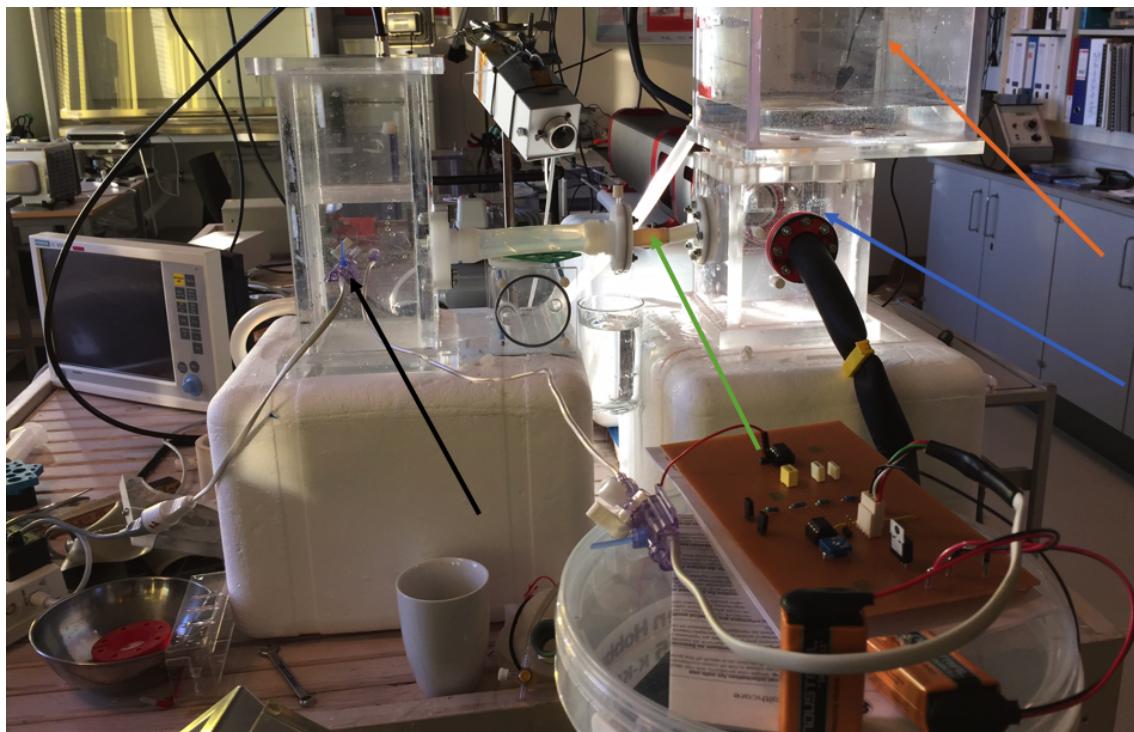
Accepttest blev den 9. december 2015 gennemført af vejleder Peter Johansen. Til denne test af blodtryksmålesystemet blev et blodtrykssignal fra PhysioNet simuleret ved hjælp af Analog Discovery & Waveforms. Accepttesten blev gennemført uden nogen problemer og der kunne sættes checkmark ved alle funktionelle og ikke-funktionelle krav.

6.6.1 In Vitro hjertemodel

Samme dag var det muligt, at teste blodtryksmålesystemet via en In Vitro hjertemodell. In Vitro betyder ”i glas”, hvilket er en betegnelse, man benytter, når man laver forskningsforsøg uden for den levende organisme.

Den benyttede In Vitro hjertemodell til testen af blodtryksmålesystemet genskaber hjertets venstre sides funktion. Trykket i modellen bliver skabt via stempelpumpen ViVitro SuperDup'r. Hjertets venstre side genskabes via et ventrikulær kammer, en artiel reservoir samt en aortarod. Mellem det ventrikulære kammer og det artielle reservoir sidder der en mekanisk hjerteklap, der efterligner funktionaliteten af mitralklappen. I aortaroden er aortaklappen også genskabt. Filmen ”Aortaklap” viser, hvordan aortaklappen fungere.

Via denne In Vitro hjertemodell kan hjertes venstre sides blod flow simuleres, hvilket gør det muligt at måle trykket efter aortaroden, hvilket kan sammenlignes med det artielle blodtryk.



Figur 6.11: Opstilling af In Vitro hjertemodell

På Figur 6.11 ses opstillingen for In Vitro hjertemodell. Den orange pil peger på den artielle reservoir, den blå pil peger på det ventrikulære kammer og den grønne pil peget på aortaroden. Tryktransduceren fastsættes der, hvor den sorte pil peger. På billedet ses, at der er fastsat to tryktransducer. Den ene er tilkoblet et monitoreringssystem fra Siemens, mens den anden er tilkoblet vores monitoreringssystem.

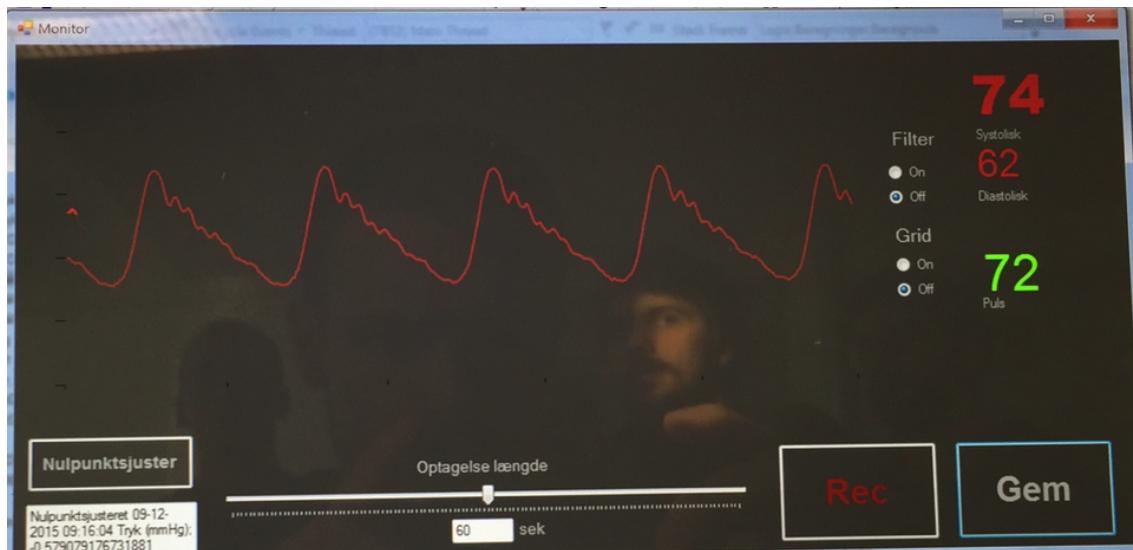
Før målingen kan foretages skal vores monitoreringssystem kalibreres. Til dette benyttes en vandsøjle. På vandsøjlen er tre punkter markeret, hvor trykket i mmHg er kendt. Når monitoreringssystemet skal kalibreres, skal der bestemmes en kalibreringskonstant, som systemet skal korrigeres efter.

Der måles først en spænding ved eksempelvis 10 mmHg og derefter en spænding ved eksempelvis 50 mmHg. Kalibreringskonstanten beregnes ud fra følgende formel:

$$K_{konstant} = \frac{tryk_2 - tryk_1}{spnding_2 - spnding_1} \quad (6.1)$$

Efter kalibreringen er foretaget kan målingen foretages.

Resultaterne af målingen ses på Figur 6.12 og Figur 6.13. Figur 6.12 viser resultatet af vores monitoreringssystem, mens Figur 6.13 viser resultatet af Simens' monitoreringssystem.



Figur 6.12: Vores monitoreringssystem



Figur 6.13: Simens' monitoreringssystem

Der ses, at der er en lille forskel i værdier for de to monitoreringssystemer. Årsagen hertil kan være, at billederne ikke blev taget på nøjagtig samme tid, da dette ikke var muligt. Forskellen er dog så lille, at det accepteres.

Værdierne er heller ikke realistiske i forhold til det artielle blodtryk – systolen er meget lavere end det forventede. Årsagen til dette er opstillingen af In Vitro hjertemodel, hvor der var nogle problemer med pakningerne mellem det ventrikulære kammer og aortaroden

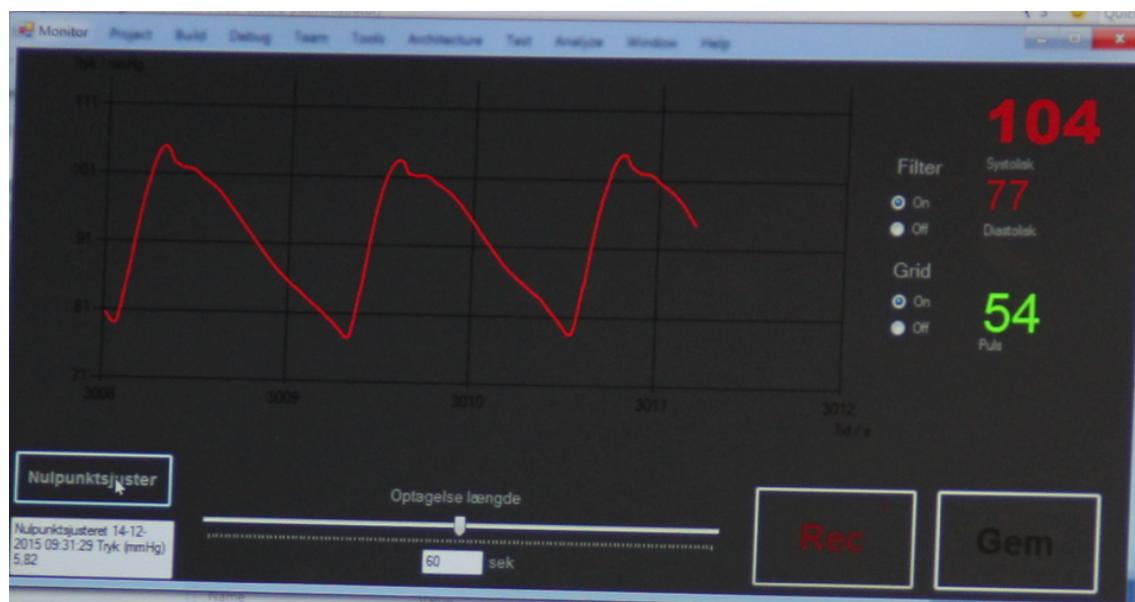
samt at der var et lille hul i aortaroden, hvor vand ville sprøjte ud, hvis trykket fra stempelpumpen blev for stort. Filmen ”Utaet pakning mellem ventrikulær kammer og aortaroden” i bilag viser dette.

Ud fra denne test via In Vitro hjertemodell konkluderes det, at vores monitoreringssystem fungerer som ønsket, da de to monitoreringssystemer følges ad og viser tilnærmelsesvis samme værdier.

6.6.2 Blodtryksmåling på en gris

Den 14. december 2015 var det muligt at teste blodtryksmålesystemet på en gris på Skejby Sygehus. Formålet med denne test, er at undersøge om blodtryksmålesystemet kan monitorerer et blodtryk, der kan sammenlignes med det menneskelige.

Målingen foregik på en gris, der blev benyttet til klinisk forskning. Selve operationen foregik samtidig med monitorering af blodtrykket. I en arterie tæt på sternum blev et kareter påsat, som gjorde det muligt at fastsætte tryktransduceren fra blodtryksmålesystemet. På Figur 6.14 ses resultaterne fra målingen. I det tidsrum, hvor vores blodtryksmålesystemet stod for monitoreringen, var det nødvendigt for lægerne at vide blodtryksværdierne. Disse kunne blodtryksmålesystemet levere og lægerne accepterede disse.



Figur 6.14: Vores monitoreringssystem

Efter målingen blev sygehuset allerede implementeret system påsat. På Figur 6.15 ses dette monitoreringssystems resultater.



Figur 6.15: Sygehusets monitoreringssystem

Igen ved denne test ses der en lille forskel i værdierne. Årsagen kan igen være, at billedeerne ikke blev taget på nøjagtig samme tid. Filmen ”Griseforsøg” i bilag viser blodtryksmålingen på grisen.

Ud fra denne test af blodtryksmålesystemet konkluderes det, at vores monitoreringssystem fungere som ønsket, og kan monitorere reelle blodtryksværdier.

6.7 Opnåede erfaringer

På baggrund af den generelle viden om hjertet, blodtrykket og de forskellige måletyper er der designet og udviklet et system til at måle blodtrykket invasivt. Med udgangspunkt i problemformuleringen og opsatte rammer er der arbejdet efter vandfaltsmetoden, hvor vi undervejs i udviklingsprocessen gennem løsninger og erfaringer har opnået bedre kendskab til det ønskede produkt. Vi har styrket vores tværfaglige kompetencer og formået at udvikle en teknisk løsning samt at benytte teori i praksis.

Et væsentligt fokusområde i udviklingen af blodtryksmålesystemet har været integreringen af hardware og software. I udarbejdelsen af hardware startede vi med at beregne komponentværdierne og derefter designe det elektriske kredsløb for at kunne opstille det på et fumlebræt. Herefter var hensigten at designe kredsløbet i Multisim, og derefter overføre det til printplade via Ultiboard. Dette blev ikke gennemført grundet tidspres. Derfor designede vi kredsløbet på et veroboard, hvor komponenterne og forbindelserne blev loddet. I selve processen med design af kredsløb opstod der problemer, da vi ved en fejl havde placeret

de to kondensatorerne omvendt af hinanden, så de ikke stemte overens med teorien.

I udviklingen af det ønskede software har vi tildelt os ny viden i undervisningen i ITS3, men primært har softwaren været en viderebygning på erfaringer fra 2. semesterprojektet. Processen har været uden svære komplikationer, dog blev vi bevidste om et problem i forhold til udskrivning af samples. Da vi har målt med over 1000 samples i sekundet, erfarede vi at programmet ikke kunne udskrive dette. Dette løste vi ved i stedet kun at udskrive hvert 10. sample, hvilket dog indebar at signalet ikke blev lige så præcist.

Selv projektarbejdet har i høj grad været struktureret af faste møder og dagsordener. Derudover har der været en fælles opsamling på opgaver, der har været fordelt mellem gruppemedlemmerne. På denne måde har det været muligt for alle at have et overblik over de forskellige arbejdsopgaver. Denne strukturering af projektarbejdet har styrket vores færdigheder i projektstyring og tilrettelægning af arbejdsopgaver.

6.8 Fremtidigt arbejde

Gennem udviklingsforløbet af blodtryksmålesystemet, er der blevet arbejdet ud fra de retningslinjer og obligatoriske krav, der er blevet givet fra AU's side. Første prioritet har været, at skabe et produkt der lever op til disse krav, men samtidig har der været fokus på at skabe det bedst mulige produkt for brugeren. Som resultat heraf, er der blevet implementeret udbyggende forbedringer i blodtryksmålesystemet i form af afbildning af systolisk/diastolisk blodtryk og puls med tal.

Yderligere forbedringer hertil kunne være angivelse af pulsslag med svage bip-lyde, således Forskeren ikke behøver at kigge på monitoren for at få besked om Måleobjektets puls. Denne funktion vil hjælpe Forskeren til at holde overblik over Måleobjektets tilstand, samtidigt med, at der kan foretages indgreb, justeringer med videre.

Ligeledes har der været overvejelser om at udvikle en alarmfunktion, der undervejs angiver særligt høje eller lave blodtryk hos Måleobjektet. Denne funktion vil have samme virkning, som beskrevet ved angivelse af bip-lyde for pulsslag, og derfor behjælpelig med, at gøre Forskerens arbejde lettere.

Blodtryksmålesystemet, der er udviklet i dette projekt, har til formål, at hjælpe Forskere med kontinuert at monitorere Måleobjekters blodtryk, og derfor vil inddragelse af fagprofessionelle til design af brugergrænsefladen og klarlæggelse af funktioner, være en naturlig del af det fremtidige arbejde.

Via usability testing kan blodtryksmålesystemets evalueres af dets slutbrugere og derefter tilpasses til deres behov, således brugergrænsefladens design og systemets funktioner møder slutbrugerens ønsker.

Ved monitorering af Måleobjekters helbredstilstand kan det – udover blodtryk – være relevant at observere deres saturation og EKG-signal.

En fremtidig udvidelse kunne derfor være, at udvikle en funktion til at vise Måleobjektets saturation og EKG-signal på samme måde som blodtrykket bliver vist, og derefter implementere det i brugergrænsefladen.

Denne udvidelse vil samtidig give anledning til bredere anvendelsesmuligheder, idet systemet dækker flere af de funktioner, der blandt andet er brug for på sygehuse.

Hardwaren i blodtryksmålesystemet er realiseret på et veroboard, men til fremtidigt arbejde kunne der udvikles et printboard for at sikre bedre stabilitet og udseende. Hardwaren vil desuden blive markant mindre med et printboard, fremfor på et veroboard.

Samlet set er der i fremtiden flere muligheder for at ændre og forbedre brugergrænsefladen. Blandt andet gennem samarbejde med fagprofessionelle slutbrugere, men især i takt med videreudvikling af flere funktioner til systemet.

Specielt implementering af monitorering for saturation og EKG-signal kan være med til at løfte produktet til bredere anvendelsesmuligheder, samt et generelt bedre udgangspunkt for monitorering af Måleobjekters helbredstilstand.

Konklusion 7

Litteratur

- [1] Webster, John G., m.fl, *Medical Instrumentering*, John Wiley & Sons, INC, ISBN-13 978-0471-67600-3.
- [2] Ukendt, http://www.biologifaget.dk/uploads/tx_cliopolaroidphotoflex/MarynaMelnyk.Shutterstock._02.jpg, Besøgt d. 07-12-2015
- [3] Johansen, Peter, *Hæmodynamik og hjerte-kar systemet*, Note fra KVI undervisning, Se bilag
- [4] Wayne Storr, <http://www.electronics-tutorials.ws/blog/wheatstone-bridge.html>, Besøgt 7. December 2015, Sidst opdateret 7. December 2015, Se bilag
- [5] Johansen, Peter, *PowerPoint, Dynamics of Pressure Measurement Systems*, PowerPoint fra KVI undervisning, Se bilag
- [6] Sand, Olav m.fl. & Bjålie, Jan G., *Menneskets anatomi og fysiologi*, Gad Forlag, 18. August 2008
- [7] IHA, *Vejledning for gennemførelse af projekt 2*, 20. Februar 2015, Se bilag
- [8] Bjerre, Kim, *PowerPonit, Development Processes*, Se bilag

Bilag
