



## AARHUS SCHOOL OF ENGINEERING

SUNDHEDSTEKNOLOGI  
3. SEMESTERPROJEKT

---

# Dokumentation

---

### *Gruppe 4*

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

### *Vejleder*

Projektvejleder  
Thomas Nielsen  
Aarhus Universitet

14. december 2015



*Gruppemedlemmer*

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

*Vejleder*

|                |      |
|----------------|------|
| Thomas Nielsen | Dato |
|----------------|------|

# Ordliste

---

| Ord      | Forklaring  |
|----------|---|
| BDD      | Blok Definition Diagram   |
| DAQ      | Data Acquisition  |
| (F)URPS+ | Functionality, Usability, Reliability, Performance & Supportability |
| GUI      | Graphic User Interface  |
| IBD      | Internal Blok Diagram   |
| IHA      | Ingeniør Højskolen Aarhus   |
| UML      | Unified Modeling Language   |
| SQL      | Structured Query Language   |

# Indholdsfortegnelse

---

|  |           |
|--|-----------|
| <b>Ordliste</b>                        | <b>ii</b> |
| <b>Kapitel 1 Indledning</b>            | <b>1</b>  |
| <b>Kapitel 2 Kravspecifikation</b>     | <b>2</b>  |
| 2.1 Indledning . . . . .               | 2         |
| 2.2 Funktionelle krav . . . . .        | 3         |
| 2.2.1 Aktør-kontekst diagram . . . . . | 3         |
| 2.2.2 Aktørbeskrivelse . . . . .       | 3         |
| 2.3 Use cases . . . . .                | 4         |
| 2.3.1 Use case diagram . . . . .       | 4         |
| 2.3.2 Use case 1 . . . . .             | 4         |
| 2.3.3 Use case 2 . . . . .             | 5         |
| 2.3.4 Use case 3 . . . . .             | 6         |
| 2.3.5 Use case 4 . . . . .             | 6         |
| 2.3.6 Use case 5 . . . . .             | 7         |
| 2.3.7 Use case 6 . . . . .             | 8         |
| 2.4 Ikke-funktionelle krav . . . . .   | 8         |
| 2.4.1 (F)URPS+ . . . . .               | 8         |
| <b>Kapitel 3 Design</b>                | <b>11</b> |
| 3.1 Indledning . . . . .               | 11        |
| 3.2 Hardware arkitektur . . . . .      | 11        |
| 3.2.1 Design af forstærker . . . . .   | 12        |
| 3.2.2 Design af analogfilter . . . . . | 14        |
| 3.2.3 Grænseflader . . . . .           | 16        |
| 3.3 Software arkitektur . . . . .      | 17        |
| 3.3.1 GUI . . . . .                    | 17        |
| 3.3.2 Domænemodel . . . . .            | 19        |
| 3.3.3 Appliktionsmodel . . . . .       | 20        |
| <b>Kapitel 4 Implementering</b>        | <b>27</b> |
| 4.1 Hardware implementering . . . . .  | 27        |
| 4.2 Software implementering . . . . .  | 30        |
| 4.2.1 3-lagsmodellen . . . . .         | 30        |
| 4.2.2 Tråde . . . . .                  | 35        |
| 4.2.3 Observer-pattern . . . . .       | 37        |
| 4.2.4 UML klassediagram . . . . .      | 38        |
| 4.2.5 Kode udsnit . . . . .            | 38        |
| 4.2.6 Diagrammer . . . . .             | 39        |

|  |           |
|--|-----------|
| <b>Kapitel 5 Test</b>  | <b>40</b> |
| 5.1 Indledning . . . . .   | 40        |
| 5.2 Modultest hardware . . . . .                                       | 40        |
| 5.2.1 Modul test af forstærkeren . . . . .                             | 40        |
| 5.2.2 Modul test af det analoge filter . . . . .                       | 43        |
| 5.3 Integrationstest hardware . . . . .                                | 46        |
| 5.3.1 Integrationstest for forstærker og analogt filter . . . . .      | 46        |
| 5.3.2 Integrationstest med vandsøjle . . . . .                         | 48        |
| 5.4 Modultest software . . . . .                                       | 50        |
| 5.5 Integrationstest software . . . . .                                | 50        |
| 5.6 Integrationstest system . . . . .                                  | 51        |
| <b>Kapitel 6 Accepttest</b>  | <b>53</b> |
| 6.1 Indledning . . . . .   | 53        |
| 6.2 Accepttest af Use Cases . . . . .                                  | 53        |
| 6.2.1 Use Case 1 . . . . .   | 53        |
| 6.2.2 Use Case 2 . . . . .   | 54        |
| 6.2.3 Use Case 3 . . . . .   | 56        |
| 6.2.4 Use Case 4 . . . . .   | 56        |
| 6.2.5 Use Case 5 . . . . .   | 56        |
| 6.2.6 Use Case 6 . . . . .   | 57        |
| 6.3 Accepttest af ikke-funktionelle krav . . . . .                     | 58        |
| <b>Bilagsliste</b>   | <b>61</b> |
| Bilag 1 - Modul og integrationstest af hardware . . . . .              | 61        |
| Bilag 2 - Logbog . . . . .   | 61        |
| Bilag 3 - Mødereférart . . . . .                                       | 61        |
| Bilag 4 - Kode . . . . .   | 61        |
| Bilag 5 - Samarbejds aftale . . . . .                                  | 61        |
| Bilag 6 - Blodtrykssignal . . . . .                                    | 61        |
| Bilag 7 - Hjemmesider . . . . .  | 61        |
| Bilag 8 - Scrum Pivotal Tracker . . . . .                              | 61        |
| Bilag 9 - Tidsplan . . . . .   | 61        |
| Bilag 10 - Udviklingsværktøjer . . . . .                               | 62        |
| Bilag 11 - Hæmodynamik og hjertekarsygdomme . . . . .                  | 62        |
| Bilag 12 - Vejledning til dokumentation af semesterprojekter . . . . . | 62        |
| <b>Litteratur</b>  | <b>63</b> |

# Indledning 1

---

## Ansvarsområde

### Initialer:

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

| Afsnit                 | Ansvarlig     |
|------------------------|---------------|
| Kravspecifikation      | Alle          |
| Alt hardware-relateret | SSK, NHL, FRM |
| Alt software-relateret | JTH, TSN, MFJ |
| Accepttest             | Alle          |

Det følgende dokument er en dokumentation, som ligger til baggrund for projektrapporten og omhandler udvikling af et blodtrykssystem.

I denne dokumentation er kravspecifikationen, hovedscenariet og use cases beskrevet. De ikke-funktionelle krav er blevet beskrevet ved hjælp af vurderingsmetoden FURPS+, og er efterfulgt af en beskrivelse af de ikke-funktionelle krav. Kravene er efterfulgt af en opstilling af alle use cases, hvor de bliver beskrevet med fully-dressed use cases, med tilhørende extensions.

Denne dokumentation indeholder desuden en dybdegående beskrivelse af udviklingen af software- og hardware-komponenter. Disse er beskrevet detaljeret igennem alle tre udviklingsfaser, design, implementering og test. For softwaren, er use casene blevet beskrevet ved hjælp af en domænemodel og sekvensdiagrammer. Herudover er systemet yderligere beskrevet ved hjælp af flere SysML-diagrammer og skitser af interfaces.

Som en afslutning er der beskrevet en accepttest, med det formål at teste de opstillede krav. Accepttesten omfatter alle use cases og alle de ikke-funktionelle krav. Denne har til formål at understøtte systemets funktionalitet.

# Kravspecifikation 2

---

| Version | Dato       | Ansvarlig     | Beskrivelse   |
|---------|------------|---------------|---|
| 0.1     | 8/09 2015  | Alle          | Oprettelse af dokument                                |
| 0.2     | 21/09 2015 | Alle          | Første udkast til kravspecifikation og use cases      |
| 0.3     | 24/09 2015 | Alle          | Fully-dressed use cases                               |
| 0.5     | 30/09 2015 | Alle          | Udarbejdelse af ikke-funktionelle krav                |
| 0.6     | 07/10 2015 | Alle          | Kravspecifikation rettelser efter review              |
| 1.0     | 04/11 2015 | TSN, JTH, MFJ | Nye fully-dressed use cases, mere software relaterede |

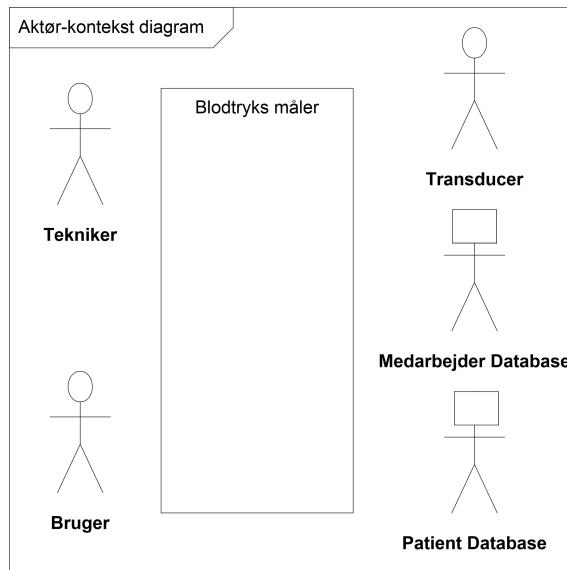
## 2.1 Indledning

Et blodtryksmålingssystem er blevet udarbejdet, der helt generelt er opbygget af en hardware-del og en software-del. Hardware-delen er opbygget af en forstærker, transducer og analogt filter hvis formål er at kunne forstærke og filtrere blodtrykssignalet og software-delen kalibrerer, nulpunktsjusterer og analyserer signalet, samt viser signalet grafisk på en brugergrænsefald.

Kravspecifikationen beskriver produktets kunnen ud fra opstillede funktionelle og ikke-funktionelle krav til systemet. De ikke-funktionelle krav er krav, der er opstillet til selve systemet, og de funktionelle krav er beskrevet i use cases, som omhandler systemets aktiviteter i forhold til aktører og mål.

## 2.2 Funktionelle krav

### 2.2.1 Aktør-kontekst diagram



Figur 2.1: Aktør-kontekst diagram

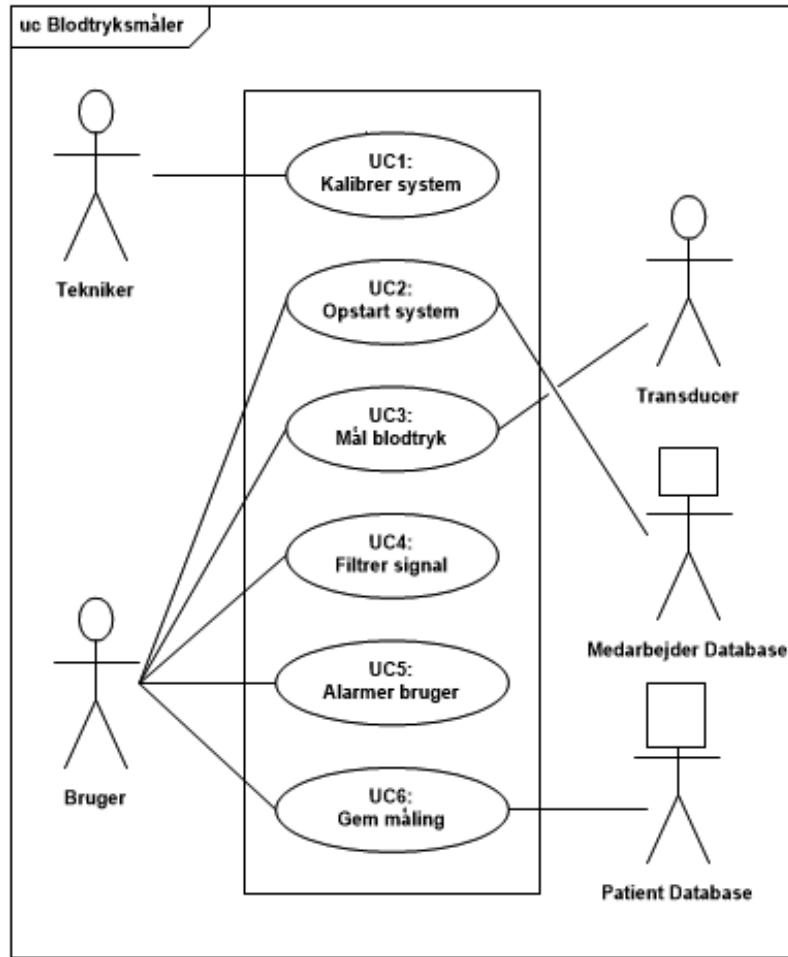
### 2.2.2 Aktørbeskrivelse

| Aktørnavn            | Type     | Beskrivelse   |
|----------------------|----------|---|
| Bruger               | Primær   | Brugeren er den aktør, der foretager blodtryksmålingerne. Brugeren er en person, der har kendskab til systemet, samt tilladelse til at benytte systemet. F.eks. en læge eller anæstesisygeplejerske |
| Tekniker             | Primær   | Tekniker er den aktør, der foretager den årlige kalibrering af systemet. Teknikeren er en person, der har kendskab til den tekniske del af systemet. F.eks. en medicotekniker på et sygehus         |
| Transducer           | Sekundær | Transducere omformer blodtryk til et elektrisk signal   |
| Medarbejder database | Sekundær | Medarbejder-databasen er det sted, hvor medarbejderens login valideres  |
| Patient-database     | Sekundær | Patient-databasen er det sted, hvor blodtryksmålingens data gemmes og patientens CPR-nummer valideres   |

Tabel 2.2: Aktørbeskrivelse

## 2.3 Use cases

### 2.3.1 Use case diagram



Figur 2.2: Use case diagram

### 2.3.2 Use case 1

#### Use case 1

---

|                  |   |
|------------------|---|
| Navn             | Kalibrer system                         |
| Use case ID      | 1                                       |
| Samtidige forløb | 1                                       |
| Primær aktør     | Tekniker                                |
| Initialisere     | Tekniker                                |
| Mål              | Tekniker ønsker at foretage kalibrering |
| Forudsætninger   | Tekniker har adgang til systemet        |

|             |  |
|-------------|--|
| Resultat    | Systemet er kalibreret   |
| Hovedforløb | <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Tekniker mäter och antecknar atmosfärisk tryck</li> <li>2. Tekniker trycker på systemet tre kända tryck</li> <li>3. Tekniker läser svarerna</li> <li>4. Tekniker antecknar avvikelse från de kända tryck<br/>[4.a <i>Det finns ingen avvikelse</i>]</li> <li>5. Tekniker kalibrerar i förhållande till avvikelsen</li> </ol> |
| Undtagelser | 4.a Use case avslutas  |

Tabel 2.3: Fully-dressed use case 1

### 2.3.3 Use case 2

#### Use case 2

|                  |  |
|------------------|--|
| Navn             | Opstart system   |
| Use case ID      | 2  |
| Samtidige forløb | 1  |
| Primær aktør     | Brugeren   |
| Sekundær aktør   | Medarbejder-database   |
| Initialisere     | Brugeren   |
| Mål              | Systemet er opstartet  |
| Forudsætninger   | Forbindelse til database   |
| Resultat         | Systemet er nulpunktsjusteret og brugeren er klar til at blive forbundet til systemet  |
| Hovedforløb      | <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Brugeren indstiller transduceren til att mäta det atmosfäriska trycket</li> <li>2. Brugeren trycker på "nulstil"-knappen. Systemet laver nulpunktjustering</li> <li>3. Brugeren indstiller transduceren till att mäta blodtryck</li> <li>4. Brugeren indtaster login-uppgifter och trycker på "Log in"-knappen. Systemet kontrollerar i databasen om uppgifterna är giltiga<br/>[4.a <i>Felaktig login</i>]</li> </ol> |

Undtagelser      4a. Besked om forkert login vises. Use case fortsættes fra punkt 4

---

*Tabel 2.4: Fully-dressed use case 2*

### 2.3.4 Use case 3

#### Use case 3

---

|                  |  |
|------------------|--|
| Navn             | Mål blodtryk   |
| Use case ID      | 3  |
| Samtidige forløb | 1  |
| Primær aktør     | Brugeren   |
| Initialisere     | Brugeren   |
| Mål              | Blodtryksmåling er igangsat  |
| Forudsætninger   | UC2 er gennemført  |
| Resultat         | Blodtrykket vises kontinuerligt i en graf. Puls, systoliske og diastoliske værdier vises i blodtryksvinduet  |
| Hovedforløb      | <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Brugeren trykker på "Start"-knappen i blodtryksvindue</li> <li>2. Transduceren mäter blodtryk</li> <li>3. Systemet modtager blodtryksmåling fra transduceren</li> <li>4. Blodtrykgraf, systolisk, diastolisk og puls vises grafisk i blodtryksvinduet</li> </ol> |

---

*Tabel 2.5: Fully-dressed use case 3*

### 2.3.5 Use case 4

#### Use case 4

---

|                  |                |
|------------------|----------------|
| Navn             | Filtrer signal |
| Use case ID      | 4              |
| Samtidige forløb | 2              |
| Primær aktør     | Brugeren       |
| Initialisere     | Brugeren       |

|                |   |
|----------------|---|
| Mål            | Der kan foretages en digital filtrering af signalet   |
| Forudsætninger | UC3 er gennemført   |
| Resultat       | Det filtrerede signal vises i blodtryksgrafen   |
| Hovedforløb    | <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Brugeren trykker på "Til"-knappen under filter</li> <li>2. Systemet filtrerer signalet</li> <li>3. Det filtrerede signal vises i blodtryksvindue</li> </ol> |

Tabel 2.6: Fully-dressed use case 4

### 2.3.6 Use case 5

#### Use case 5

|                  |  |
|------------------|--|
| Navn             | Alarmer bruger   |
| Use case ID      | 5  |
| Samtidige forløb | 2  |
| Primær aktør     | Brugeren   |
| Initialisere     | Brugeren   |
| Mål              | Systemet kan alarmere bruger ved for højt/lavt blodtryk  |
| Forudsætninger   | UC3 er gennemført  |
| Resultat         | Systemet alarmerer bruger  |
| Hovedforløb      | <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Brugeren tilpasser diastoliske og systoliske grænseværdier ud fra patientens normale blodtryk</li> <li>2. Systemet tjekker om grænseværdier er overskredet</li> <li>3. Målte blodtryk overskrider valgte grænseværdier<br/>[3.a Målte blodtryk overskrider ikke valgte grænseværdier]</li> <li>4. Alarm startes<br/>[4.a Bruger udskyder alarm]</li> </ol> |
| Undtagelser      | 3.a Use case fortsættes fra punkt 2<br>4.a Alarm udskydes med 3 minutter, og use case startes fra punkt 2 igen   |

*Tabel 2.7: Fully-dressed use case 5*

### 2.3.7 Use case 6

#### Use case 6

|                  |  |
|------------------|--|
| Navn             | Gem måling   |
| Use case ID      | 6  |
| Samtidige forløb | 1  |
| Primær aktør     | Brugeren   |
| Mål              | Brugeren ønsker at afslutte systemet og gemme måling   |
| Forudsætninger   | UC3 er gennemført  |
| Resultat         | Blodtryksmålingens data er gemt i database, og bruger er logget ud af systemet   |
| Hovedforløb      | <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Brugeren trykker på "Afslut"-knappen. "Gem"- vindue åbnes.<br/>[1.a <i>Bruger ønsker ikke at afslutte</i>]</li> <li>2. Brugeren indtaster CPR-nummer og trykker på "Gem"-knappen<br/>[2.a <i>CPR-nummer er ikke gyldigt</i>]</li> <li>3. Besked om at data er gemt vises. Brugeren trykker på "Ok"-knappen. Systemet logger ud, og use case 2 startes</li> </ol> |
| Undtagelser      | <ol style="list-style-type: none"> <li>1.a. Bruger trykker på "Annuler"-knappen. Systemet lukker "Gem"-vinduet ned</li> <li>2.a. Besked om at CPR-nummer ikke er gyldigt, vises. Nyt CPR-nummer indtastet. Use case fortsættes fra punkt 2</li> </ol>  |

*Tabel 2.8: Fully-dressed use case 6*

## 2.4 Ikke-funktionelle krav

### 2.4.1 (F)URPS+

MoSCoW er angivet i parentes ved hhv. M, S, C og/eller W, for Must, Should, Could og Won't

#### Functionality

1. (M) Brugeren skal kunne starte en ny måling inden for 30 sekunder efter opstart af programmet
2. (M) Systemet skal kunne forstærke signalet fra transduceren 400 gange
3. (M) Systemet skal kunne filtrere signalet med det indbyggede analoge filter med en båndbredde på 50 Hz, samt en cut-off frekvens ved 50 Hz
4. (M) Programmet skal kunne vise blodtrykssignalet kontinuert
5. (M) Programmet skal programmeres i C#
6. (M) Programmet skal kunne lagre de målte data i en database
7. (M) Systemet skal kalibreres årligt
8. (S) Programmet bør kunne måle puls

## Usability

1. (M) Blodtrykstallene der udskrives på brugergrænsefladen er røde
2. (S) Pulsmålingen bør udskrives på brugergrænsefladen med grønne tal
3. (M) Brugergrænsefladen skal leve op til figuren udarbejdet i designafsnittet, se afsnit 3.3.1

## Reliability

1. (M) Systemet skal kunne køre uden fejl i et år
2. (M) Systemet skal have en ”mean time to restore” på højst 24 timer

Systemet får herved en tilgængelighed beregnet ved

$$\text{Availability} = \frac{\text{MTBF}}{\text{MTBF} + \text{MTTR}} = \frac{365}{365 + 1} = 0,997 = 99,7\% \quad (2.1)$$

## Performance

1. (S) Systemet bør kunne gemme data på 5 sekunder +/-10%

## Supportability

1. (M) Softwaren skal opbygges efter trelagsmodellen

# Design 3

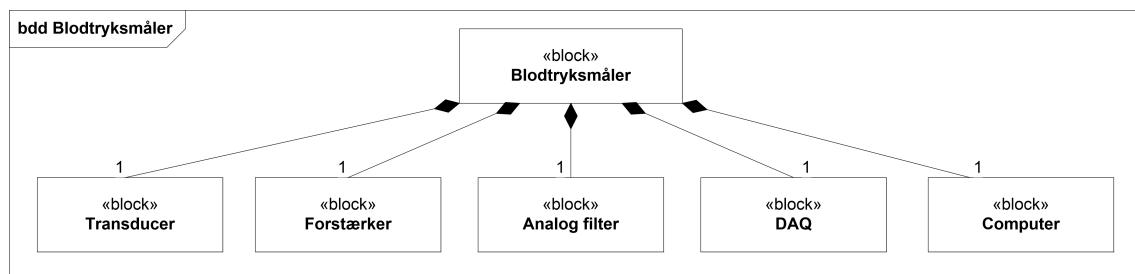
| Version | Dato       | Ansvarlig     | Beskrivelse                             |
|---------|------------|---------------|---|
| 0.1     | 8/09 2015  | Alle          | Oprettelse af dokument                  |
| 0.2     | 27/10 2015 | SSK, NHL, FRM | Påbegyndelse af hardware design         |
| 0.3     | 04/11 2015 | TSN, JTH, MFJ | Påbegyndelse af software design         |
| 0.2     | 06/11 2015 | Alle          | Første udkast til færdigt design afsnit |
| 0.3     | 16/11 2015 | Alle          | Review rettelser af design afsnittet    |

## 3.1 Indledning

Formålet med designafsnittet er at beskrive hardwaren og softwaren for blodtryksmålingssystemet. Systemet beskrives ved hjælp af udregninger, diagrammer, figurer og skitser som tydeliggør, hvordan de forskellige delelementers funktionalitet er, samt hvilke tanker der ligger til grund for den endelige implementering (se afsnit 4.1 for hardware og afsnit 4.2 for software).

## 3.2 Hardware arkitektur

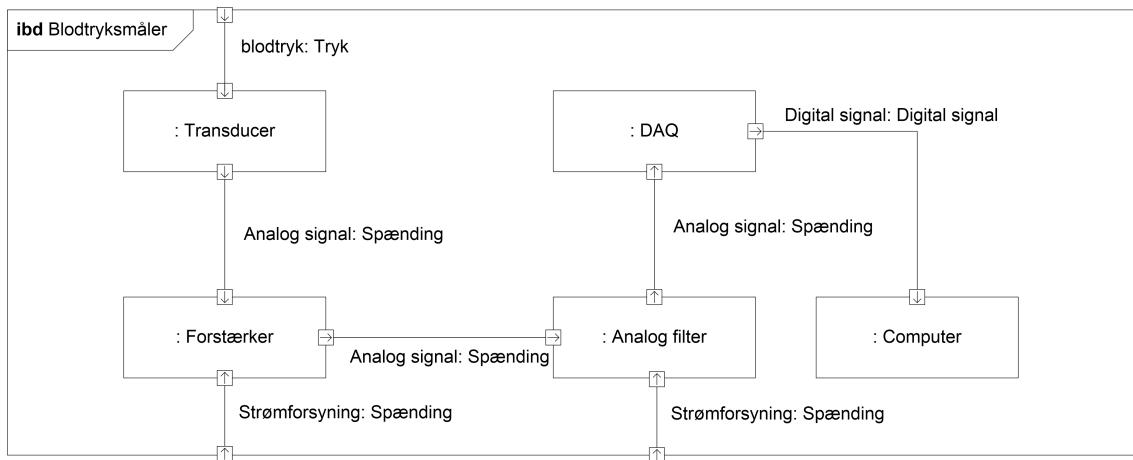
I følgende afsnit beskrives blodtryksmålingssystemet og dets delkomponenters opbygning.



Figur 3.1: Blokdiagram for blodtryksmålingssystemet.

Ud af blokdiagrammet, figur 3.1, kan man se, at blodtryksmålingssystemet består af en

transducer, en forstærker, et analogt filter, en DAQ og en computer.



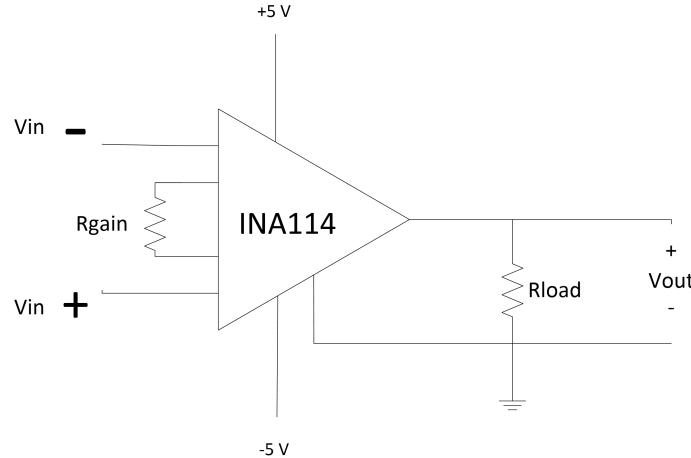
Figur 3.2: Internt blokdiagram for blodtryksmålingssystemet.

Ud af det interne blokdiagram, figur 3.2, kan det ses, at blodtrykket i form af det målte tryk kommer ind i transduceren. Transduceren, som omformer det målte tryk til et spændingssignal, sender signalet videre til forstærkeren. Fra forstærkeren sendes signalet over i det analoge filter og derfra ind i DAQ'en. Endeligt sendes det digitale signal fra DAQ'en over i en computer, der fortolker signalet som et billede, der vises til omverdenen.

### 3.2.1 Design af forstærker

Forstærkeren er designet med tanke på, at det er meget små spændinger, der arbejdes med. Grundet dette, er en almindelig operationsforstærker fravalgt, da dens reelle indgangsimpedans er for lav. En instrumentationsforstærkers indgangsimpedans i den virkelige verden er højere, og den kan dermed opfange meget små signaler som f.eks. blodtryk, der opererer i mV.

Vejleder rådede herefter til, at der skulle bruges instrumentationsforstærkeren INA114. Forstærkerens design er valgt ud fra instrumentationsforstærkerens datablads anbefalinger og kan ses på figur 3.3.



Figur 3.3: Det overordnede design af forstærkeren.

$R_{gain}$  er modstanden, som bestemmer hvor meget forstærkning instrumentationsforstærkeren skal give og  $R_{load}$  er den belastning, der kommer efter kredsløbet. I dette tilfælde er belastningen det analoge filter. For at finde  $R_{gain}$ 's størrelse, kræves viden om, hvor meget forstærkning, der er brug for. Dette findes ved at bestemme den maksimale spænding, som transduceren kan give i en blodtrykssituation. Dette regnestykke kan ses realiseret i ligning 3.1:

$$VT_{max} = T_{max} \cdot V_{max} \cdot Hg_{max} = 5 \frac{\mu V}{V/mmHg} \cdot 5V \cdot 250mmHg = 6,25mV \quad (3.1)$$

Spændingen ønskes skaleret op til DAQ'ens dynamikområde, som ligger omkring  $+/- 2,5V$ . Forstærkningsfaktoren udregnes ved simpel brøkregning, som ses på ligning 3.2:

$$G = \frac{2,5}{6,25 \cdot 10^{-3}} = 400 \quad (3.2)$$

INA114's datablad giver en ligning for udregning af forstærkning. Da forstærkningen er kendt, omskrives ligning 3.3, så modstanden  $R_{gain}$ 's værdi i stedet bestemmes:

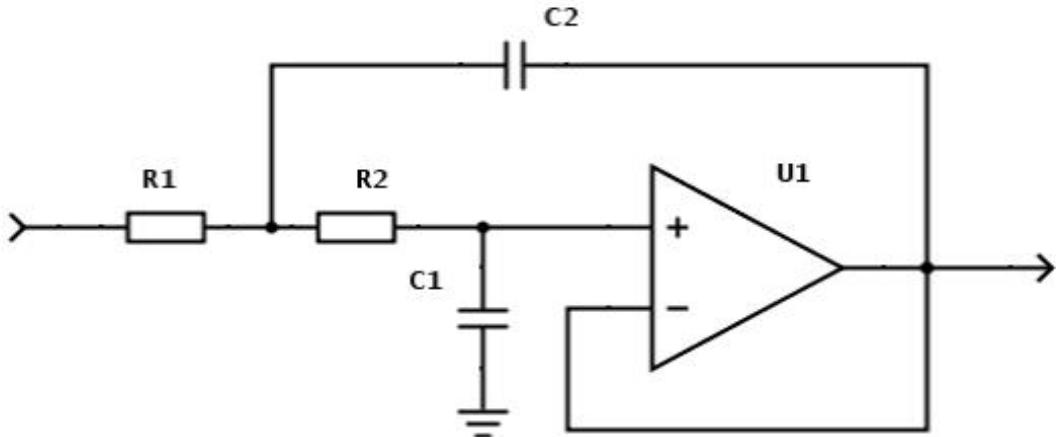
$$Gain = 1 + \frac{50k\Omega}{R_{gain}} \rightarrow G - 1 = \frac{50k\Omega}{R_{gain}} \rightarrow \frac{50k\Omega}{G - 1} = R_{gain} \quad (3.3)$$

Herefter kan den ohmske værdi af  $R_{gain}$  bestemmes, hvilket sker i ligning 3.4:

$$R_{gain} = \frac{50k\Omega}{400 - 1} = 125,31\Omega \quad (3.4)$$

### 3.2.2 Design af analogfilter

Filteret, som ses på figur 3.4, skulle realiseres som et aktivt 2. ordens lavpasfilter af typen Sallen-Key med unity gain, hvor båndbredden er på 50 Hz (se 3.4). Desuden skulle filteret yderligere designes som et Butterworth-filter med cutoff-frekvens på 50 Hz. C2 skulle vælges til at være 680 nF, det blev oplyst, at R1 skulle være lig med R2. Operationsforstærkeren blev opgivet til at være af typen OP27.



Figur 3.4: Unity gain 2. ordens Sallen-Key lavpas konfiguration

Et Butterworth-filter har en dæmpningsfaktor på 0,7, fordi der, i et Butterworth-filter, er blevet prioriteret et fladt frekvensområde, frem for hurtig dæmpning. Der blev brugt en hjemmeside som hjælpemiddel til at finde overføringsfunktionen for Butterworth-lavpasfilteret.[1] Denne ligning kan ses i ligning 3.5:

$$\frac{V_{out}(S)}{V_{in}(S)} = \frac{\frac{1}{R_1 C_1 R_2 C_2}}{s^2 + s(\frac{1}{R_2 C_2} + \frac{1}{R_1 C_2}) + \frac{1}{R_1 C_1 R_2 C_2}} \quad (3.5)$$

Da det er blevet opgivet, at  $R_1 = R_2$  kan overføringsfunktionen forkortes, som set på ligning 3.6.

$$\frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{\frac{1}{R^2 C_1 C_2}}{s^2 + s(\frac{2}{RC_2}) + \frac{1}{R^2 C_1 C_2}} \quad (3.6)$$

Dernæst sammenlignes med standardformlen for overføringsfunktionen for et andet ordens filter på figur 3.7:

$$\frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{\frac{1}{R^2 C_1 C_2}}{s^2 + s(\frac{2}{RC_2}) + \frac{1}{R^2 C_1 C_2}} = \frac{\omega_0^2}{s^2 + s(2\zeta\omega_0) + \omega_0^2} \quad (3.7)$$

Ud fra dette kan komponentværdierne regnes for R, idet vi har en opgivet værdi for  $\frac{2}{RC_2}$ , som vist på figur 3.8:

$$\frac{2}{RC_2} = 2\zeta\omega_0 \quad (3.8)$$

Der blev herefter brugt Mathcad til at isolere R, og udregne værdien af denne. Dette kan ses på figur 3.9:

$$\frac{2}{R \cdot 680 \cdot 10^{-9}} = 2 \cdot 0.7 \cdot (50 \cdot 2 \cdot \pi) \text{ solve}, R \rightarrow \frac{250000}{17 \cdot \pi} = 6.687 \times 10^3 \quad (3.9)$$

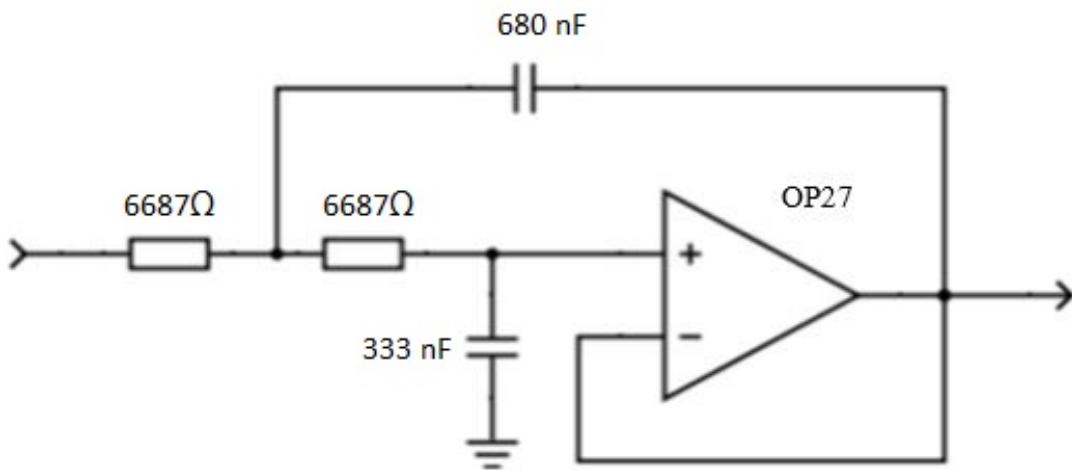
Dernæst kan komponentværdien for C1 udregnes:

$$\frac{1}{R^2 C_1 C_2} = \omega_0^2$$

Ved hjælp af Mathcad isoleres C1.

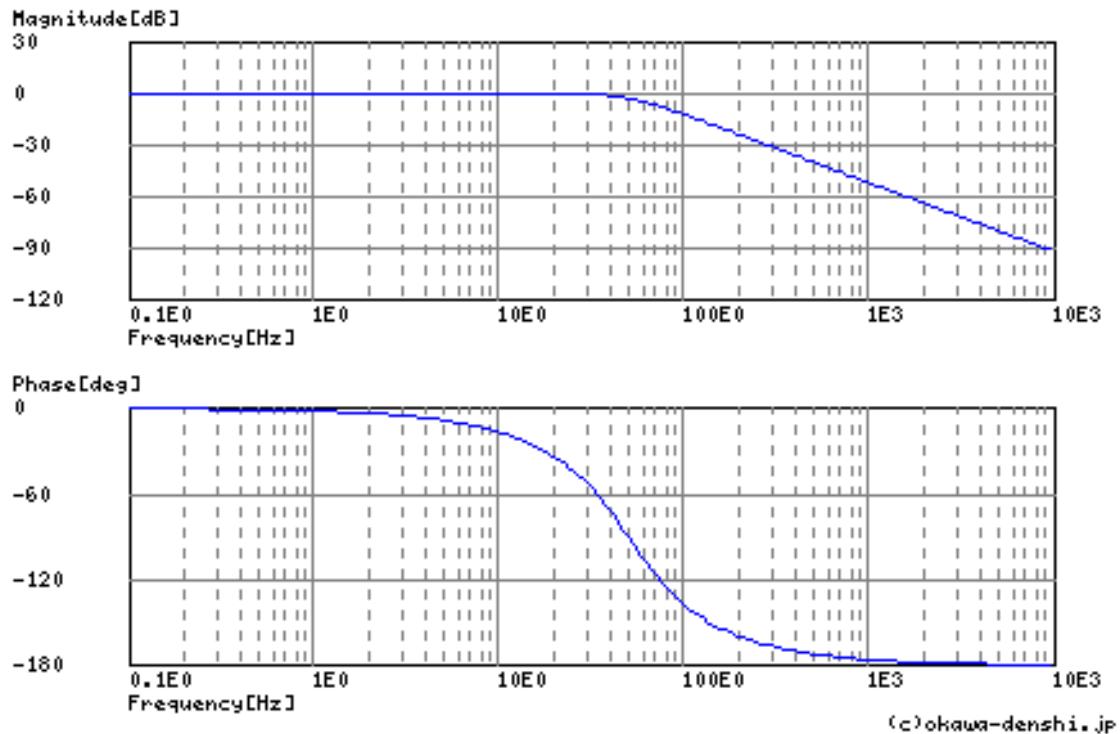
$$\frac{1}{(6.687 \times 10^3)^2 \cdot (680 \cdot 10^{-9}) \cdot C_1} = (50 \cdot 2\pi)^2 \text{ solve}, R \rightarrow 333, 2 \times 10^{-9} \quad (3.10)$$

Derved er komponentværdierne for kredsløbet fundet og kan ses indskrevet på 3.4.



Figur 3.5: Unity gain 2. ordens Sallen-Key lavpas konfiguration med indsatte komponentværdier.

For at underbygge teorien omkring filteret, blev der ved hjælp af værktøjet "Sallen-Key Low-pass Filter Design Tool" udarbejdet et bodeplot [1]. Dette kan ses nedefor på figur 3.6.



Figur 3.6: Bodeplot af overføringsfunktionen

### 3.2.3 Grænseflader

Grænsefladerne for hardwareblokkene er beskrevet i tabel 3.2:

| Navn       | Input           | Output          | Interval                                  | Beskrivelse   |
|------------|-----------------|-----------------|---|---|
| Transducer | Tryk            | Spænding        | Ind; -50 mmHg<br>Ud; 0 til 6,25 mV        | Transduceren, i form af en straingauge, reagerer i forhold til trykændringer, og udsender en spænding, som ændrer sig i forhold til tryk. |
| Forstærker | Spænding        | Spænding        | Ind; 0 til 6,25 mV<br>Ud; -2,5V til 2,5V  | Forstærkeren modtager det svage signal fra transduceren, og forstærker signalet op, så det matcher DAQ'ens dynamikområde.                 |
| Filter     | Spænding        | Analogt signal  | Ind; -2,5V til 2,5V<br>Ud; -2,5V til 2,5V | Filteret modtager det forstærkede signal fra forstærkeren og filtrerer signalet.  |
| DAQ        | Analogt signal  | Digitalt signal | Ind; -2,5V til 2,5V<br>Ud; -2,5V til 2,5V | DAQ'en konverterer det analoge signal fra filteret til et digitalt signal, som computeren modtager  |
| Computer   | Digitalt signal | Grafisk billede |   | Computeren modtager et digitalt signal fra DAQ'en, som bliver behandlet i koden.  |

Tabel 3.2: Grænsefladetabel

### 3.3 Software arkitektur

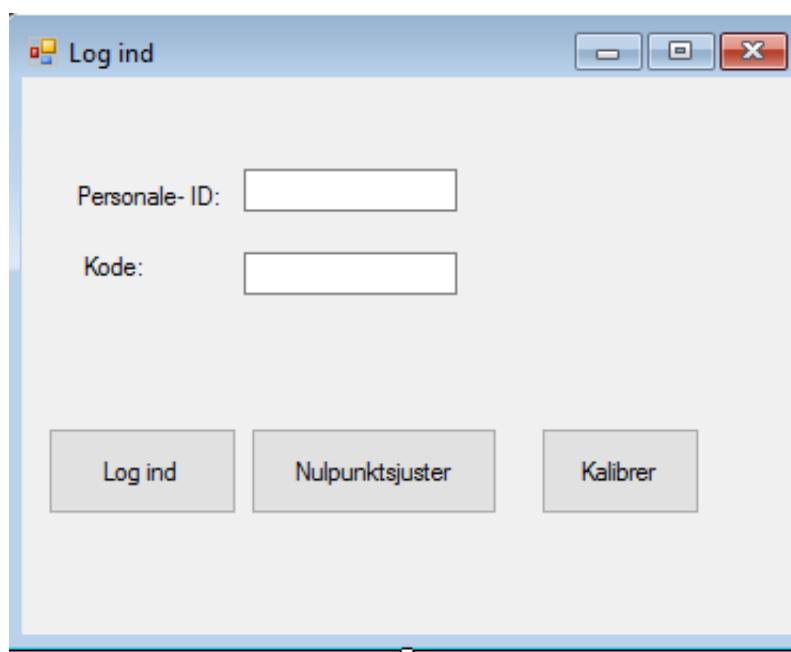
#### 3.3.1 GUI

Dette afsnit beskriver, hvilke tanker og overvejelser der er gjort i forbindelse med designet af diverse brugergrænseflader. Nedenfor ses udkast til disse brugergrænseflader. Den endelige udgave af brugergrænseflader kan ses i afsnit 4.2.

Designet af brugergrænsefladen er blevet udført ud fra de 16 principper for gode brugergrænseflader [2]. Der er ligeledes i "Form1" hentet inspiration fra allerede eksisterende blodtryksmonitor. I designet af brugergrænsefladen bestræbes der efter at gøre det så virkelighedsnært som muligt ud fra de redskaber og oplysninger, der er til rådighed.

Brugergrænsefladen er inddelt i tre forskellige vinduer. De tre vinduer er henholdsvis "Log ind", "Form1" og "Gem": De personer, der interagerer med brugergrænsefladen er sundhedsfagligt personale som typisk vil være en læge eller sygeplejerske. Dette er der også taget højde for i designet, da der aldrig vil være andre end det sundhedsfaglige personale, altså en skærpet målgruppe, der interagerer med brugergrænsefladen.

Nedenfor kommer der en uddybende beskrivelse af brugergrænsefladen.



Figur 3.7: Login vindue

I figur 3.7 er der taget udgangspunkt i, at brugergrænsefladen skal være enkel og overskuelig opbygget. Der skal ikke være nogle overflødige ting og de knapper, der er vigtige som bruger skal benytte, skal stå tydeligt frem. Opbygningen skal afspejle brugerens logik.

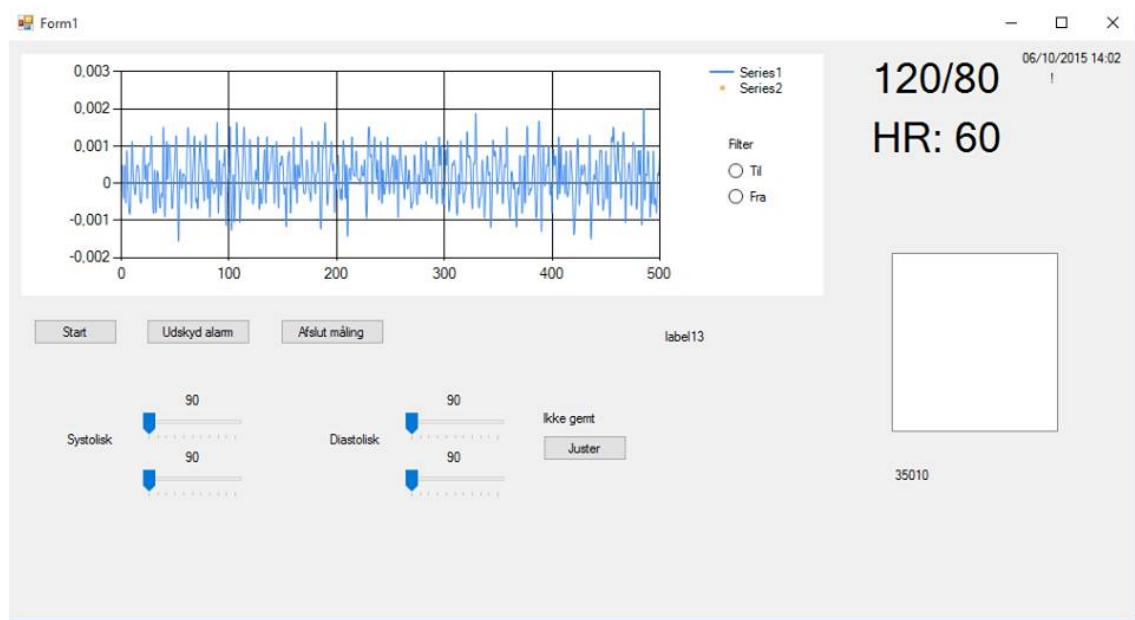
Tankerne omkring den enkle opbygning er, at hvis der opstår en akut situation, hvor systemet skal i gang hurtigt, skal det være nemt og hurtigt at logge ind i systemet. Det er vigtigt, at knapperne er selvforklarende og giver brugeren det, der forventes af knappen, når den benyttes.

Der er taget højde for feedback til bruger. Ved forkert login får brugeren en besked om, at login er indtastet forkert, og der skal prøves forfra.



Figur 3.8: Kalibrer vindue

Vist på figur 3.8, hvor der her er lagt vægt på det funktionelle med et enkelt og simpelt design. Der er vejledende tekst, som gør det nemt for aktøren at finde ud af systemet.



Figur 3.9: Blodtryksvindue

I blodtryksvinduet, vist på figur 3.9, er opbygningen mere kompliceret og med flere knapper end ved "Login" og "Gem": Der er taget højde for, at knapperne er selvforklarende og deres navne afspejler de bagvedliggende handlinger. Dette medfører, at brugeren stadig har et

overblik over brugergrænsefalden og stadig selv kan kontrollere hvad der skal ske. Denne brugergrænseflade er ikke tiltænkt nye brugere, men derimod brugere, der har et kendskab til den og til hvilke sundhedfaglige værdier og udtryk, der vises i vinduet. Derfor benyttes brugerens sprog på brugergrænsefalden, altså med fagterminer.

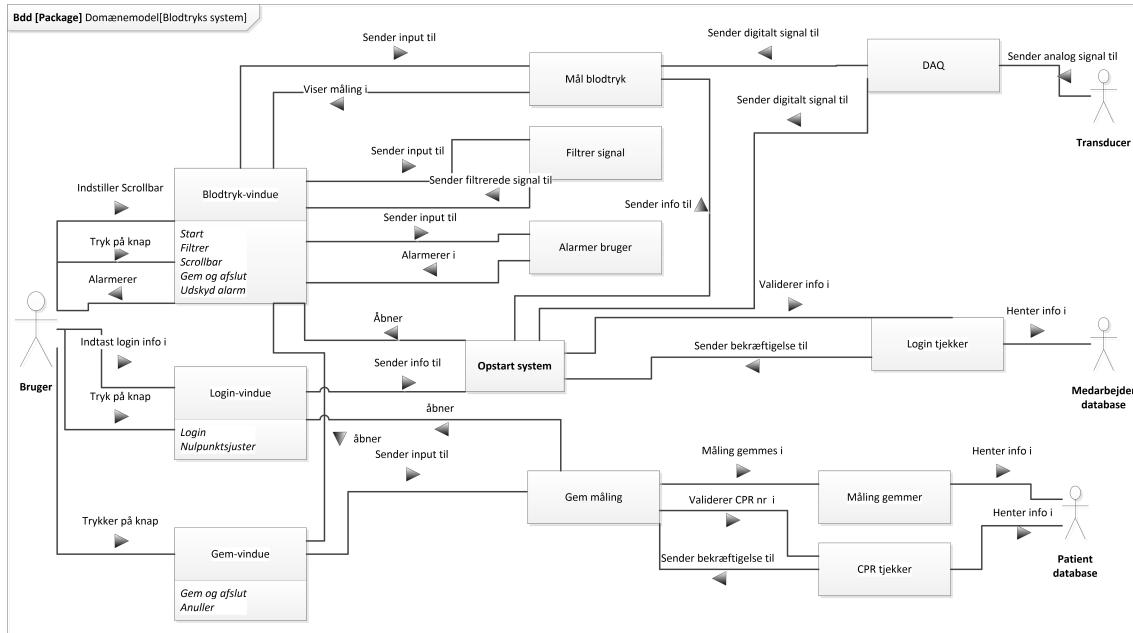


Figur 3.10: "Gem" -vindue

På figur 3.10, "Gem"-vinduet, er der igen taget udgangspunkt i en enkel opbygning og at knapperne, der skal bruges er tydelige og selvforklarende. Det er her også brugerens logik, der afspejles og ingen unødvendige ting er inddraget i brugergrænsefladen. Det er her muligt at afbryde situationen ved, at der er en alternativ udvej, som kan bruges, hvis den opstartede handling fortrydes. Der er taget højde for feedback til brugeren, hvis der indtastes forkert CPR-nummer, får brugeren det at vide i et pop op-vindue.

### 3.3.2 Domænemodel

Diagrammet viser en domænemodel for blodtryksmålingssystemet. Dette diagram giver et godt overblik over systemet som helhed og hvilke elementer, der indgår i systemet. Diagrammet viser, hvordan brugeren interagerer med systemet, og hvordan systemet forløber, efter det igangsættes af bruger.



Figur 3.11: Domænemodel

### 3.3.3 Appliktionsmodel

Appliktionsmodellen er en model der på baggrund af domænemodel og use cases udarbejdes software-relaterede klasse-appliktionsmodeller, sekvensdiagrammer og opdaterede klasse-appliktionsmodeller.

Her er det ikke-opdateret klassediagram udeladt, hvorfor sekvensdiagram og opdaterede klasse-appliktionsmodel er udarbejdet på baggrund af fiktive metoder. De faktiske metoder kan ses i afsnit 4.2.4.

### Sekvensdiagram

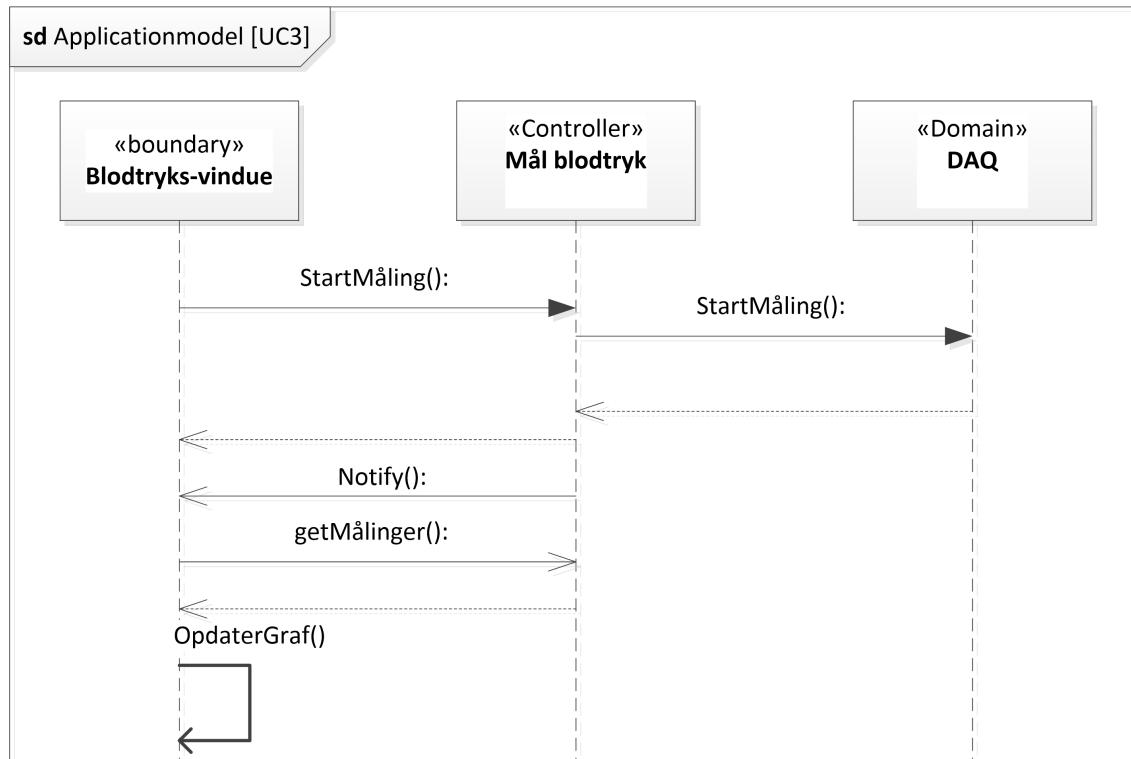
Sekvensdiagrammet er et interaktionsdiagram, der viser, hvordan processer i systemet forløber. Use casene ligger til baggrund for udarbejdelsen af sekvensdiagrammerne.

Der er blevet lavet et sekvensdiagram for hver use case for at give det bedste overblik over hver handling i forhold til systemet. I sekvensdiagrammet har vi brugt virtuelle metodekald til at beskrive forløbet. I use case 2-7 er det brugeren, der interagerer med systemet og er initiatør for, at handlingerne bliver udført.



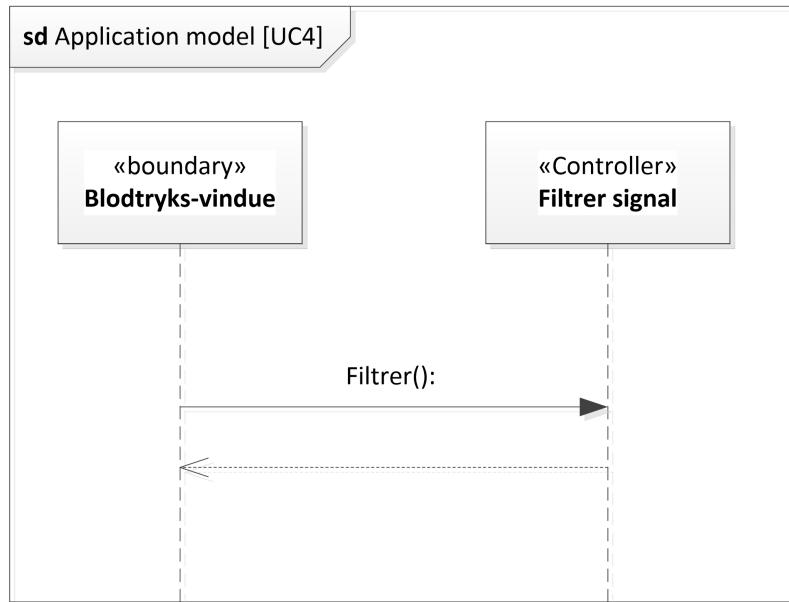
Figur 3.12: Sekvensdiagram UC2

På figur 3.12 ses det, hvordan brugeren logger ind i systemet, og hvordan brugeren får systemet nulpunktsjusteret. Det er brugeren, der interagerer med systemet og er initiatør for, at handlingerne bliver udført.



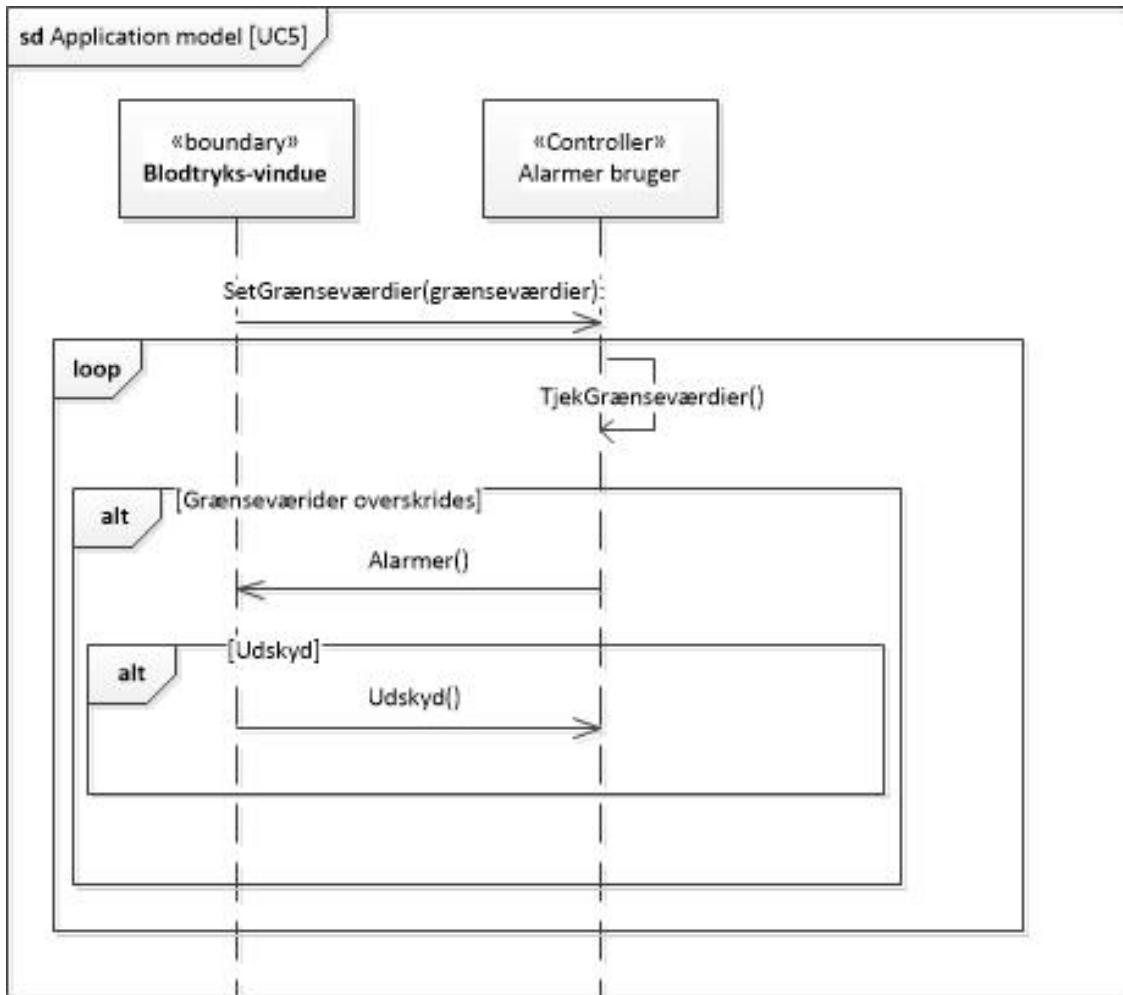
Figur 3.13: Sekvensdiagram UC3

Figur 3.13 viser, hvordan brugeren starter målingen, og hvordan graferne vises på brugergrænsefladen.



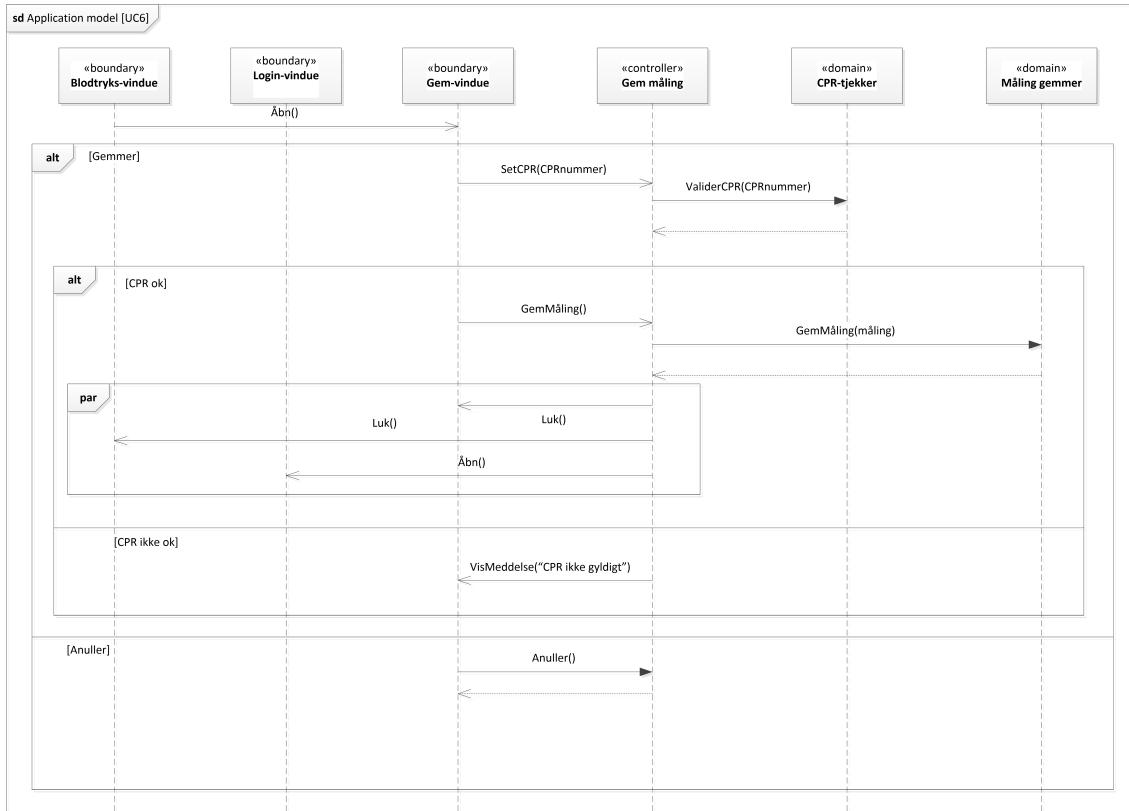
Figur 3.14: Sekvensdiagram UC4

I sekvensdiagrammet figur 3.14 ses, hvordan brugeren kan vælge om blodtrykssignalet skal filtreres eller ej.



Figur 3.15: Sekvensdiagram UC5

Det ses på figur 3.15, hvordan brugeren justerer grænseværdierne for patientens blodtryk. Denne justering sker ud fra patientens målte blodtryk. De justerede grænseværdier ligger til grundlag for alarmen. Desuden viser figuren, at brugeren har mulighed for at udskyde alarmen.

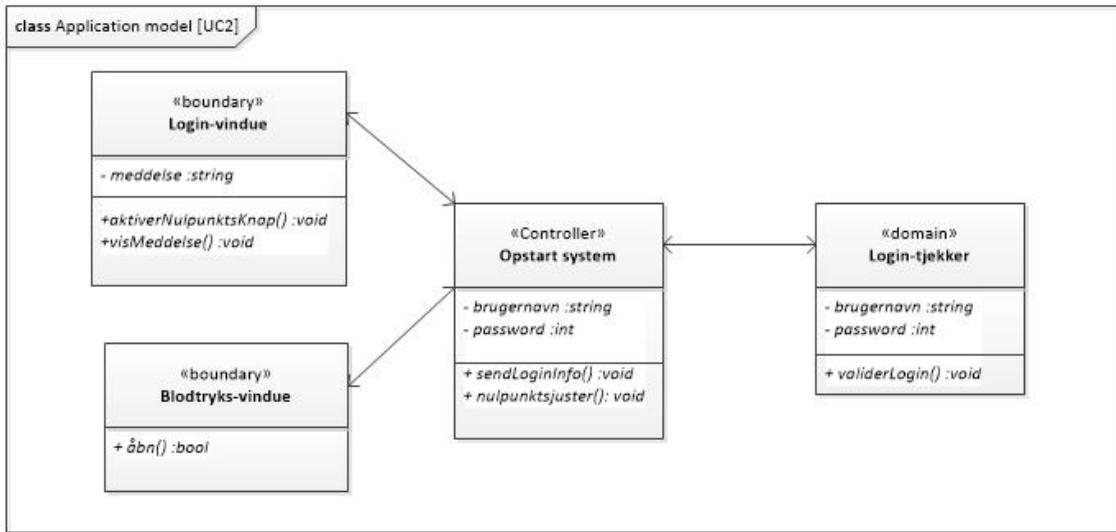


Figur 3.16: Sekvensdiagram UC6

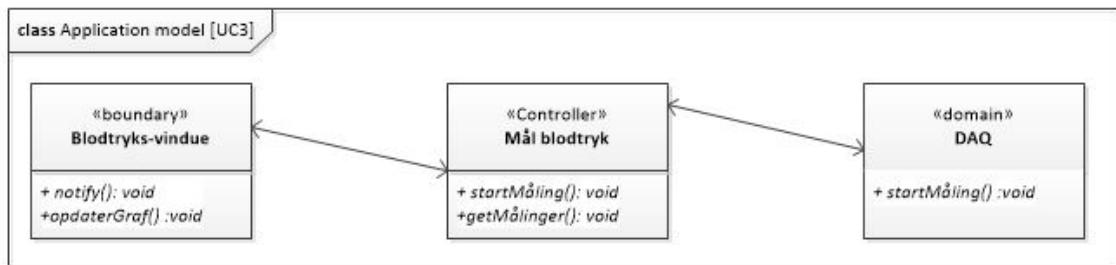
Figur 3.16 viser, hvordan systemet gemmer og afslutter en måling.

### Opdateret applikationsmodel

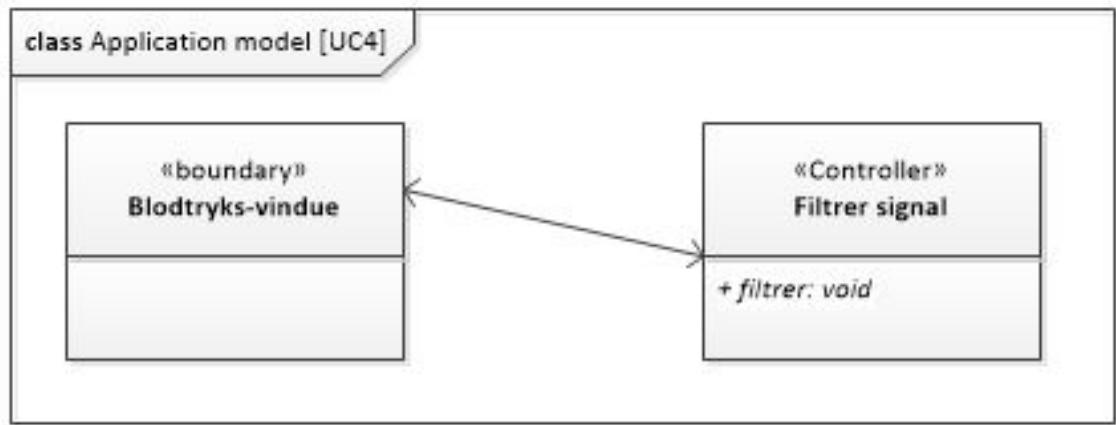
Klasse-applikationsmodellerne er udarbejdet ud fra use casene, sekvensdiagrammer og domænemodellen. Der er ligesom ved sekvensdiagrammerne lavet et klassediagram for hver use case. Der er også her brugt virtuelle metoder.



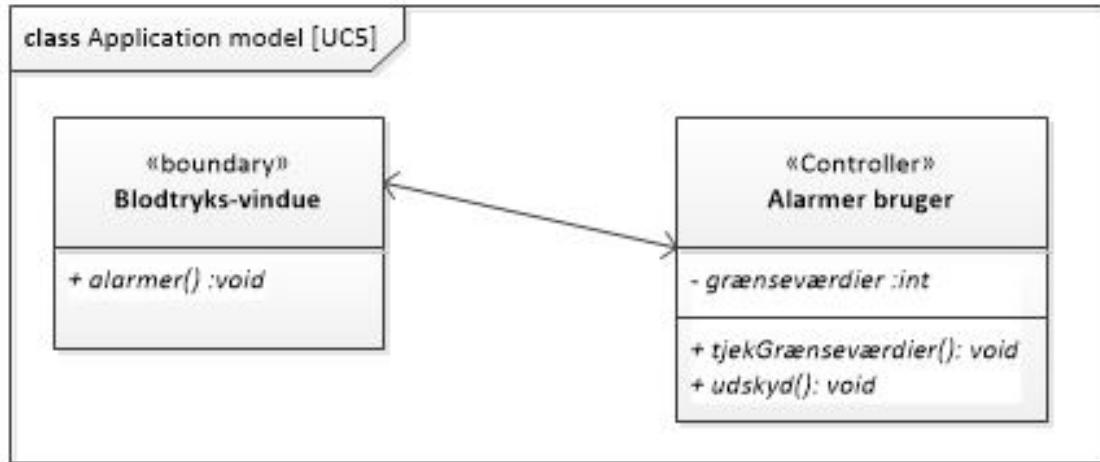
Figur 3.17: Klassediagram UC 2



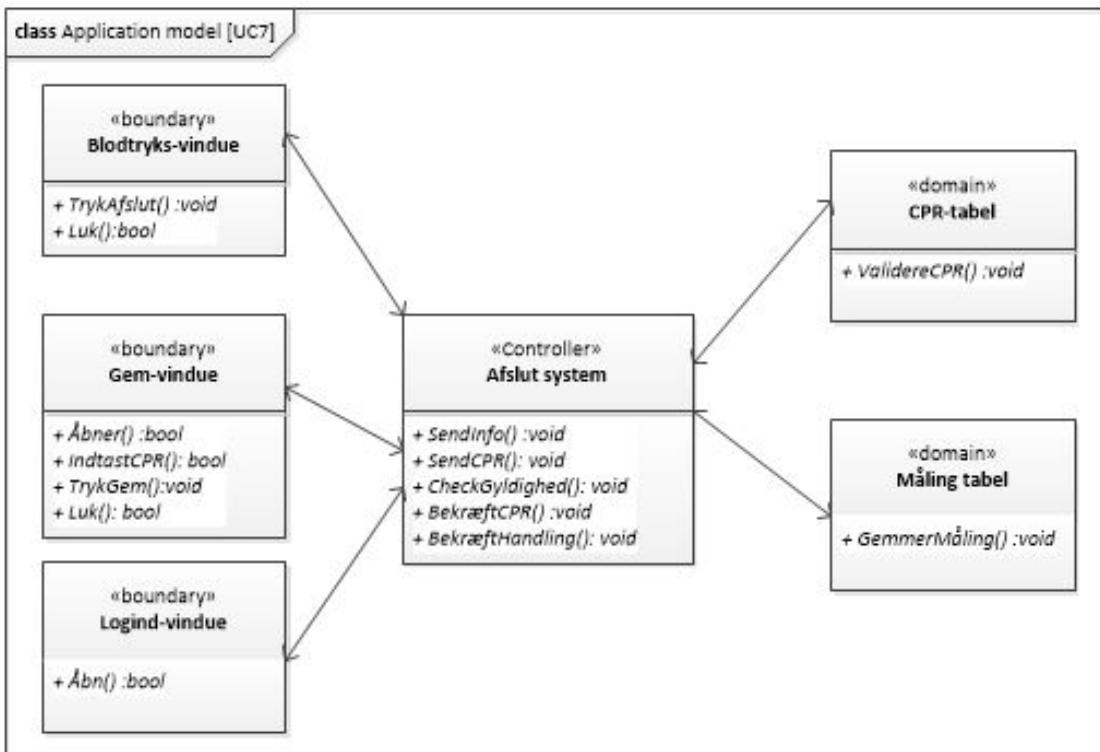
Figur 3.18: Klassediagram UC 3



Figur 3.19: Klassediagram UC 4



Figur 3.20: Klassediagram UC 5



Figur 3.21: Klassediagram UC 7

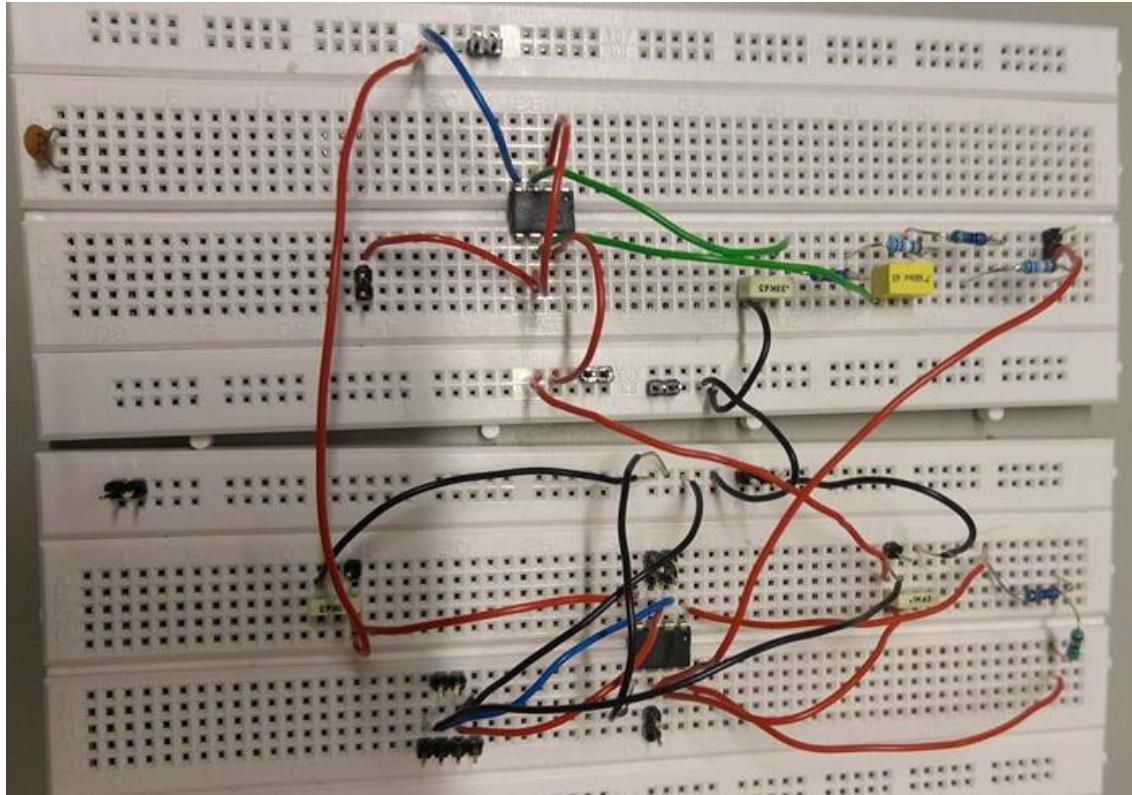
# Implementering 4

---

| Version | Dato       | Ansvarlig     | Beskrivelse                                    |
|---------|------------|---------------|--|
| 0.1     | 8/09 2015  | Alle          | Oprettelse af dokument                         |
| 0.2     | 07/12 2015 | SSK, NHL, FRM | Påbegyndelse af hardware implementeringsafsnit |
| 0.3     | 10/12 2015 | TSN, JTH, MFJ | Påbegyndelse af software implementeringsafsnit |

## 4.1 Hardware implementering

Efter teorifasen blev de to blokke bygget op. Forstærkeren og filteret blev bygget på hver sit fumlebræt, dels på grund af pladsmangel og dels på grund af større sammenhæng mellem arkitekturen og det endelige produkt.



Figur 4.1: Opstilling af forstærker og filter

### Hardware overvejelser

I udviklingen af hardwaren, opstod der problemstillinger, som gjorde, at der var nogle komponentvalg, som var nødvendige at genoverveje.

Et af de største problemer var brugen af operationsforstærker i forstærkerblokken. En reel operationsforstærker har ikke en uendelig indgangsmodstand, som i den ideelle verden, og der er derfor en risiko for, at den lave spænding fra transduceren simpelthen ikke ville kunne passere forstærkeren. Det blev derfor valgt at bruge en instrumentationsforstærker i stedet, da den reelle komponents egenskaber ligger langt tættere på dens ideelle modpart, og derfor var bedre egnet i kredsløbet. En anden fordel ved instrumentationsforstærkeren er, at den er meget let at justere forstærkning på.

En anden stor fordel ved instrumentationsforstærkeren er, at common mode rejection ratio er meget høj. Common mode noise er støj, fra det omkringliggende miljø. Da en instrumentationsforstærkers forstærkning kommer fra forskellen mellem dens to indgange, kan støj påvirke forstærkningen, især når der arbejdes med så lave forstærkninger, som dem, der kommer fra transduceren. Ofte er der dog støj på begge indgange, og i den ideelle verden ville dette ikke påvirke forstærkningen. I den reelle verden kan støjen dog også ende med at blive forstærket. Common mode rejection ratio beskriver hvor god en komponent er til at sortere støj fra. Den brugte instrumentationsforstærker har en common mode rejection ratio på 120 dB, hvilket vurderes til en fornuftig værdi.

En anden ting ved forstærkeren, som blev nødt til at blive ændret, var det dynamik område, som skulle udnyttes. Oprindeligt havde gruppen bestemt, at det filtrerede signal skulle ligge imellem  $-5V$  og  $+5V$ . Grundet en forstærkers manglende evne til at forstærke et signal op til dens forsyningsspænding, så blev det vurderet, at det var nødvendigt at ned sætte signalområdet fra  $-2,5V$  til  $+2,5V$ . Det var muligt at forstærke signalet yderligere, men grænsen blev sat til denne værdi, fordi signalområdet matcher et dynamikområde på DAQ'en.

Designet af filteret, lå fast på forhånd, og der var derfor ikke meget der kunne ændres i dette. Operationsforstærkeren var oplyst til at skulle være af typen OP27, da denne ligeledes har en god common mode rejection. Grundet mangel på præcise komponenter, blev der sat to modstande i serie, for at komme så tæt på den udregnede værdi, som muligt.

Det blev desuden valgt at systemet skulle forsynes af Analog Discovery, frem for et batteri. Dette skyldes at Analog Discovery giver en stabil strøm, som ikke har brug for at blive afbalanceret af en spændingsudligner. Det blev vurderet at usikkerhederne ville udligne hinanden, og der var flere fordele ved at bruge Analog Discovery.

### Implementering af forstærkeren

Den samlede stykliste for forstærkeren er vist i tabel 4.2:

| Komponent                  | Antal | Type          |
|----------------------------|-------|---------------|
| Modstand                   | 1     | $120\ \Omega$ |
| Modstand                   | 1     | $4.8\ \Omega$ |
| Kondensator                | 2     | $100\ nF$     |
| Instrumentationsforstærker | 1     | INA114        |

Tabel 4.2: Forstærkertabel

For forstærkeren gælder det, at den beregnede  $R_{gain}$  er  $125,31\Omega$  som det kan ses ud af komponentlisten består  $R_{gain}$  i praksis af to modstande på henholdsvis  $4,8\Omega$  og  $120\Omega$ , som er sat i serie.  $R_{gain}$  modstanden er i praksis  $124,8\Omega$ . I praksis er  $R_{gain}$   $0,51\Omega$  mindre end den i teorien skulle have været.

### Implementering af filteret

Den samlede stykliste for filteret er som vist på tabel 4.3:

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

Tabel 4.3: Filtertabel

Det analoge filter består blandt andet af en 330 nF kondensator,  $C_1$ , som i teorien er beregnet til at skulle have været 333,2 nF. I praksis er kondensatoren  $C_1$  3,2 nF mindre, end den i teorien er beregnet til at skulle have været. Filteret består desuden af to modstande  $R_1$  og  $R_2$ , som er identiske. I det realiserede analoge filter består hver modstand af to modstande på henholdsvis 6200 $\Omega$  og 470 $\Omega$ , som er sat i serieforbindelse. Dermed er både  $R_1$  og  $R_2$  6670 $\Omega$  i praksis. I teorien var  $R_1$  og  $R_2$  udregnet til at skulle være 6687 $\Omega$ . I praksis er modstanden derfor 17 $\Omega$  mindre end teorien foreskriver.

Generelt er der valgt at se bort fra de afvigelser, der er for komponentværdierne i praksis sammenlignet med de i teorien beregnet. Det er valgt da afvigelserne er relativt små i forhold til det pågældende komponent. For modstandende er der desuden 1% usikkerhed, hvilket betyder, at man alligevel ikke kan være helt sikker på komponentværdien.

På baggrund af de i praksis anvendte komponenter er den reelle knækfrekvens for det analoge filter beregnet. Til det formål er formlen som set på figur ?? anvendt.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1C_1R_2C_2}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{6687 \cdot 333,2 \times 10^{-9} \cdot 6687 \cdot 680 \times 10^{-9}}} = 50,37Hz \quad (4.1)$$

Desuden er den reelle  $\zeta$  for dette filter, ifølge Okawa-Denshi, 0,697.

## 4.2 Software implementering

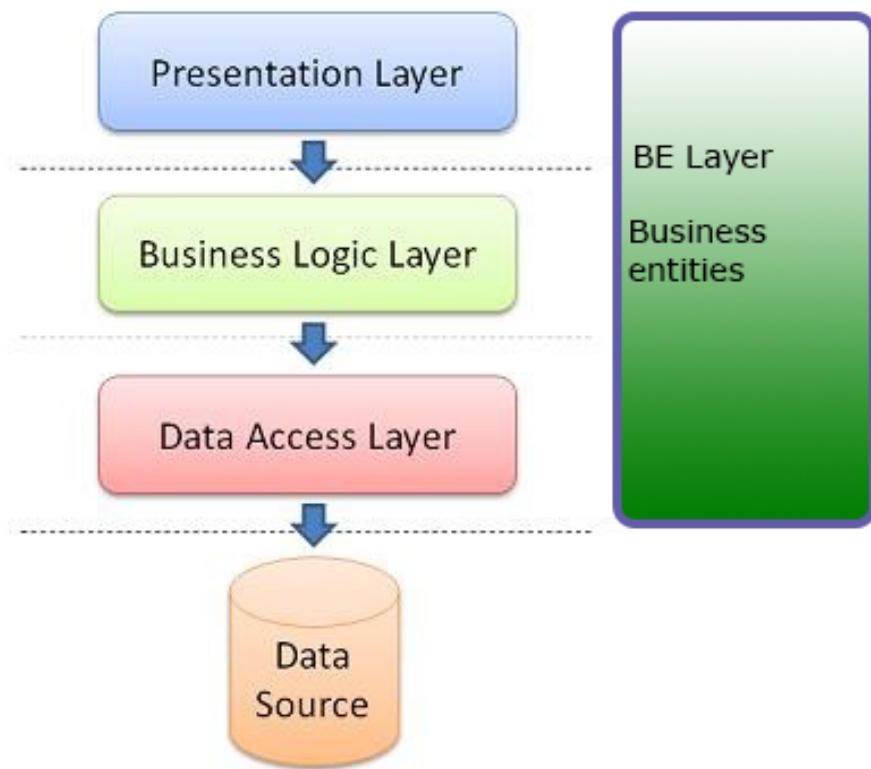
Implementeringsafsnittet beskriver, hvilke faktiske handlinger der er foretaget ud fra arkitektur- og designafsnittet. Yderligere beskriver afsnittet, hvilke softwareorienterede metoder, der er benyttet, for at løse problemstillingen.

### 4.2.1 3-lagsmodellen

Softwareen er først og fremmest 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 softwarearkitektur at bruge til systemudarbejdelse, når der arbejdes i grupper. Dette skyldes, at der kan arbejdes på to forskellige lag af to personer samtidigt, hvis bare grænsefladerne bliver overholdt. 3-lagsmodellen er bygget op som vist på figur 4.2:

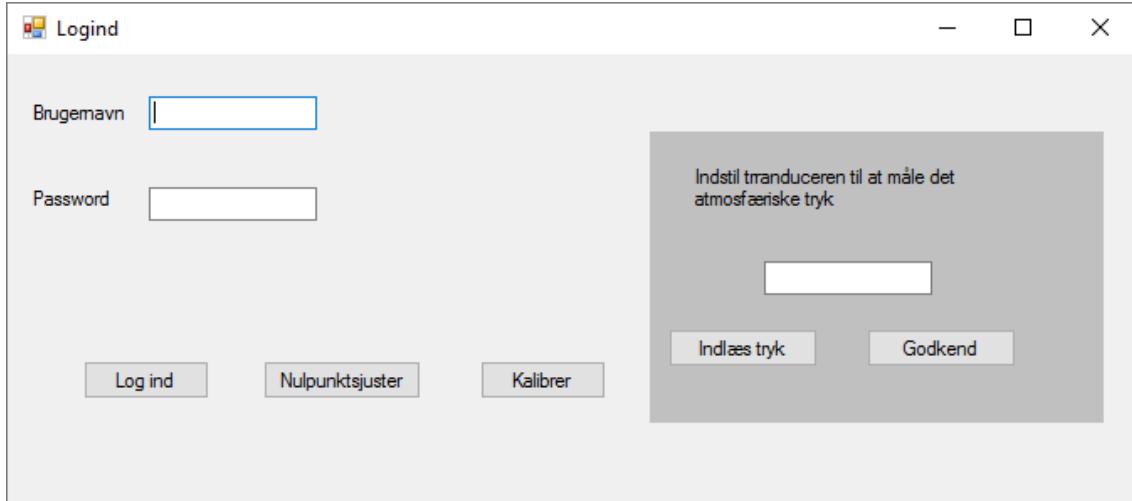


Figur 4.2: 3-lagsmodellen

### Præsentationslag

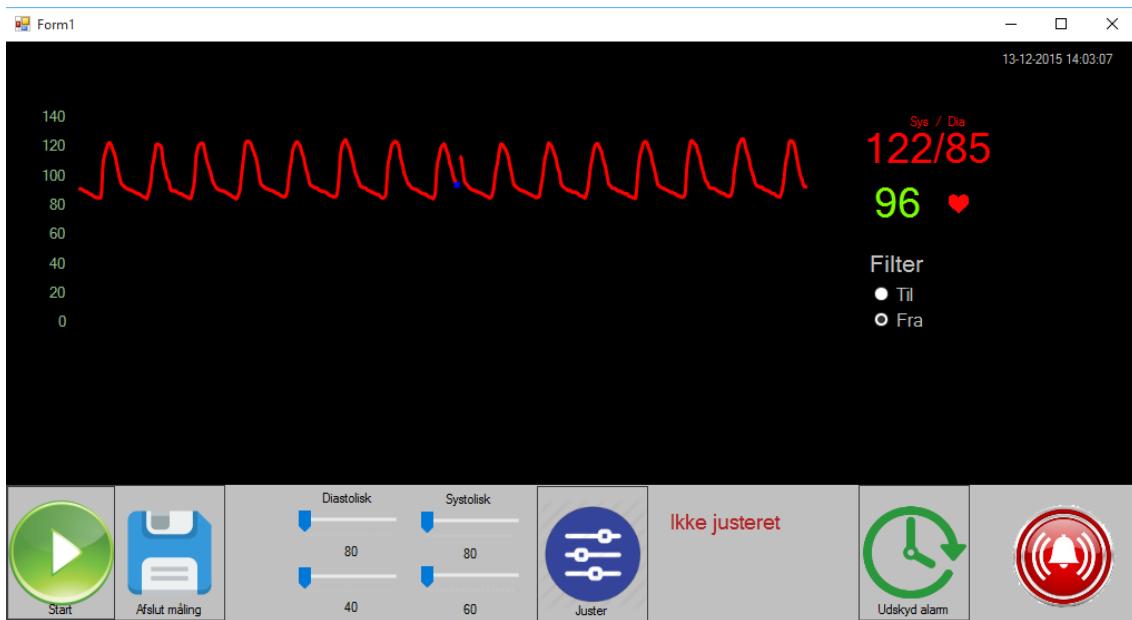
Som vist på figur 4.2, er blodtrykssystemet bygget op med først et præsentationslag bestående af tre vinduer, som brugeren kan interagere med.

"Login"-vinduet, bestående af tekstbokse til brugernavn og kodeord, samt paneler til både kalibrering og nulpunktsjusteringen, som vist på figur 4.3:



Figur 4.3: Login GUI

Dernæst åbnes hovedvinduet, hvor blodtrykssignalet vises grafisk, samt brugerens har mulighed for at benytte en række funktioner i form af knapper og trackbars, som set på figur 4.4



Figur 4.4: Blodtrykssystem hoved brugergrænseflade

Til sidst vises et vindue for gemmefunktionen, hvor bruger skal indtaste et CPR-nummer, samt bekraeft afslutning af målingen, se figur 4.5:



Figur 4.5: Gem GUI

### Logiklag

Logiklaget er det lag, der spiller sammen med både data- og præsentationslag. Sammenspillet med præsentationslaget fungerer ved brugerens interaktion med systemet bearbejdes i logiklaget. Et eksempel herpå er det digitale filter, hvor brugeren gennem brugergrænsefladen tilslutter filteret. Dette igangsætter en metode i logiklaget, som sørger for, at signalet filtreres. Metoden er vist i figur 4.7 og figur 4.6:

```
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]);
}
```

Figur 4.6: Dataudvælgelse funktionen i logik-klassen

```

1 reference
public double filtrer(List<double> liste, double lastValue)
{
    if (liste.Count > 0)
    {
        return liste.Average();
    }

    return lastValue;
}

```

*Figur 4.7: Filtrer() i filter-klassen*

Figur 4.6 tager fem værdier og sender videre til filtrer(), som tager gennemsnittet på disse værdier, hvorefter gennemsnittet sendes tilbage til logik-klassen. Dette kaldes for moving average, som er en form for FIR-filter.

### Datalag

Datalaget er det lag, som spiller sammen med databasen og logiklaget. Det vil sige, at datalaget modtager brugerinputs fra brugergrænsefladen gennem logiklaget. Herefter henter datalaget informationer i en database, som efterfølgende sendes retur til logiklaget. Eksempelvis bliver login-oplysninger tjekket i databasen via datalaget, hvilket er vist i figur 4.8:

```

1 reference
public bool checkLogin(string username, string password)
{
    bool resultat = false;
    cmd = new SqlCommand("select kodeord from personale where personale_id ='" + username +
    conn.Open();

    // Udfør det ønskede SQL statement på DB
    rdr = cmd.ExecuteReader();
    if (rdr.Read())
    {
        resultat = (password.Equals(rdr.GetString(0)));
    }

    conn.Close();
    return resultat;
}

```

*Figur 4.8: checkLogin()*

Figur 4.8 viser, hvordan checkLogin() opretter forbindelse til en privat database, hvorefter de indtastede værdier tjekkes i databasen. Til slut lukkes forbindelsen igen. Værdierne, der tjekkes med, kan ses i personale-tabellen i databasen, som vist i figur 4.9:

|   | personale_id | kodeord |
|---|--------------|---------|
| ▶ | 1234         | fido    |
| * | NULL         | NULL    |

Figur 4.9: Personale-tabel

Herudover er det også i datalaget, at data bliver indlæst fra DAQ'en. Dette gøres ved at udnytte, at DAQ'en har et asynkront kald i sig. Dette asynkrone kald gør, at der bliver leveret data fra DAQ til datalag løbende istedet for i intervaller, som ville være tilfældet ved synkrone kald. Det asynkrone kald tillader altså, at portioner af koden bliver udført løbende.

#### 4.2.2 Tråde

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

Softwareen er opbygget efter 3-lagsmodellen, og der findes en tråd i hvert lag, som har forskellige opgaver.

I datalaget laver DAQ-klassen asynkrone kald, når der skal opsamles målinger fra hardwareneden. Ved at lave asynkrone kald vil opsamlingsprocessen køre i en tråd for sig selv, hvilket forhindrer at programmet låser, mens der måles. Et eksempel herpå ses på figur 4.10:

```

analogCallback = new AsyncCallback(AnalogInCallback);

// Use SynchronizeCallbacks to specify that the object
// marshals callbacks across threads appropriately.
analogInReader.SynchronizeCallbacks = true;
analogInReader.BeginReadWaveform(SamplesPerChannel,
analogCallback, myTask);

```

Figur 4.10: Kodestykke fra startMåling() i klassen "DAQklasse". Her ses det, der er anvendt et asynkront kald

I logiklaget er der også en tråd, og denne tråd sørger for at opsamle og behandle data fra datalaget. Ved at anvende en tråd her, er der mulighed for at udføre logiske operationer på datamængden, såsom filtrering, og sende denne videre til grafen i præsentationslaget. Når man arbejder med Windows Forms i C#, vil disse pr. automatisk ligge i sin egen tråd,

hvilket deraf også er tilfældet her.

For at opdatere form-elementer fra en anden tråd, skal disse opdateres gennem en invoke-metode. Dette betyder, at tråden tjekker, om den kan komme til, og hvis det er tilfældet, opdateres elementet, som vist i figur 4.11:

```
private delegate void UpdateUICallback();

private void opdaterGraf()
{
    List<double> liste;
    liste = blodtryk;

    if (liste.Count > 0)
    {
        if (label1.InvokeRequired)
        {
            UpdateUICallback d = new UpdateUICallback(opdaterGraf);
            this.BeginInvoke(d);
        }
        else
        {

```

Figur 4.11: Eksempel på en `UpdateUICallback`. Metoden kalder sig selv ind til den har fået udført kodestykkerne, der efterfølger "else"

Der er også andre ting, man skal være opmærksom på, når man arbejder med tråde. Der har i programmeringsarbejdet været problemer med, at der opstår en konflikt, når to tråde prøver at skrive til det samme objekt på samme tid.

For at imødekommne dette problem, er der anvendt en lås i form af en "mutex": På denne måde forhindre man, at datalagets dataopsamler skriver til den samme liste, som logiklaget er i gang med at udføre logiske operationer på, vist på figur 4.12:

```

M.WaitOne();
målinger.Clear();
M.ReleaseMutex();
foreach (AnalogWaveform<double> waveform in sourceArray)
{
    for (int sample = 0; sample < waveform.Samples.Count; ++sample)
    {
        M.WaitOne();
        målinger.Add(waveform.Samples[sample].Value);
        M.ReleaseMutex();
    }
    Notify(målinger);
    currentLineIndex++;
    antalmålinger++;
}
}

```

Figur 4.12: Eksempel på en UpdateUICallback. Metoden kalder sig selv ind til den har fået udført kodestykkerne, der efterfølger "else"

#### 4.2.3 Observer-pattern

Observermønstret er et mønster, hvor et objekt, kaldet et subject, informerer en liste af observers, når noget er ændret eller gennemført ved at kalde en af deres metoder. Dette mønster har været nødvendigt at anvende, da grafen i præsentationslaget skal informeres om, hvornår der er nye data af hhv. logiklaget og datalaget. Det vil sige, at Logik-klassen og DAQ-klassen begge fungerer som subjects, mens GUI-laget og Logik-klassen fungerer som observers. Logik-klassen er subject for GUI, og Data-klassen er subject for Logik. Mønstret er sat op ved at lave to interfaces, ISubject og IObserver, som de respektive klasser arver fra og tvinges dermed til at implementere metoderne, som er beskrevet i interfaces. Dette ses i de tre efterfølgende figurer, figur 4.13, 4.14, 4.15:

```

interface ISubject
{
    7 references
    void Subscribe(IObserver observer);
    3 references
    void Unsubscribe(IObserver observer);
    6 references
    void Notify(List<double> liste);
}

```

Figur 4.13: Interface ISubject, som giver observers mulighed for at abonnere på subjects

```
public interface IObserver
{
    7 references
    void Opdater(List<double> liste);
}
```

Figur 4.14: Interface `IObserver`. Subject sørger for at kalde metoden "Opdater()" for alle dens abonnenter

```
public void Subscribe(IObserver observer)
{
    observers.Add(observer);
}

3 references
public void Unsubscribe(IObserver observer)
{
    observers.Remove(observer);
}

6 references
public void Notify(List<double> liste)
{
    foreach (var a in observers)
    {
        a.Opdater(liste);
    }
}
```

Figur 4.15: Implementeringen af subject-metoderne i Logik-klassen

Der er anvendt push-metode, hvilket vil sige, at subject sender sin data med som parameter i `Notify()`.

Observer-mønstret har vist sig nyttigt, da vi dermed undgår, at observers hele tiden skal tjekke, om der er kommet ny data. Dette sparer computerkrafter, hvilket er en nødvendighed, da mange af de opståede problemer er opstået på baggrund af, at computeren ikke har kunnet arbejde hurtigt nok.

#### 4.2.4 UML klassediagram

I dette afsnit ses et samlet og opdateret UML klassediagram over koden.

#### 4.2.5 Kode udsnit

I dette afsnit vil der være udsnit af det vigtigste og mest interessante kode. Der vil ligeledes være en beskrivelse af, hvilken funktion koden har.

#### 4.2.6 Diagrammer

I dette afsnit vil udvalgte metoder i koden beskrives ud fra skevensdiagrammer og aktivitetsdiagrammer. Dette vil danne et systemisk overblik over hvordan metoderne i koden fungerer.

# Test 5

---

| Version | Dato       | Ansvarlig     | Beskrivelse                          |
|---------|------------|---------------|--------------------------------------|
| 0.1     | 8/09 2015  | Alle          | Oprettelse af dokument               |
| 0.2     | 09/12 2015 | SSK, NHL, FRM | Påbegyndelse af hardware testafsnit  |
| 0.3     | 09/12 2015 | TSN, JTH, MFJ | Påbegyndelse af software testsafsnit |

## 5.1 Indledning

Testafsnittet giver en beskrivelse af hvilke tests, der løbende er blevet foretaget på både hardware og software. Testene består af modultest, hvor enkelte delelementer af systemet testes uafhængigt af hinanden. Modultesten er til for at verificere de enkelte enheder virker efter hensigten.

En mere omfattende test, i form af en integrationstest, hvor de større dele af både hardware og software testes afhængigt af hinanden. Ved integrationstesten ligger fokus på, hvordan systemet fungerer, set fra udviklers synspunkt.

Begge tests ligger til grund for den endelige accepttest, hvor testen ses fra kundens synspunkt.

## 5.2 Modultest hardware

6.3

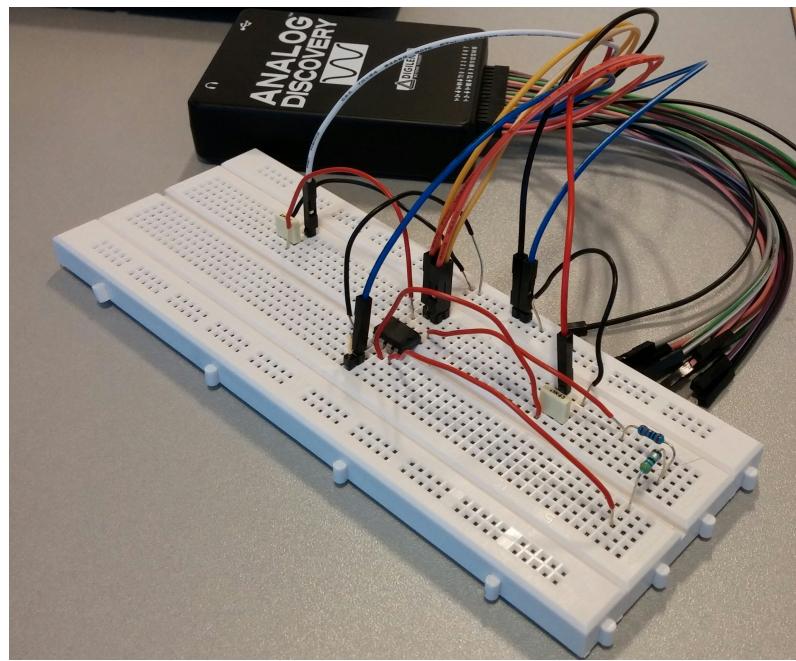
Til test af hardwaredelen blev der først udført modultest på henholdsvis forstærkeren og det analoge filter. Efterfølgende blev der udført integrationstest på forstærkeren og det analoge filter sat sammen med tryktransduceren. Sluteligt blev den samlede hardwaredel bestående af tryktransducer, forstærker og analogt filter testet på en vandsøje.

### 5.2.1 Modul test af forstærkeren

I modultesten af forstærkeren blev Analog Discovery brugt som spændingsforsyning, signalgenerator og oscilloskop på to forskellige målepunkter placeret ved henholdsvis indgangssignalet og udgangssignalet.

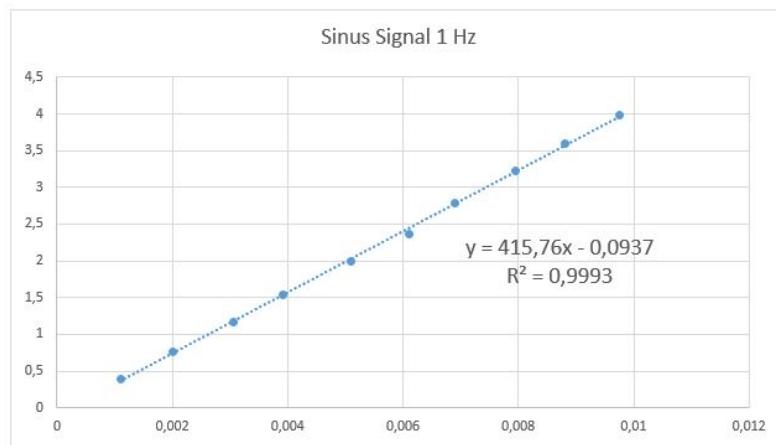
Da tryktransduceren forventes at have output-spændinger i området 0 til 6,25 mV blev signalet fra transduceren simuleret ved en sinus på 1 Hz uden offset. Den laveste amplitude

for indgangssignalet var 1 mV. For hver måling blev amplituden for indgangs signalet sat op med 1 mV indtil den sidste måling, hvor amplituden var nået op på 10 mV. Således blev der 10 forskellige målinger. Reelt set var det kun nødvendigt at teste op til 6 mV eller 7 mV, da det er herimellem, at man kan forvente et max tryk fra transduceren vil ligge. Da der alligevel er taget målepunkter op til 10 mV, skyldes det, at der ved flere målinger kan laves en ”pænere” tendenslinje ved lineær regression. Opstillingen til denne test ses på figur 5.1:



Figur 5.1: Måleopstilling ved modul test af forstærkeren.

Ud af målingerne blev der foretaget lineær regression over de 10 målepunkter. Tendenslinjen der kom ud af den lineære regression blev som vist på figur 5.2:



Figur 5.2: Målpunkter samt tendenslinje for målingerne ved modultest af forstærkeren med 1 Hz sinus-signal.

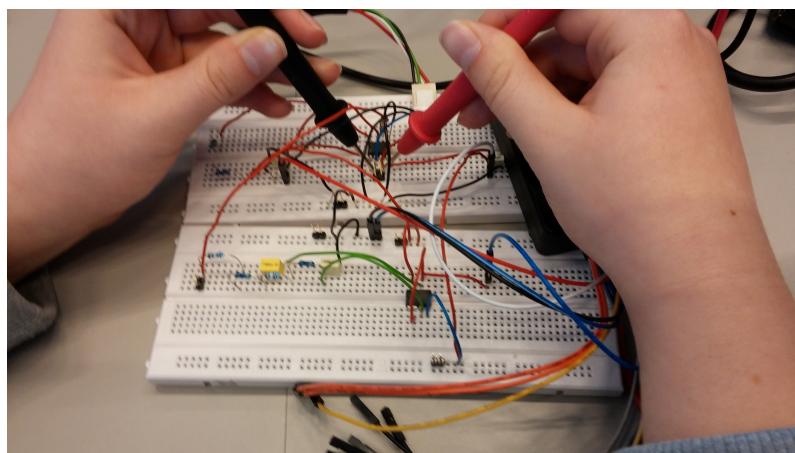
I figur 5.2 kan Y beskrives som værende forstærkningen ved en given frekvens. Konstanten 415,8 er den reelle forstærkning som er målt for forstærkeren. Skæringen med y-aksen burde være 0, men grundet måleusikkerheder er den blevet -0,09, hvilket også er acceptabelt. Den høje  $R^2$  værdi indikerer, at der er en tydelig lineær sammenhæng mellem den påtrykte spænding og spændingen af output, dvs. forstærkningen er lineær.

Senere påtryktes samme måleopstilling et DC-signal med amplituder startende fra 3mV op til 10 mV. Igen blev amplituden øget med 1 mV for hvert måling således, at der blev 7 målepunkter. Ved målinger foretaget på signaler med både 1 mV og 2 mV er offsettet i Analog Discovery så stort, at målingerne ikke kan foretages.

Forstærkning, som blev beregnet på baggrund af de målte output og input, viste sig at være meget varierende. Der blev beregnet forstærkninger fra et sted mellem 455 gange og 784 ganges forstærkning. Jo lavere offset desto større forstærkning. Ud fra denne iagttagelse blev det antaget, at denne meget store afvigelse måtte skyldes et negativt offset i Analog Discovery.

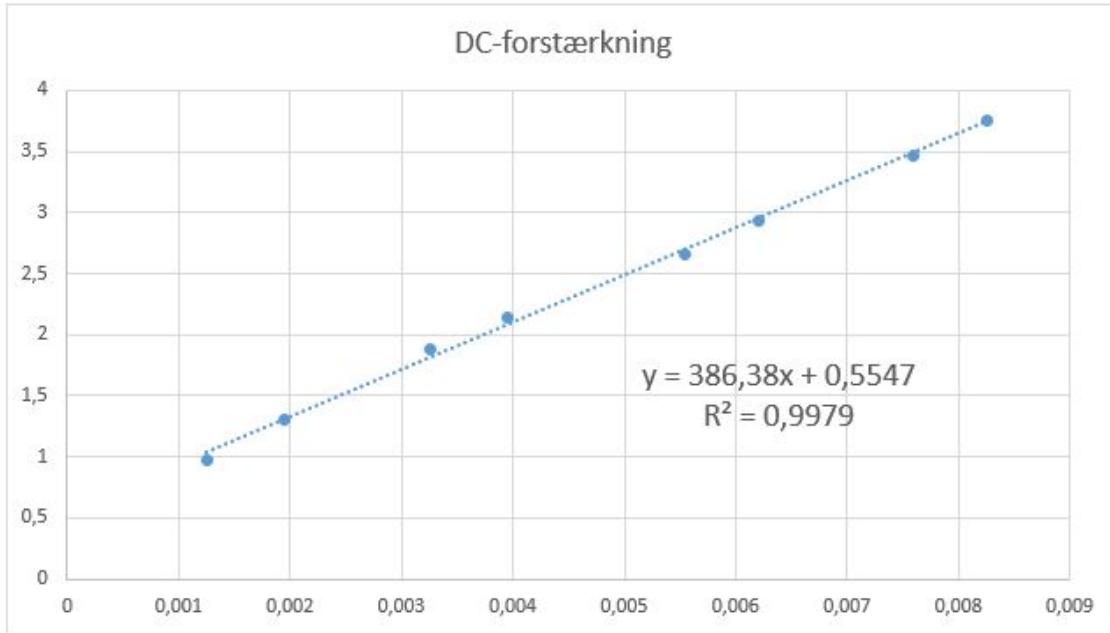
For at finde frem til dette offset blev output-spændingen divideret med 400, som var den ventede forstærkning. Det målte input og resultatet fra den forrige udregning blev trukket fra hinanden. Heraf sås det, at offsettet for Analog Discovery måtte være 1,2 mV.

Dette blev eftertestet med et digitalt multimeter, der rigtig nok målte 1,2 mV højere på indgangen af forstærkeren end det som Analog Discovery målte. Opstillingen hertil ses i figur 5.3:



Figur 5.3: Måling på indgangen af forstærkeren med det digitale multimeter.

Efter at have foretaget lineær regression på de syv målepunkter så tendenslinjen ud som følger på figur 5.4:

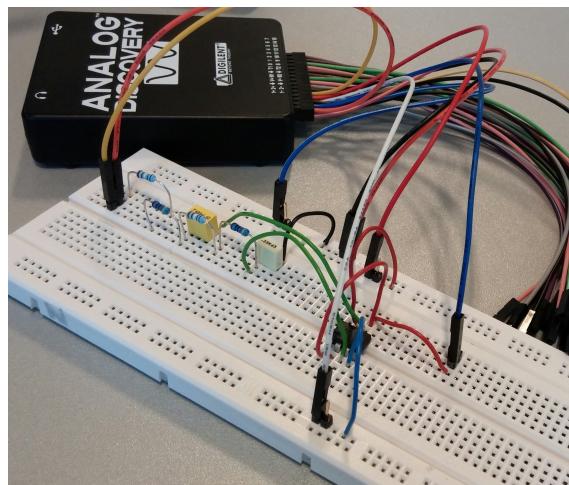


Figur 5.4: Målpunkter samt tendenslinje for målingerne ved modultest af forstærkeren med DC-signal.

Ud af figur 5.4 ses, at forstærkningen givet ud fra de syv målepunkter er på 386, hvilket er en del under den målte forstærkning, når systemet påtrykkes et sinussignal i stedet for et DC-signal. Dette kan skyldes, at der i målingen af DC-signalet er færre målepunkter, og at det dermed bliver en mere usikker måling, da selv en mindre måleusikkerhed har en større indflydelse på den målte forstærkning.

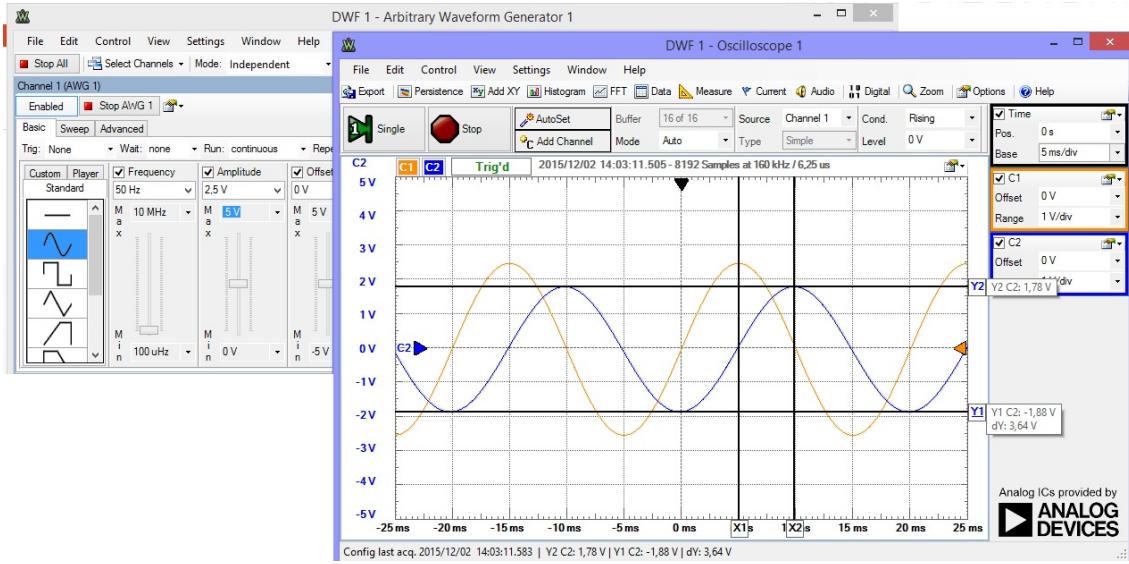
### 5.2.2 Modul test af det analoge filter

I modultesten af det analoge filter blev Analog Discovery brugt som spændingsforsyning, signalgenerator og som oscilloskop til at måle amplituderne for input-signalet og output-signalet for filteret. Måleopstillingen hertil ses på figur 5.5:



Figur 5.5: Måleopstilling ved modultest af det analoge filter.

I modultesten af det analoge filter ændres frekvensen for det påtrykte sinussignal på filter indgangen. Der blev målt på i alt 21 målepunkter som lå i intervallet 1 Hz til 500 Hz; se bilag 6.3 for de præcise angivelser af de udvalgte målefrekvenser. Output-amplituden samt  $\Delta t$  mellem de to grafer blev aflæst. På baggrund af disse målinger blev dæmpningen af signalet afbildet, hvilket ses på figur 5.6.



Figur 5.6: Aflæsning af amplitude størrelse for outputsignalet, C2, fra filteret når inputsignalet, C1, har en amplitude på 2,5 V

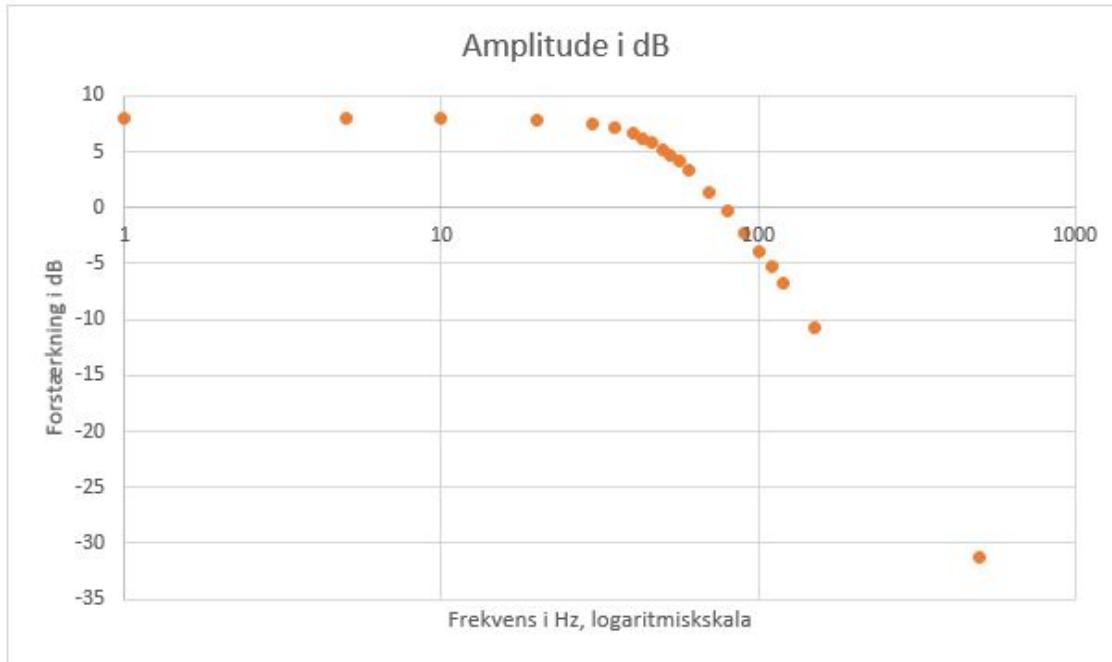
Ved brug af 3 dB frekvensen er det muligt at vurdere om knækfrekvensen for filteret er som den skal være. Denne kan udregnes ved følgende ligning 5.1:

$$3dB_{frekvens} = \frac{V_{max}}{\sqrt{2}} \quad (5.1)$$

I dette tilfælde bliver udregningen som vist i ligning 5.2:

$$3dB_{frekvens} = \frac{2,5V}{\sqrt{2}} = 1,76V \quad (5.2)$$

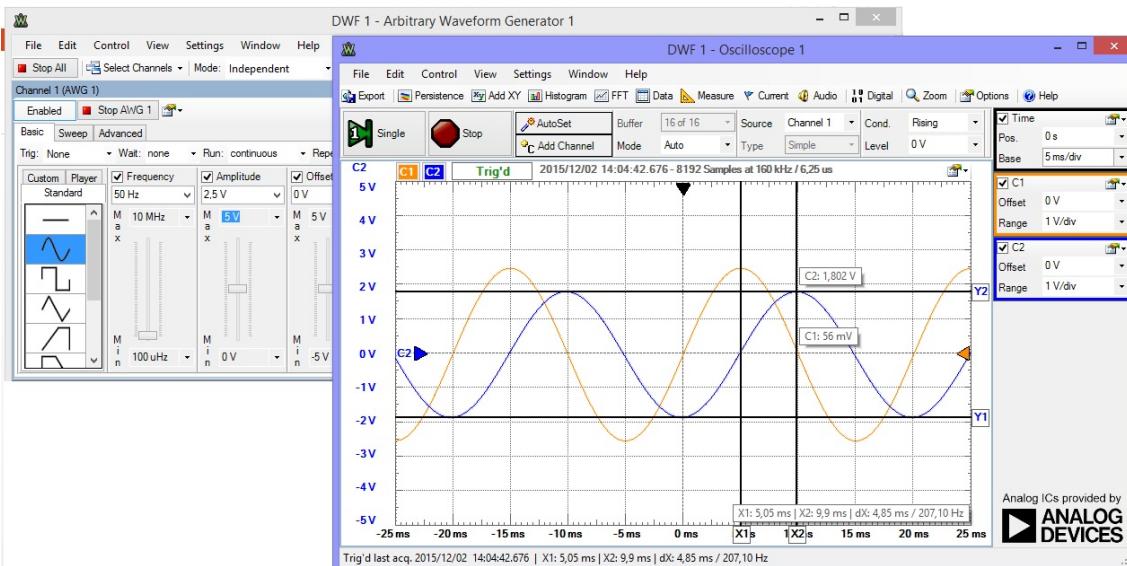
Ved omregning af de 1,76 V til dB fås 4,9 dB. Hvis filteret virker efter hensigten skal frekvensen ved 4,9 dB være 50 Hz. Denne kan aflæses i figur 5.7



Figur 5.7: Forstærkningen i dB set i forhold til den frekvensen som det påtrykte signal har.

Som det kan ses ud af figur 5.7 er forstærkningen ved 3 dB frekvensen et sted imellem de to målepunkter på 50 Hz og 53 Hz. Derfor må filterets knækfrekvens ligge mellem 50 Hz og 53 Hz.

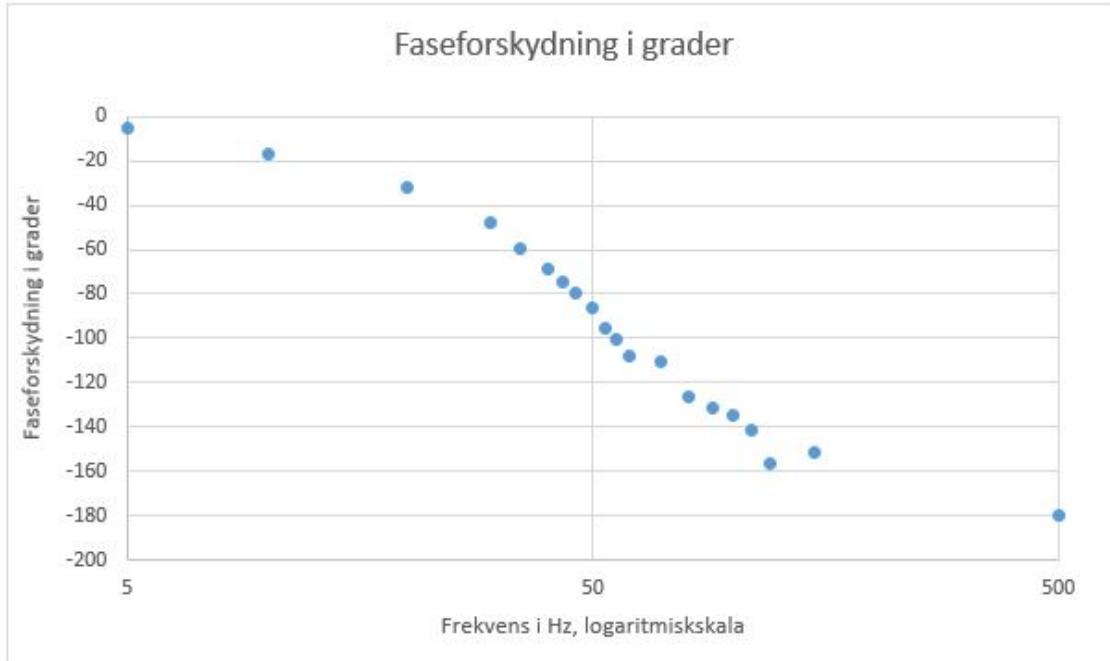
Herefter blev tidsforskydningen aflæst, således at fasedrejet kunne udregnes. Faseforskydningen ved de forskellige frekvenser er vist på figur 5.8:



Figur 5.8: Aflæsning af tidsforskydningen for outputsignalet, C2, fra filteret set i forhold til indgangssignalet C1

Det gælder generelt for et 2.ordens filter af standarttypen som der er arbejdet med igen-

nem projektet, at fasen er  $0^\circ$  en dekade før filterets knækfrekvens og falder med  $90^\circ/\text{dekade}$  frem til dekaden efter knækfrekvensen. Derfor skal filteret i praksis have et fasedrej på  $-90^\circ$  ved knækfrekvensen 50 Hz.



Figur 5.9: Faseforskynningen målt ved forskellige frekvenser for det analoge filter.

Som det ses ud af figur 5.9 er fasedrejet ved frekvensen 5 Hz på  $-5,2^\circ$ , denne skulle reelt set have været  $0^\circ$ .

Ved knækfrekvensen som er sat til 50 Hz er fasedrejet  $-86,4^\circ$ , hvor fasedrejet skulle have været  $-90^\circ$ . Ved målingen for 53 Hz er fasedrejet  $-95,4^\circ$ . Dermed kan der argumenteres for, at filterets reelle knækfrekvens må ligge et sted imellem 50 Hz og 53 Hz. For målingen på 500 Hz er fasedrejet  $-180^\circ$ , hvilket stemmer overens med teorien for 2.ordens filterets fasekarakteristik.

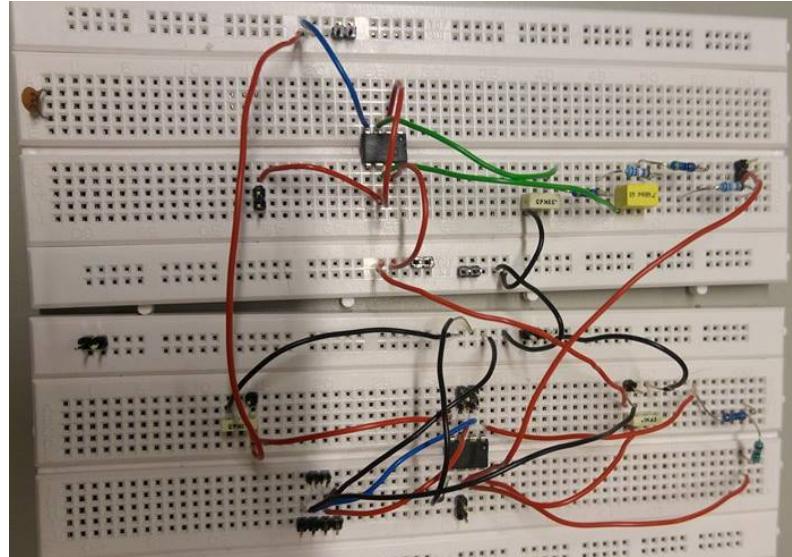
### 5.3 Integrationstest hardware

#### 5.3.1 Integrationstest for forstærker og analogt filter

Til integrationstesten af forstærkeren og det analoge filter blev Analog Discovery signalgenerator koblet til indgangen på forstærkeren, som blev påtrykt et sinussignal. Filter og forstærker blev koblet sammen således output fra forstærkeren løb over i filterets input. Analog Discovery blev brugt som oscilloskop på det analoge filters udgang. Desuden fungerede Analog Discovery som spændingsforsyning for både forstærkeren og det analoge filter.

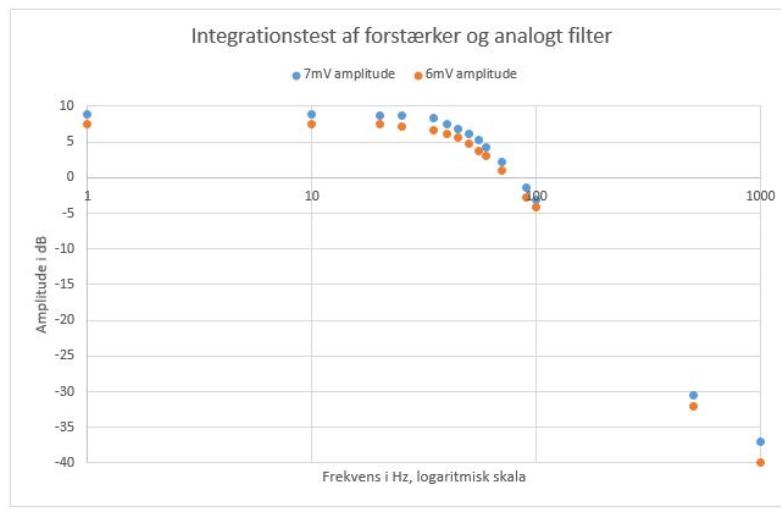
Der blev udført to målinger for hver udvalgte målefrekvens, hvor amplituden af sinussignalet var henholdsvis 6 mV og 7 mV. Der blev dermed foretaget to målinger for

hver af de 16 frekvenser, der lå i intervallet 1 Hz til 1 kHz, som ses i bilag 6.3. Opstillingen ses på figur 5.10:



Figur 5.10: Opstillingen der blev brugt til test af forstærker og analogt filter

Da projektet tager udgangspunkt i, at et maksimalt blodtryk vil have en amplitude på 6,25 mV, er de to måle amplituder 6 mV og 7 mV blevet udvalgt for på den måde at kunne eftervise, at forstærkeren og filteret sammen får forstærket signalet op som det skal. Samtidig er de forskellige målefrekvenser udvalgt med henblik på at vise, at signalet, på trods af forskellige indgangsamplitude, har den samme knækfrekvens, hvilket man kan se ud af figur 5.11.



Figur 5.11: Opstillingen der blev brugt til test af forstærker og analogt filter

Som det kan ses ud af 5.11 viser amplitudekarakteristikken for signaler ved hver af de to forskellige amplituder bliver forstærket relativt lige meget dvs. de to amplitudekarakteristikker følges ad. Knækfrekvensen som med de pågældende komponentværdier er udregnet

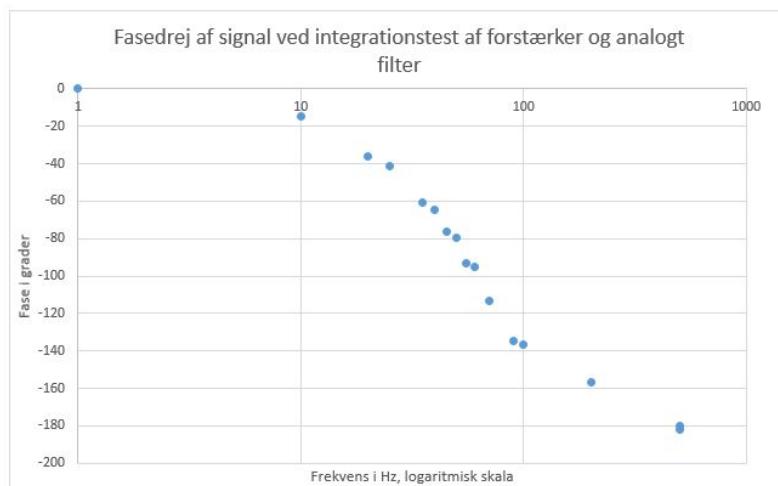
til værende 50,37 Hz, se afsnit 4. Knækfrekvensen kan findes på grafen ved at aflæse 3 dB frekvensen.

For signalet med amplitudekarakteristikken for 7 mV bliver 3 dB frekvensen dermed som følger i ligning 5.3:

$$3dB_{frekvens} = \frac{7mV}{\sqrt{2}} = 4,95mV \quad (5.3)$$

Ved aflæsning på grafen kan man ud for ca. 5 mV se, at grafen på x-aksen kan aflæses til at ligge meget tæt på et målepunkt, der ligger i datasættet hedder (55 Hz, 5,2 dB), se bilag 6.3. Ud fra denne oplysning må det antages at den målte knækfrekvens ligger lige en anelse under 55 Hz. Dog er den målte knækfrekvens for systemet højere end 50 Hz da forstærkningen ved målingen for 50 Hz er ca. 6 dB.

Ud af grafen og det dertilhørende datasæt kan det også læses at forstærkningen falder med næsten 40 dB/dekade efter knækfrekvensen med en afvigelse på 3,4 dB.

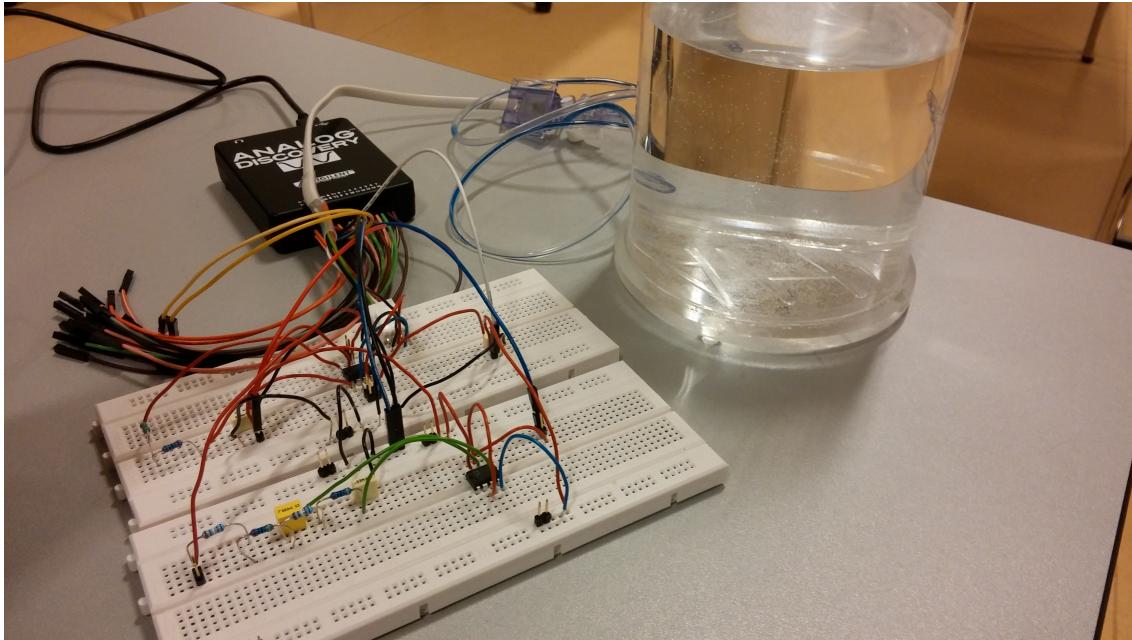


*Figur 5.12: Fasedrej for signalet ved integrationstest af forstærker og analogt filter. Fasedrejningen af signalet er målt i grader i forhold til frekvens i Hz.*

Ud af 5.12 ses det, at filteret og forstærkeren sammensat har et fasedrej på  $-90^\circ$  ved et sted mellem 50 Hz og 55 Hz. Desuden ses det, at faseforskydningen allerede begynder en dekade før knækfrekvensen og er nede i  $-180^\circ$  ved ca. en dekade over knækfrekvensen.

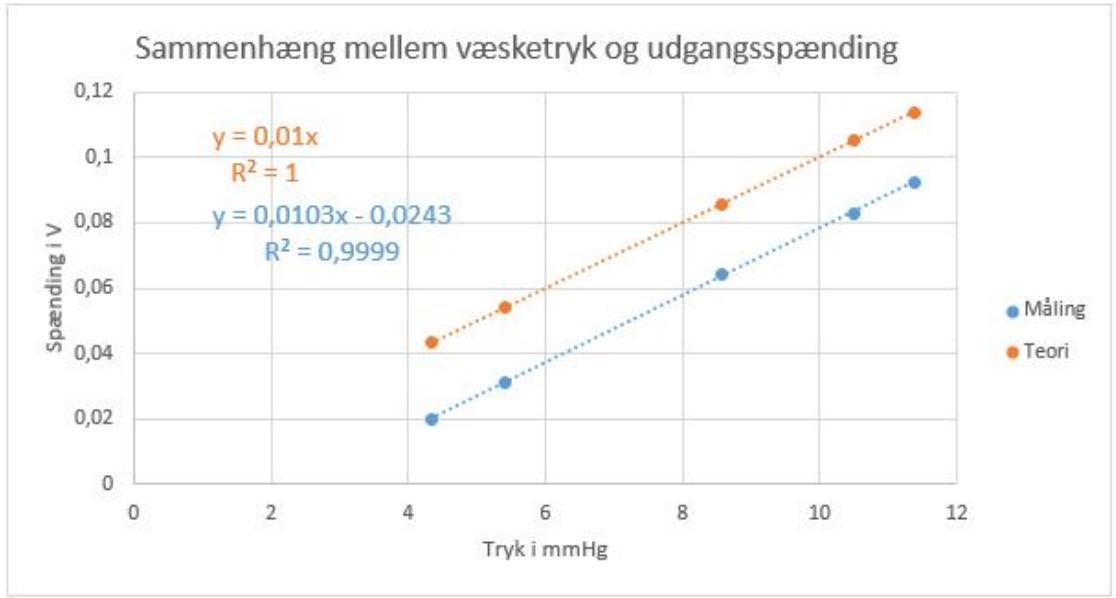
### 5.3.2 Integrationstest med vandsøjle

I integrationstesten med vandsøjlen blev hele hardwaren, dvs. transducer, forstærker og analogt filter, testet på en vandsøjle med et bestemt tryk. Transduceren blev koblet til vandsøjlen, som det ses af figur 5.13:



Figur 5.13: Opstillingen som blev brugt til integrationstest af hardwaredelen med vandsøjle

Ved det kendte vandsøjletryk i mmHg blev udgangsspændingen for det analoge filter noteret i bilag 6.3. Efter at have lavet lineær regression over de fem målepunkter blev tendenslinjens ligning sammenlignet med en tendenslinje, der var lavet på baggrund af fem teoretisk beregnede punkter.



Figur 5.14: Sammenhængen mellem væsketryk input på indgangen af forstærkeren og udgangsspændingen på filteret. Angivet ved henholdsvis teoretisk beregnet punkter og målte punkter.

Ud af figur 5.14 ses det, at de to tendenslinjer ligger næsten parallelt. Faktisk er den målte hældningskoefficient kun 0,0003 større, end det er tilfældet for den teoretisk beregnede

linje. Dvs. at de to linjer næsten er parallelle. Hvis de to linjer havde været fuldkommen parallelle, ville man med sikkerhed kunne sige, hvor stort væsketryk, der er i sjølen på baggrund af det spændingsoutput der er på udgangen af det analoge filter. I systemets tilfælde afviger hældningskoefficienten med 3% hvilket må siges at være acceptabelt grundet måleusikkerheder.

## 5.4 Modultest software

Til test af softwaren er der først og fremmest foretaget modul test af kodeelementer, for at teste om de fungerer efter hensigten. Dette er gjort ved hjælp af debug funktionen i Visual Studio. Disse test er foretaget løbende i udviklingsprocessen, hver gang en metode er tilføjet eller ændret. De væsenligste dele er nedenfor beskrevet:

Login funktionen er den første funktion, der testes ved sammenligne tilladte brugernavne og kodeord i databasen med indtastede. Dvs. at kun de brugernavne og kodeords par der findes i databasen, som giver adgang til systemet.

Nulpunktsjusteringen er testet ved at påsætte systemet en DC spænding på 2 Volt, hvorefter det indlæste tryk aflæses og sammenlignes med de 2 Volt.

I forbindelse med test af nulpunktjusteringen, hvor der påsættes 2 Volts DC spænding, er kalibreringen også testet ved at indtaste kalibreringsfaktoren på 2. Herefter er tjekkes at signalet er forstærket 2 gange.

Testene foretaget i forbindelse med indlæsning af blodtrykssignal og detektering af systole, diastole og puls er alle foretaget ved følgende:

Der indsættes et kendt blodtrykssignal, med kendt antal toppe og dermed kendt systole, diastole og puls. De kendte værdier sammenlignes med værdierne der vises grafisk, samt med værdierne der findes ved debugging af systemet.

Alermen er tjekket ved at påsætte et blodtrykssignal med kendte blodtryksværdier: systolisk  $> 160$  eller  $< 100$  og diastolisk  $> 100$  eller under 40), hvorefter det er testet om alermen lyder ved de fire tilfælde uafhængigt af hinanden.

Yderligere for alermen er der justering af grænseværdierne testet, ved at ændre disse grænseværdier således ovenstående værdier ikke er kritiske, for herefter at tjekke om alermen lyder.

Ved alarm, er det testet at lyden kan udskydes med 3 minutter, som skrevet i koden, ved at lade blodtrykssignalet overskride grænseværdierne i mere end 3 minutter.

Gemmefunktionen er testet ved at sende et kendt blodtrykssignal igennem systemet, og tjekke om de data der gemmes i databasen stemmer overen med de kendte data. I samme forbindelse er CPR tjekker testet ved først at indskrive et gyldigt CPR nummer, som først tjekkes i CPR-tjekker metoden og dernæst i databasen. Derefter er samme procedure gentaget med et ikke gyldigt CPR-nummer.

## 5.5 Integrationstest software

I dette afsnit vil der beskrives hvordan systemets dele er blevet testet sammen. Dette fører videre fra unit testen, hvor de enkelte del elementer blev testes og nu vil disse del

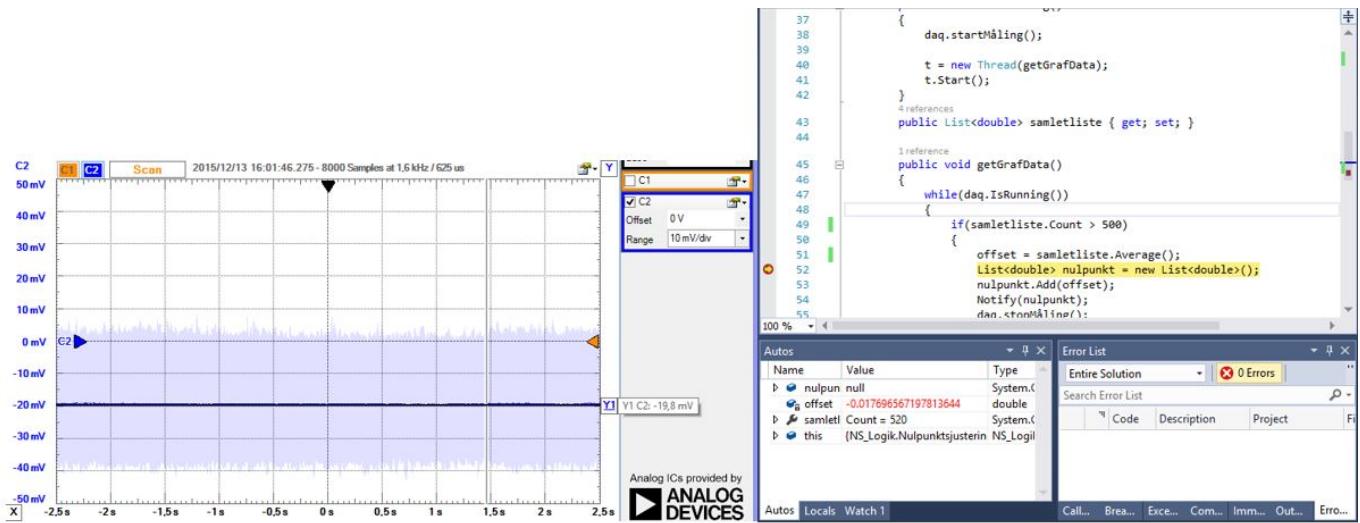
elementer blive testet sammen som et helt system.

## 5.6 Integrationstest system

I dette afsnit beskrives hvordan software-systemet testes sammen med hardware-systemet. Denne test forudsætter, at der er lavet integrationstest for både hardware og software hver for sig.

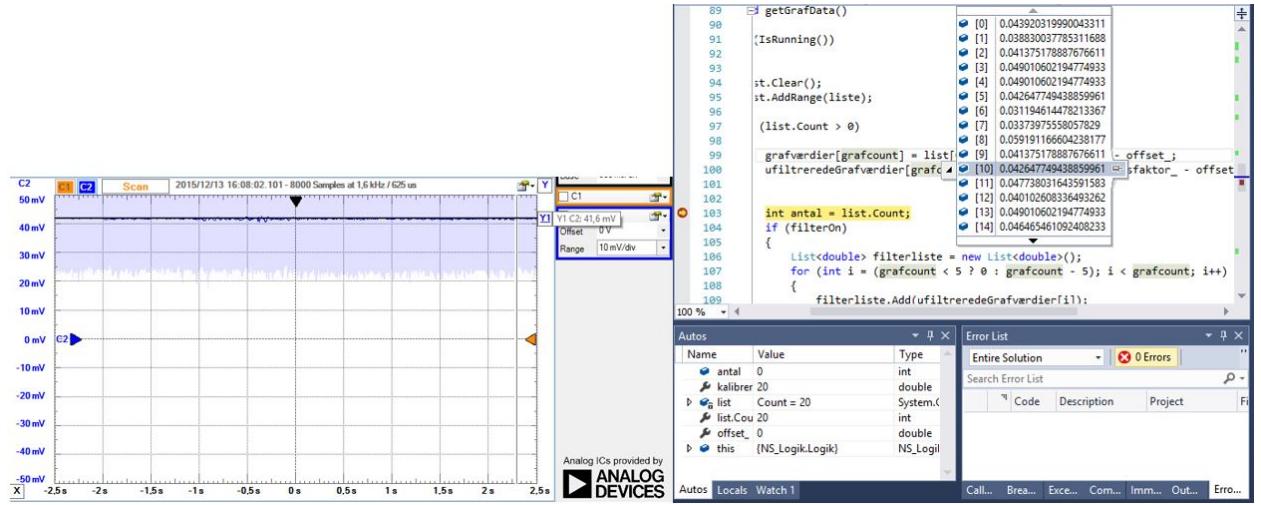
Denne integrationstest lægger op til accepttesten, som udføres med kunden. Det er derfor vigtigt at få de to systemer testet sammen, inden den endelige accepttest foretages.

Transduceren kobles til vandsøjlen, hvor højden fyldes til 9 cm, dvs. et tryk på 6,61 mmHg, se udregning i bilag 6.3. Transduceren kobles til hardwaren, og der måles på udgangene fra filtret vha. Analog Discovery. Udgangssignalet fra filtret sendes igennem DAQ'en og ind i computeren. Der sættes breakpoints i programmet ved værdien for nulpunktsjustering og værdien af signalet. Transduceren sættes til at måle atmosfærisk tryk, og der foretages en nulpunktsjustering i programmet. Værdien på Analog Discovery sammenlignes med værdien, der ses ved debugging i koden. Af figur 5.15 ses, at der kun er en forskel på 2,1 mV, hvilket kan skyldes, at signalet svinger lidt, da trykket ikke er helt jævnt.



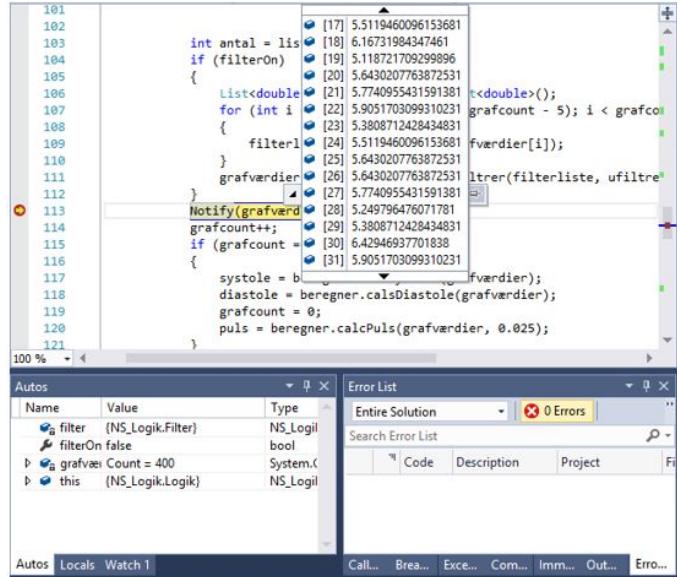
Figur 5.15: Værdien fra det atmosfæriske tryk målt med Analog Discovery til -19,8 mV (til venstre) og med programmet til -0,0177 V (til højre).

Transduceren sættes til at måle trykket fra vandsøjlen. Dernæst foretages en måling i programmet. I selve koden findes værdien, der måles og denne sammenlignes med målingen i Analog Discovery. Af figur 5.16 ses, at signalet, som programmet opfanger, svinger omkring værdien vi måler med Analog Discovery. Dette kan skyldes, at vandsøjlens overflade står og vibrerer med rystelserne i bordet, hvorved der skabes støj i signalet.



Figur 5.16: Værdien fra væsketrykket målt med Analog Discovery til 41,6 mV (til venstre) og med programmet i V (til højre).

Dernæst sammenlignes det kendte tryk med værdien, der vises i programmet. Her ses af figur 5.17, at værdien af mmHg i programmet ligger lidt under det tryk, der forventes i vandsøjlen. Dette kan skyldes måleusikkerheder fra målingen af vandsøjlens højde og ændringen af signalet undervejs i hardwaren og DAQ'en. Svingningerne af værdien i signalet skyldes stadig, at vandsøjlens overflade vibrerer når der er små vibrationer i bordet vandsøjen står på.



Figur 5.17: Værdien fra Væsketrykket målt med programmet i mmHg.

# Accepttest 6

---

| Version | Dato       | Ansvarlig     | Beskrivelse   |
|---------|------------|---------------|---|
| 0.1     | 8/09 2015  | Alle          | Oprettelse af dokument                                    |
| 0.2     | 30/09 2015 | Alle          | Første udkast til accepttest                              |
| 0.3     | 07/10 2015 | Alle          | Review rettelser  |
| 1.0     | 04/11 2015 | Alle          | Nyt udkast til accepttest, som følge af ændrede use cases |
| 1.1     | 10/12 2015 | Alle          | Specifcierung af accepttest som følge af produktet        |
| 1.2     | 11/12 2015 | Alle+vejleder | Godkendelse af accepttest                                 |

## 6.1 Indledning

I accepttesten testes de krav, der er opstillet i kravspecifikationen. Det fremgår af accepttesten, hvilke scenarier og krav, der er blevet opfyldt og implementeret i systemet, og hvilke, der enten ikke er testbare eller ikke er blevet implementeret.

Først vil der være accepttest af use casene, altså de funktionelle krav, efterfulgt af accepttest af de ikke-funktionelle krav.

Til test af use case 2-6 er der benyttet et signal fra PhysioNet. Signalet er et blodtrykssignal, som er vedlagt i bilag, se bilag 6.3.

## 6.2 Accepttest af Use Cases

### 6.2.1 Use Case 1

#### Kalibrer System

| Test                 | Forventet resultat | Faktiske observationer | Godkendt |
|----------------------|--------------------|------------------------|----------|
| <i>Hovedscenarie</i> |                    |                        |          |

|  |   |  |   |
|--|---|--|---|
| 1. Forbind systemet til en kendt trykkilde                               | Systemet er forbundet til en kendt kilde                                      | Systemet er forbundet til en kendt kilde | ✓ |
| 2. Mål det atmosfæriske tryk   | Det atmosfæriske tryk kan aflæses   | Det atmosfæriske tryk kan aflæses        | ✓ |
| 3. Aflæs spændingen målt på udgangen af det analoge filter               | At der forekommer en værdi, som efterfølgende kan bruges til lineærregression |  | ✓ |
| 4. Skriv resultatet ned og gentag punkt 1 og 3. med to nye tryk          | Der er tre værdier skrevet ned  | Nye værdier kan noteres                  | ✓ |
| 5. Foretag lineærregression  | Afvigelseskoefficient er fundet   | Afvigelseskoefficient noteres            | ✓ |
| 6. Indtast afvigelses koeficient i kalibrering panel i "Log ind"-vinduet | Værdien er synlig i tekstboksen   | Værdien er synlig i tekstboksen          | ✓ |
| 7. Tryk på "Kalibrer"-knappen  | Systemet er kalibreret  | Systemet kalibreret                      | ✓ |

Tabel 6.2: Accepttest af Use Case 1.

### 6.2.2 Use Case 2

#### Opstart system

| Test   | Forventet resultat        | Faktiske observationer | Godkendt |
|--|---------------------------|------------------------|----------|
| <i>Hovedscenarie</i>                               |                           |                        |          |
| 1. Indstil transducer til at måle atmosfærisk tryk | Transduceren er instillet | Atmosfærisk tryk måles | ✓        |

|    |  |   |  |   |
|----|--|---|--|---|
| 2. | Tryk på "Nulpunktsjuster"-knap   | Panel vises med instruktioner om nulpunktsjustering                                       | Panel vises med instruktioner                  | ✓ |
| 3. | Tryk på "indlæs tryk"-knap   | Et tryk vises tekstboksen   | Tryk vises                                     | ✓ |
| 4. | Tryk på "Godkend"-knap   | Panelet lukkes  | Panelet lukkes                                 | ✓ |
| 5. | Indstil transducer til at måle blodtryk  | Transducer er indstillet  | Blodtryk måles                                 | ✓ |
| 6. | Indtast personale-ID i brugenavnsfeltet; "1234" og personlig kode i kodeordsfeltet; "fido" | Loginoplysninger blir udfyldt   | De rigtige oplysninger vises                   | ✓ |
| 7. | Tryk på "Log ind"-knappen  | Log ind oplysninger er gyldige og stemmer overens med hinanden. "Blodtryks"-vinduet vises | Login vinduet lukkes og blodtryk vinduet vises | ✓ |

---

*Undtagelser*

---

|     |   |                                   |                               |   |
|-----|---|-----------------------------------|-------------------------------|---|
| 7.a | 1. Indtast personale-ID i brugenavnsfeltet; "fido" og personlig kode i kodeordsfeltet; "1234" | Nye log ind oplysninger vises     | Nye log ind oplysninger vises | ✓ |
|     | 2. Tryk "Log ind"   | Besked om at de ikke findes vises | Besked vises                  | ✓ |

*Tabel 6.3: Accepttest af Use Case 2.*

### 6.2.3 Use Case 3

#### Mål blodtryk

| Test  | Forventet resultat                                    | Faktiske observationer | Godkendt |
|---|---|------------------------|----------|
| <i>Hovedscenarie</i>                          |   |                        |          |
| 1. Påsæt signal fra PhysioNet                 | Signalet fungerer                                     | Signalet fungerer      | ✓        |
| 2. Tryk på "start"-knappen i blodtryksvinduet | Graf og blodtryks værdier vises på brugergrænsefladen | Graf og værdier vises  | ✓        |

Tabel 6.4: Accepttest af Use Case 3.

### 6.2.4 Use Case 4

#### Filtrer signal

| Test                                    | Forventet resultat    | Faktiske observationer  | Godkendt |
|---|-----------------------|-------------------------|----------|
| <i>Hovedscenarie</i>                    |                       |                         |          |
| 1. Påsæt realistisk signal fra fysionet | Signal vises i grafen | Signalet vises med støj | ✓        |
| 2. Tryk på "Til"-knappen under filter   | Signalet udglattes    | Signalet udglattes      | ✓        |
| 3. Tryk på "Fra"-knappen under filter   | Signal udglattes ikke | Signalet udglattes ikke | ✓        |

Tabel 6.5: Accepttest af Use Case 4.

### 6.2.5 Use Case 5

#### Alarmer bruger

| Test | Forventet resultat | Faktiske observationer | Godkendt |
|------|--------------------|------------------------|----------|
|------|--------------------|------------------------|----------|

*Hovedscenarie*

|    |   |  |  |   |
|----|---|--|--|---|
| 1. | Indstil cursor til 100 for diastolisk øvre grænse | Der står 100 i pågældende tekst felt       | Der står 100 i pågældende tekst felt       | ✓ |
| 2. | Indstil cursor til 80 for diastolisk nedre grænse | Der står 80 i pågældende tekst felt        | Der står 80 i pågældende tekst felt        | ✓ |
| 3. | Indstil cursor til 100 for systolisk øvre grænse  | Der står 100 i pågældende tekst felt       | Der står 100 i pågældende tekst felt       | ✓ |
| 4. | Indstil cursor til 80 for systolisk nedre grænse  | Der står 80 i pågældende tekst felt        | Der står 80 i pågældende tekst felt        | ✓ |
| 5. | Tryk på 'Juster' knappen i blodtryks vindue       | Blodtryksmåling startes og Alarm går igang | Blodtryksmåling startes og Alarm går igang | ✓ |

*Undtagelser*

|    |                                |                                 |                                 |   |
|----|--------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---|
| 5a | Tryk på "udskyd alarm"-knappen | Alermen udskydes med 3 minutter | Alermen udskydes med 3 minutter | ✓ |
|----|--------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---|

Tabel 6.6: Accepttest af Use Case 5.

**6.2.6 Use Case 6****Afslut system**

| Test | Forventet resultat | Faktiske observatior-<br>ner | Godkendt |
|------|--------------------|------------------------------|----------|
|------|--------------------|------------------------------|----------|

*Hovedscenarie*

|    |                                 |  |  |   |
|----|---------------------------------|--|--|---|
| 1. | Tryk på "Afslut måling"-knappen | "Gemme"-vinduet vises                        | "Gemme"-vinduet vises                        | ✓ |
| 2. | Indtast CPR-nr "111111118"      | CPR-nummeret synligt i pågældende tekst felt | CPR-nummeret synligt i pågældende tekst felt | ✓ |

|    |                       |   |   |   |
|----|-----------------------|---|---|---|
| 3. | Tryk på "Gem"-knappen | Bekræftigelse vises   | Bekræftigelse vises   | ✓ |
| 3. | Tryk på "Ok"knappen   | "Gemme"-vindue og "Blodtryks--vinduet lukkes. "Login"-vinduet vises | "Gemme"-vindue og "Blodtryks--vinduet lukkes. "Login"-vinduet vises | ✓ |

*Undtagelser*

|      |                                      |  |  |   |
|------|--------------------------------------|--|--|---|
| 1.a. | Tryk på "annuller"-knap              | "Gemme"-vinduet lukkes og "Blodtryk"-vinduet vises | "Gemme"-vinduet lukkes og "Blodtryk"-vinduet vises | ✓ |
| 2.a. | Indtast CPR-nummeret<br>"1234567890" | Beskeden "CPR ikke gyldigt." vises                 | Beskeden "CPR ikke gyldigt." vises                 | ✓ |

Tabel 6.7: Accepttest af Use Case 7.

### 6.3 Accepttest af ikke-funktionelle krav

| Ikke-funktionelt krav   | Test/handling  | Forventet resultat   | Faktiske observationer                                  | Godkendt |
|---|--|--|---|----------|
| <i>Functionality</i>  |  |  |   |          |
| 1. Brugeren skal kunne starte en ny maling indenfor 30 sekunder efter opstart | Start programmet, hvorefter der vha. stopur måles opstarts-tiden | At programmet er opstartet og ny maling er igang efter 30 sekunder | 15 sekunder   | ✓        |
| 2. Systemet skal kunne forstærke signalet fra transduceren 400 gange          | Start systemet   | At signalet er forstærket  | Egentlige test ligger i integrationstest, se afsnit 5.2 | (✓)      |

2. Systemet skal kunne forstærke signalet med det indbyggede analoge filter med en båndbredde på 50 Hz Start systemet At signalet er forstærket Egentlige test ligger i integrationstest, se afsnit 5.2 (✓)
- 
3. Programmet skal kunne vise blodtrykssignalet kontinuert Tryk på "Start måling"-knap At blodtryks-signalet er vist kontinuert på brugergrænsefladen Blodtrykssignalet er vist kontinuert på brugergrænsefladen ✓
- 
4. Programmet skal programmeres i C# Start programmet At koden er i C# Programmet er i C# ✓
- 
5. Programmet skal kalibreres en gang årligt Systemet kalibreres Systemet er kalibreret inden for seneste år ✓
- 
6. Programmet bør kunne måle og afbillede puls Tryk på "Start måling" At pulsen er afbilledet på brugergrænseflade Pulsen af afbilledet ✓
- 
- Usability*
- 
1. Blodtrykstallene der udskrives på brugergrænseflade er røde Tryk "Start måling"-knap At blodtrykstallene er røde Blodtrykstallene er røde ✓
- 
2. Pulsmålingen skal udskrives på brugergrænsefladen med grønne tal Tryk "Start måling"-knap At pulsen vises med grønne tal Pulsen vises med grønne tal ✓
-

3. Brugergrænseflade Opstart pro-  
lever op til figu- gram og log  
ren udarbejdet i ind  
design afsnittet,  
se afsnit 3.3.1
- At brugergræn-  
seflade inde-  
holder samtlige  
funktioner som  
på figuren
- Brugergrænseflade ✓  
indeholder  
samtlige funk-  
tioner som på  
figuren
- 

*Reliability*

1. Systemet skal kunne køre uden fejl i et år
- Start systemet og vent et år
- At programmet efter et år kører fejlfrit
- 
2. Systemet skal have en "mean time to restore" på højest 24 timer
- Start systemet og herefter genstart, hvor der tages tid med et stopur
- At programmet er klar igen inden den for 24 timer
- Kan ikke testes
- 

*Performance*

1. Systemet bør kunne gemme data på 5 sekunder +/- 10%
- Tryk på "Gem og afslut"-knap og tag tid med et stopur
- At data er inden for 5 sekunder
- Afhænger af hvor stor måling er
- (✓)
- 

*Supportability*

1. Softwaren er opbygget af tre-lagsmodellen
- Kig i koden efter data-lag, logik-lag og GUI-lag
- At koden indeholder et data-lag, et logik-lag og et GUI-lag
- Koden indeholder et data-lag, et logik-lag og et GUI-lag
- ✓
- 

Tabel 6.8: Accepttest af Ikke-funktionelle krav

# **Bilagsliste**

---

## **Bilag 1 - Modul og integrationstest af hardware**

Excel dokument med diverse hardware udregninger og måledata til hardware modul og intergationsnlest.

## **Bilag 2 - Logbog**

Samlet dokument med logbøger, både for hardware-gruppen såvel som for software-gruppen.

## **Bilag 3 - Mødereférart**

Samlet dokument med mødereférater.

## **Bilag 4 - Kode**

Hele koden findes her som zip-fil.

## **Bilag 5 - Samarbejds aftale**

Gruppens samarbejds aftale.

## **Bilag 6 - Blodtrykssignal**

Det signal, som er benyttet til at teste software.

## **Bilag 7 - Hjemmesider**

Screenshots af hjemmesider anført i referencelisten i rapporten.

## **Bilag 8 - Scrum Pivotal Tracker**

Projektstyringsværktøj med oversigt over opgaver.

## **Bilag 9 - Tidsplan**

Oversigt over deadlines

**Bilag 10 - Udviklingsværktøjer**

Oversigt og beskrivelse af benyttede udviklingsværktøjer

**Bilag 11 - Hæmodynamik og hjertekarsygdomme**

Litteratur, pdf fra KVI undervisning skrevet af Peter Johansen

**Bilag 12 - Vejledning til dokumentation af semesterprojekter**

Litteratur, pdf fra IHA

# Litteratur

---

- [1] OKAWA Electric Design, *Sallen-Key Low-pass Filter Design Tool*, URL: <http://sim.okawa-denshi.jp/en/0PseikiLowkeisan.htm> Version 2008
- [2] Wikibooks, *Usability for nerds*, URL: [https://en.wikibooks.org/wiki/Usability\\_for\\_Nerds](https://en.wikibooks.org/wiki/Usability_for_Nerds), version 16/09 2015