

# Remote Ischemic Conditioning

## Implementeringsdokument

Simon Vammen Grønbæk  
Karl-Johan Schmidt  
Aarhus University  
Aarhus School of Engineering  
Efteråret 2015



**Titel:**

Implementeringsdokument

**Projekt:**

Remote Ischemic Conditioning

**Godkendelse:**

Karl-Johan Schmidt

**Projektperiode:**

Juli 2015 - December 2015

**Projektgruppe:**

15155

Simon Vammen Grønbæk

**Deltagere:**

Simon Vammen Grønbæk

Karl-Johan Schmidt

Peter Johansen

**Vejledere:**

Peter Johansen

**Projektudbyder:**

Rolf Blauenfeldt

Rolf Blauenfeldt

**Oplagstal: 0.5**

**Sidetal: 48**

**Afsluttet 16-12-2015**

# Indholdsfortegnelse

<b>Kapitel 1 Indledning</b>	<b>7</b>
1.1 Formål . . . . .	7
1.2 Projektreferencer . . . . .	7
1.3 Læsevejledning og dokumentstruktur . . . . .	7
1.4 Versionshistorik . . . . .	8
1.5 Definitioner og forkortelser . . . . .	8
<b>Kapitel 2 Software</b>	<b>9</b>
2.1 Klasse diagram . . . . .	9
2.2 Namespace: GUI Laget . . . . .	10
2.2.1 Klasse: Display . . . . .	10
2.2.1.1 Metode: initDisplay() . . . . .	10
2.2.1.2 Metode: clearAreaDisp() . . . . .	10
2.2.1.3 Metode: initConditioning() . . . . .	10
2.2.1.4 Metode: initOcclusion() . . . . .	11
2.2.1.5 Metode: initSetup() . . . . .	12
2.2.1.6 Metode: moveSquare() . . . . .	13
2.2.1.7 Metode: updateConditioning() . . . . .	13
2.2.1.8 Metode: updateOcclusion() . . . . .	14
2.2.1.9 Metode: updateSetup() . . . . .	14
2.2.1.10 Metode: getNoCycles() . . . . .	15
2.2.1.11 Metode: setNoCycles() . . . . .	15
2.2.1.12 Metode: updateTimeLeft() . . . . .	15
2.2.1.13 Metode: updateNoOfCycles() . . . . .	15
2.2.1.14 Metode: updateStopWatchTime() . . . . .	15
2.2.1.15 Metode: updateBloodPressure . . . . .	15
2.2.2 Klasse: Buttons . . . . .	16
2.2.2.1 Metode: readModeSwitch() . . . . .	16
2.2.2.2 Metode: startStopConditioning() . . . . .	16
2.2.2.3 Metode: btPressure() . . . . .	16
2.2.2.4 Metode: startStopOcclusion() . . . . .	16
2.2.2.5 Metode: changer() . . . . .	16
2.2.2.6 Metode: selector() . . . . .	17
2.3 Namespace: Logik laget . . . . .	17
2.3.1 Klasse: BPalgorithm . . . . .	17
2.3.1.1 Metode: calculateMap() . . . . .	17
2.3.1.2 Metode: calculateSYS() . . . . .	19

2.3.1.3	Metode: calculateDIA()	19
2.3.2	Klasse: DigitalFiltering	19
2.3.2.1	Metode: averagingZeroGroupDelay()	19
2.3.3	Klasse: Scenarios	20
2.3.3.1	Metode: bloodPressure()	20
2.3.3.2	Metode: occlusiontraining()	20
2.3.3.3	Metode: occlude()	20
2.3.4	Klasse: Timer	21
2.3.4.1	Metode: setTimeStamp()	21
2.3.4.2	Metode: getTimeStamp()	21
2.3.4.3	Metode: countdown()	21
2.3.4.4	Metode: stopWatch()	22
2.3.4.5	Metode: displayTimer()	22
2.3.4.6	Metode: getTimerStatus()	22
2.3.4.7	Metode: setTimerStatus()	22
2.3.4.8	Metode: timeToString()	23
2.3.5	Klasse: MemoryParser	23
2.3.5.1	Metode: getNoOfCycles()	23
2.3.5.2	Metode: setNoOfCycles()	23
2.3.5.3	Metode: getTimePerCycle()	23
2.3.5.4	Metode: setTimePerCycle()	23
2.3.5.5	Metode: writeToSDCard()	24
2.3.5.6	Metode: getID()	24
2.3.5.7	Metode: startInitSD)	24
2.4	Namespace: Data laget	25
2.4.1	Klasse: PressureControl	25
2.4.1.1	Metode: runMotor()	25
2.4.1.2	Metode: runValve()	25
2.4.1.3	Metode: turnMotorOn()	25
2.4.1.4	Metode: turnMotorOff()	25
2.4.1.5	Metode: turnValveOn()	25
2.4.1.6	Metode: turnValveOff()	26
2.4.2	Klasse: ExternalMemory	26
2.4.2.1	Metode: initializeSDCard()	26
2.4.2.2	Metode: generateRandomNumber()	26
2.4.2.3	Metode: checkFilesSD()	26
2.4.2.4	Metode: createFileTemplate()	27
2.4.2.5	Metode: writeToSDCard()	27
2.4.2.6	Metode: getFilename()	27
2.4.3	Klasse: InternalMemory	27
2.4.3.1	Metode: writeToEEPROM()	28
2.4.3.2	Metode: readFromEEPROM()	28
2.4.4	Klasse: PressureSampling	28
2.4.4.1	Metode: getCuffPressure()	28
2.4.4.2	Metode: runningPeakDetect()	28
2.5	Namespace: Global	29

2.5.1	Klasse: Utilities . . . . .	29
2.5.1.1	Metode: rawToMmHG() . . . . .	29
2.5.1.2	Metode: mmHgToRaw() . . . . .	29
2.5.2	Klasse: Konditioneringsapparat.pde (Main fil) . . . . .	29
2.5.2.1	Metoder: intCon_ISR(), intBT_ISR(), intOcc_ISR(), intCha_ISR() og intSel_ISR() . . . . .	30
2.5.2.2	Metode: setup() . . . . .	30
2.5.2.3	Metode: loop() . . . . .	30
<b>Kapitel 3</b>	<b>Filter design</b>	<b>31</b>
3.1	Analoge filtre . . . . .	31
3.2	Komponent udregninger . . . . .	32
3.2.1	Anden ordens butterworth filter . . . . .	32
3.2.2	Høj pas filter . . . . .	33
3.2.3	Lav pas filter . . . . .	33
3.2.4	Gain på manchet oscillationer . . . . .	35
3.2.5	Gain på manchettryk signal . . . . .	35
3.3	Praksis . . . . .	36
3.4	Digital filtrering . . . . .	40
3.4.1	Matlab . . . . .	41
<b>Kapitel 4</b>	<b>Hardware</b>	<b>43</b>
4.1	Schmetic . . . . .	43
4.2	Knapper . . . . .	44
4.3	Filter . . . . .	44
4.4	Timer . . . . .	45
4.5	Display . . . . .	46
4.6	Motor shield . . . . .	47



# 1 | Indledning

Implementeringsdokument giver et overblik over hvordan både hardware og software er blevet implementeret i udviklingen af prototypen. Dokumentet indeholder beskrivelse af strukturen af software klasser og deres funktionalitet. For hardware delen er der beskrevet de forskellige hardware blokke og hvordan de er blevet implementeret for at kunne leve op til kravene stillet i kravspecifikationen.

## 1.1 Formål

Dette dokument har til formål at give læseren et teknisk indblik i *Konditioneringsapparatets* funktionalitet og opbygning, samt skabe fuld forståelse for alle systemets under dele. Som en forlængelse af system arkitekturen, som beskrev for dette system skulle designes, beskriver dette dokument det færdig design og hvordan det har opnået sin funktionalitet

## 1.2 Projektreferencer

- Reference til kravspecifikation
- Reference til accepttest
- Reference til system arkitekturen
- Reference til software

## 1.3 Læsevejledning og dokumentstruktur

Da dette dokument er en del af udviklingsdokumentation, er det vigtigt at læse i sammenhæng med kravspecifikationen og systemarkitekturen. Undervejs i dokumentet vil der være referencer til kravspecifikationen og derfor er der stor samhørighed mellem disse to dokumenter. Dette dokument skal også ses som en forklaring på software implementeringen, og derfor passer navne og overskrifter i software beskrivelse overens med navne på metoder og klasser i softwaren. Desuden beskrives hver software metode ud fra tre punkter; paramter, returntype og beskrivelse. Parameter beskriver hvilke parameter og typen af disse parameter, som metode skal have. Returntypen fortæller hvilken værdi metode returnere og hvilken type det er. Beskrivelsen forklare funktionaliteten af metode, og hvordan denne funktionalitet er opnået. Nogle metoder indeholder også kode eksempler, når det anses som nødvendigt for at forstå metoden.

## 1.4 Versionshistorik

Versions nummer	Ændring	Dato og initialer
0.1	Oprettelse af implementeringsdokument og skabelon	01.11.15 KJS
0.2	Tilføjelse af filter dokumentation	11.11.15 SVG
0.3	Beskrivelse af display, timer og hukommelses klasser	12.11.15 KJS
0.4	Implementering klar til review, updatet filtrering og debouncing	13.11.15 KJS, SVG
0.5	Rettelser efter review	16.11.15 KJS, SVG
0.6	Ændret beskrivelse af metoder og ny graf over blodtryk	20.11.15 KJS, SVG

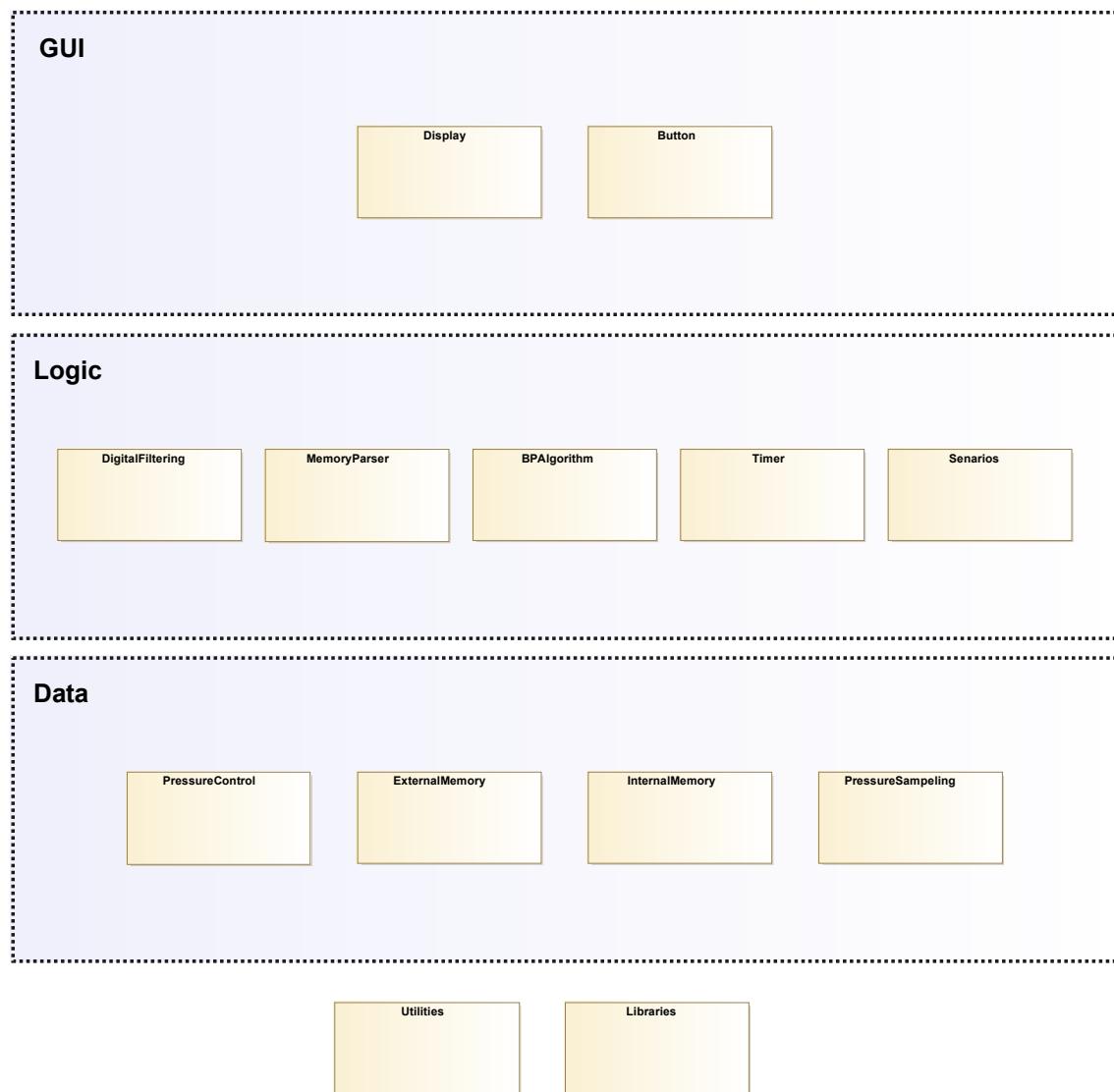
## 1.5 Definitioner og forkortelser

Udtryk / Forkortelse	Forklaring
Modeswitch	Knap til at styre hvilket program Konditioneringsapparatet skal køre
Tid pr cyklus	Variable som indeholder hvor mange sekunder et konditioneringscyklus skal vare
Antal cyklusser	Variable som indeholder hvor mange cyklusser et konditioneringsforløb skal vare
EEPROM	Intern flash hukommelse på arduino som der kan skrives og læses fra
Interrupt	Hver gang arduino kører en clock cyklus aflæses værdien af en række digital pins, hvorved man kan afbryde kode og kører en anden sekvens. Arduinoen har både interne og eksterne interrupt, men dette projekt gør kun brug af de eksterne interrupt
Sand/True, Falsk/False	Arduino genkender en sand/true når typen er bool og værdien er 1. Modsat registreres 0 som falsk/false

# 2 | Software

## 2.1 Klasse diagram

Oversigtsklassediagram, se figur 2.1, som fortæller strukturen af namespaces og klasse, men for overskueligheden er alle metoder undladt, se disse under deres respektive afsnit



*Figur 2.1.* Forsimplet klasse diagram

## 2.2 Namespace: GUI Laget



*Figur 2.2.* Klasse diagram over namespacet GUI

### 2.2.1 Klasse: Display

Denne klasse gør brug af to biblioteker for at kunne bruge TFT skærmens, henholdsvis Adafruit\_GFX og Adafruit\_ILI9340. For at kunne kommunikere med displayet gøres der brug af disse bibliotekters indbyggede funktioner. Derfor oprettes et objekt af klassen Adafruit\_ILI9340 kaldet TFTscreen.

#### 2.2.1.1 Metode: initDisplay()

**Parameter:**

**Returtype:** void

**Beskrivelse:** Her initieres skærmens med funktion `.begin()`. Rotationen og baggrundsfarven af skærmens sættes også når denne metode kaldes. Skærmrotationen er sat 3, hvilket betyder at skærmens er i “landscape mode”.

#### 2.2.1.2 Metode: clearAreaDisp()

**Parameter:** *unsigned short pointX, unsigned short pointY, unsigned short width, unsigned short height*

**Returtype:** void

**Beskrivelse:** Da skærmens baggrundsfarven er sat til sort, medtager denne metode 4 parameter hhv. start x-koordinat, start y-koordinat, bredde og højde. Disse parameter fortæller hvor en del af skærmens der skal farves sort, og dermed slette det område.

#### 2.2.1.3 Metode: initConditioning()

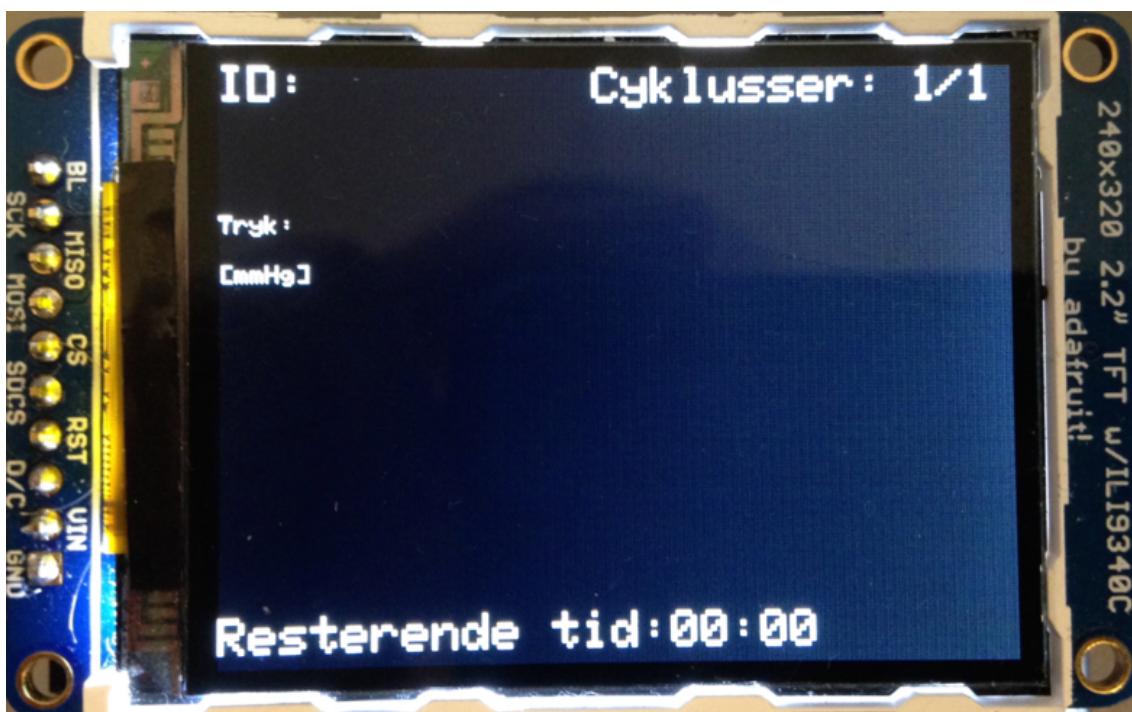
**Parameter:**

**Returtype:** void

**Beskrivelse:** Når denne metode kaldes skrives de “faste” værdier på skærmens til et konditioneringsforløb. På billedet nedenfor ses hvordan skærmens ser ud, når metoden er kørt. Et eksempel på hvordan der skrives tekst på skærmens:

```
1 TFTscreen.setTextColor(ILI9340_WHITE); TFTscreen.setTextSize(2);
2 TFTscreen.setCursor(0, 0);
3 TFTscreen.println("ID: ");
```

Først fortælles hvilken farve teksten skal have, dernæst tekststørrelse og placering. Til sidst angives hvilken tekst der skal printes på skærmen



Figur 2.3. Layout på displayet når initConditioning() bliver kaldt

#### 2.2.1.4 Metode: initOcclusion()

**Parameter:**

**Returtype:** void

**Beskrivelse:** Denne metode bruges til at opsætte skærmen for okklusionstræningsforløb. Der skrives tid og enheden for tryk på skærmen. Se billedet nedenfor for layoutet.



*Figur 2.4.* Layout på displayet når initOcclusion() bliver kaldt

#### 2.2.1.5 Metode: initSetup()

**Parameter:**

**Returtype:** void

**Beskrivelse:** Her opsættes skærmen for setup programmet. Teksten "Tid pr cyklus" og "Antal cyklusser" er faste værdi på skærmen. Men værdierne hentes fra logik laget, så de er opdateret.



*Figur 2.5.* Layout på displayet når initSetup() bliver kaldt

#### 2.2.1.6 Metode: moveSquare()

**Parameter:** *unsigned short startX, unsigned short startY, unsigned short endX, unsigned short endY, unsigned short width, unsigned short height*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Denne metode bruges til at flytte cursoren på skærmen under setup. For at slette noget på skærmen skal det farves samme farve som baggrunden. Derfor får metoden x- og y-koordinaterne for den firkant der skal slettes, samt x- og y-koordinaterne for hvor den nye firkant skal tegnes henne. Desuden skal metode også have bredde og højde på firkanten. For at sikre at der ikke kan laves et interrupt inde i metode, gør metode brug af den indbyggede funktion *noInterrupt()*. Et interrupt på det forkerte tidspunkt ville betyde at skærm ikke ville slette den forrige firkant eller ikke ville tegne det nye.

#### 2.2.1.7 Metode: updateConditioning()

**Parameter:** *volatile bool \*buttonPressed, volatile bool \*btPressed*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Metoden modtager to pointers, som peger på værdien af *buttonPressed* og *btPressen*. Derfor kan metoden i princippet være i 4 forskellige stadier (Se sandhedstabel 2.1 )

Parameter/Stadie	Stoppet	Konditioneringsforløb	Blodtryksmåling	Ingenting
buttenPressed	Falsk	Sand	Falsk	Sand
btPressed	Falsk	Falsk	Sand	Sand

*Tabel 2.1.* Sandhedstable over *updateConditioning()*s parametre

Nedenfor er et rammerne for strukturen i metoden, hvor *stadie* stemmer overens med stadierne fra sandhedstabellen.

```

1  /**Stadie: Blodtryksmaaling**
2  if(*btPressed && !*buttonPressed)
3  {
4      //Measure blood pressure and save value to SD card
5  }
6  /**Stadie: Konditioningsforløeb**
7  if(!*btPressed && *buttonPressed && getNoCycleLeft() != 0)
8  {
9      //Measure blood pressure and save value to SD card
10     //Inflate the cuff to systolic pressure + 25mmHg
11
12     //Run conditioning in while loop
13 }
14 /**Stadie: Stoppet**
15 if(!*btPressed && !*buttonPressed){
16     //Empty the cuff and clear the sensor value on the dispaly
17     //Reset the number of cycle run in conditioning
18 }
```

Metoden håndtere ikke hvis både *\*buttonPressed* og *btPressed* er trykket samtidigt

*buttonPressed* styres ved knaptryk og bruger kan derfor starte og stoppe konditionings forløbet på denne måde. Hvis forløbet stopper af sig selv, altså hvis antallet af tilbageværende cyklusser er nul, så håndterer metoden at brugeren ikke skal trykke to gange på knappen for at starte et nyt forløb.

```

1  if(memory.getNoOfCycles() == 0)
2      *buttonPressed = false;
```

### 2.2.1.8 Metode: updateOcclusion()

**Parameter:** *volatile bool \*buttonPressed*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Denne metode køres når apparatet er sat på okklusions træningsforløb. Denne metode bruger også pointeren til *buttonPressed*, hvis den er sand eksekveres et while loop hvor der startes et stopur og trykket fra manchetten vises på skærmen. Hvis værdien er falsk slettes sensorværdien på displayet, og slut tiden vises fra stopuret.

### 2.2.1.9 Metode: updateSetup()

**Parameter:** *volatile bool \*state*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Til styring af cursoren på displayet i setup. Denne metode består af en switch case struktur, som har fire cases og casevalg afgøres af værdien af *\*state*. Case 0 og 1 gør brug af metoden *moveSquare(..)* som flytter cursoren. Case 2 og 3 sørge for at vise værdien af hhv. tid pr cyklus og antal cyklusser. Da cursoren styres med interrupt er interrupts slået fra så længe koden afvikles inde i case 2 og 3.

### 2.2.1.10 Metode: getNoCycles()

**Parameter:**

**Returtype:** *unsigned short*

**Beskrivelse:** Bruges til at hente *antal cyklusser* fra logik laget. Denne værdi aflæses fra EEPROM via data laget, men for at overholde 3-lags modellen skal kommunikation gå via logik laget.

### 2.2.1.11 Metode: setNoCycles()

**Parameter:** *unsigned short value*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Bruges til at sætte værdien af *antal cyklusser*.

### 2.2.1.12 Metode: updateTimeLeft()

**Parameter:** *unsigned short value*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Denne metode er lavet til opdatere tiden under konditioneringsforløbet. Da det kræver fem kald af metoder fra biblioteket *Adafruit\_ILI9340* for at skrive tekst på skærmen er dette indkapslet i én metode, som blot skal have en String value. Metoden sørge også for at tiden kun opdateres når sekund tælleren på uret ændres

### 2.2.1.13 Metode: updateNoOfCycles()

**Parameter:** *String value*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Når metoden kaldes opdateres antallet cyklusser på skærmen. Da værdien som metoden modtager indeholder to gange så mange cyklusser som der skal foretages, håndtere metoder at der kun hvis det eksakte antal. Grunden til at der regnes med to gange så mange cyklusser skyldes at programmet intern skal håndtere en okklusion fase og en reperfusions fase for hver cyklus. Håndtering foregår på følgende måde:

```

1   if(value%2)
2       valToDisplay = (valToDisplay+1)/2;
3   else
4       valToDisplay = valToDisplay/2;
```

### 2.2.1.14 Metode: updateStopWatchTime()

**Parameter:** *unsigned short minutes, unsigned short seconds*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Denne metode opdatere tiden fra stopuret på displayet under okklusions træningsforløbet. Displayet opdateres kun når antallet af sekunder på stopuret ændres.

### 2.2.1.15 Metode: updateBloodPressure

**Parameter:** *unsigned short sys, unsigned short dia, unsigned short map)*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Metoden modtager tre parameter med systolisk, diastolisk og middel arterie

trykket. Disse værdi konverteres til en String og skrives på skærmen i følgende format:  
 "120/80(93)"

## 2.2.2 Klasse: Buttons

### 2.2.2.1 Metode: readModeSwitch()

**Parameter:**

**Returtype:** *unsigned short*

**Beskrivelse:** Denne metode læser to analoge pins hhv; A8 og A9. Her læses stadiet af modeswitch knappen. Hvis A8 er lav(0V) og A9 er høj(5V) køres konditionering, hvis både A8 og A9 er lave køres okklusionstræning og til sidst hvis A8 er høj og A9 er lav køres setup. Denne metode bliver kaldt én gang når arduinoen startes op. Skal der ændres på hvilken forløb apparatet skal køre, skal arduinoen genstartes.

### 2.2.2.2 Metode: startStopConditioning()

**Parameter:** *volatile bool startButtonPressed*

**Returtype:** *bool*

**Beskrivelse:** Styring af værdien for *startButtonPressed*. Hver gang metoden køres inverteres værdien af *startButtonPressed*. Desuden indeholder metoden et *if/else* statement, der hvis værdien af *startButtonPressed* er falsk sletter den gamle måling på skærmen og nulstiller antallet af korte cyklusser. Hvis værdien er sand sættes et tidsstempel, så timeren passer når et nyt forløb startes.

### 2.2.2.3 Metode: btPressure()

**Parameter:** *volatile bool btPressed*

**Returtype:** *bool*

**Beskrivelse:** Styring af værdien for *btPressed*. Når denne metode kaldes inverteres værdien af *btPressed*. Hvis værdien er falsk, slettes den sidste måling på skærmen.

### 2.2.2.4 Metode: startStopOcclusion()

**Parameter:** *volatile bool startButtonPressed*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Her inverteres værdien af *startButtonPressed* og returneres. Hvis denne værdi er falsk kaldes en metode fra display klassen som fjerner en værdi på skærmen og der sættes et tidsstempel, fordi at værdien af *startButtonPressed* går fra falsk til sand og derfor skal der startes et okklusionstræningsforløb

### 2.2.2.5 Metode: changer()

**Parameter:** *volatile unsigned short state*

**Returtype:** *unsigned short*

**Beskrivelse:** Denne metode bruges til at styre cursoren når der skal ændres i antallet af cyklusser og tiden pr. cyklus. Den modtager værdien state, som kan være et tal mellem nul og tre. Hvis state nul ændres værdien til en og omvendt, det betyder at den skifter mellem at pege på *antal cyklusser* og *tid pr cyklus*. Hvis state har værdien to ændres der på *tid*

pr. cyklus og hver gang metoden kaldes forøges værdien tid pr. cyklus med 30 sekunder. Desuden håndtere metoden at denne værdi kun kan ændres i intervallet mellem 180 til 480 sekunder, dvs 3 til 5 minutter. Hver gang værdien *tid pr cyklus* ændres, skrives den nye værdi til EEPROM via metoden *InternalMemory::setTimePerCycles()*. Når state er lige med 3, ændres værdien af antal cyklusser og denne værdi forøges med 1 cyklus hver gang knappen trykkes. Denne værdien kan ændres i intervallet mellem 1 og 5 cyklusser. Den nye værdi skrives til EEPROM.

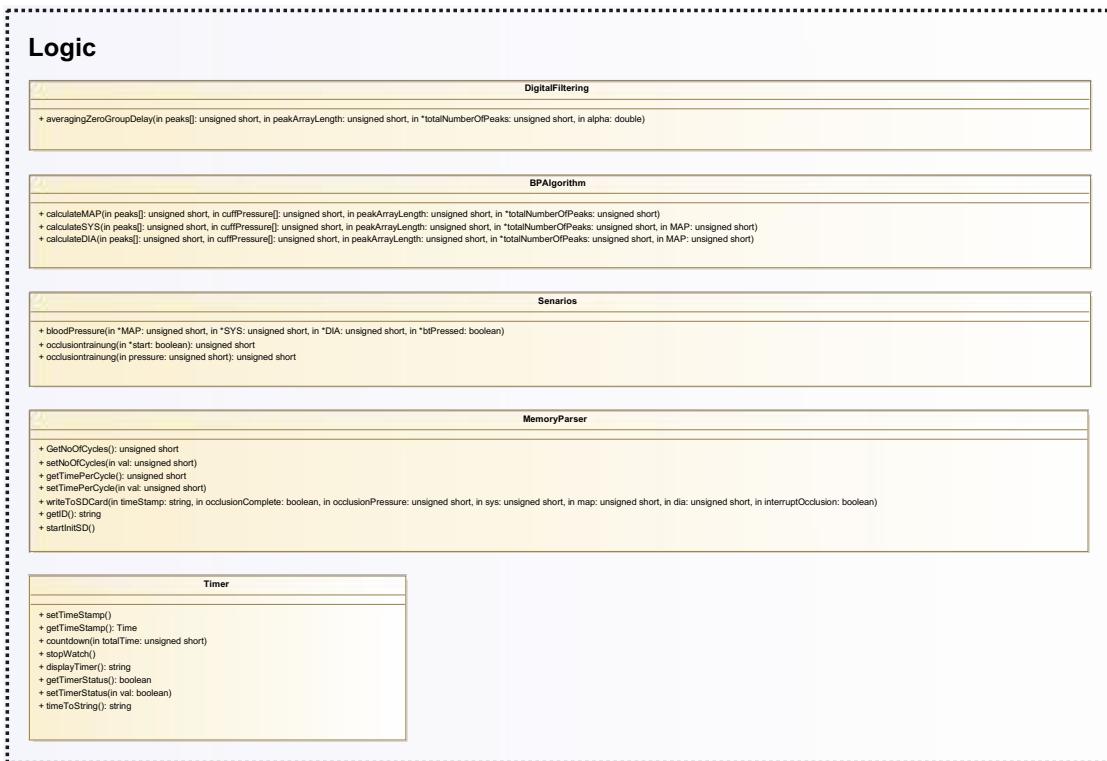
### 2.2.2.6 Metode: selector()

**Parameter:** *volatile unsigned short state*

**Returtype:** *unsigned short*

**Beskrivelse:** Metoden *selector()* ændres udelukkende på værdi af *state* og returnerer den nye værdi af *state*.

## 2.3 Namespace: Logik laget



Figur 2.6. Klasse diagram over namespacet Logic

### 2.3.1 Klasse: BPAlgorithm

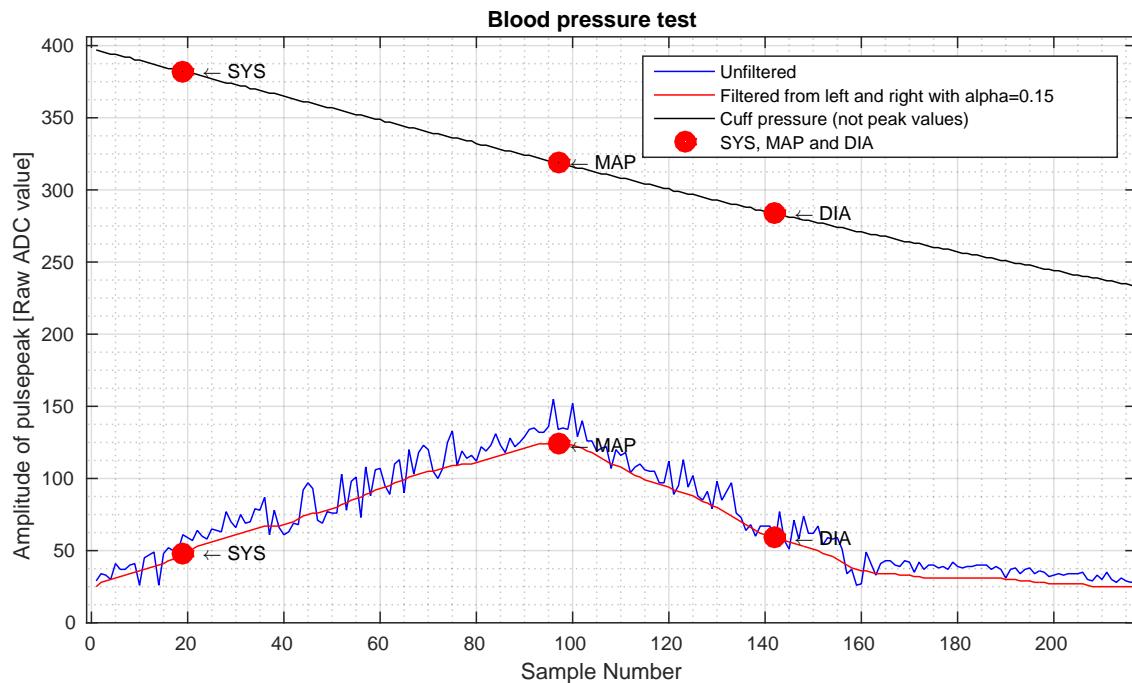
#### 2.3.1.1 Metode: calculateMap()

**Parameter:** *unsigned short peaks[], unsigned short cuffPressure[], unsigned short peakArrayLength, unsigned short \*totalNumberOfPeaks*

**Returtype:** *unsigned short*

**Beskrivelse:** Denne metode beregner MAP ud fra digitalt filtreret peakdata i *peaks[]* og

cuffPressure[]]. MAP findes som trykket i manchetten ved den højeste peak amplitude (se figur 2.7)



**Figur 2.7.** Graf med data fra en blodtryksmåling på simulator(120/80)

Her ses at det rå signal er støjfyldt. Sort er manchet trykket, blå er de rå peak amplituder, rød er filtreret en gang fra venstre mod højre, sort er filtreret fra begge sider.

### 2.3.1.2 Metode: calculateSYS()

**Parameter:** `unsigned short peaks[], unsigned short cuffPressure[], unsigned short peakArrayLength, unsigned short *totalNumberOfPeaks, unsigned short MAP`

**Returtype:** `unsigned short`

**Beskrivelse:** Denne metode beregner SYS ud fra MAP og digitalt filtrerer peakdata i `peaks[]` og `cuffPressure[]`. SYS findes som trykket i manchetten ved peak amplituder på 38% af MAP. (Se figur 2.7)

### 2.3.1.3 Metode: calculateDIA()

**Parameter:** `unsigned short peaks[], unsigned short cuffPressure[], unsigned short peakArrayLength, unsigned short *totalNumberOfPeaks, unsigned short MAP`

**Returtype:** `unsigned short`

**Beskrivelse:** Denne metode beregner DIA ud fra MAP og digitalt filtrerer peakdata i `peaks[]` og `cuffPressure[]`. DIA findes som trykket i manchetten ved peak amplituder på 48% af MAP. (Se figur 2.7)

## 2.3.2 Klasse: DigitalFiltering

### 2.3.2.1 Metode: averagingZeroGroupDelay()

**Parameter:** `nsined short peaks[], unsigned short peakArrayLength, unsigned short *totalNumberOfPeaks, double alpha`

**Returtype:** `void`

**Beskrivelse:** Denne metode anvender eksponentiel midligsfilter teknik (Se afsnit 3.4) uden group delay til at midle over parameteren peaks.

```

1     peaks[0] = startValue;
2     peaks[totalNOPeaks] = startValue;
3     for(i = 1;i<totalNOPeaks; i++)
4     {
5         peaks[i] = alpha*peaks[i]+(1-alpha)*peaks[i-1];
6     }
7
8     for(i = totalNOPeaks-1;i>0; i--)
9     {
10        peaks[i] = alpha*peaks[i]+(1-alpha)*peaks[i+1];
11    }

```

### 2.3.3 Klasse: Scenarios

#### 2.3.3.1 Metode: bloodPressure()

**Parameter:** *unsigned short \*MAP, unsigned short \*SYS, unsigned short \*DIA, BPAalgorithm bpa, Data::PressureControl pc, Data::PressureSampling ps, Logic::DigitalFiltering df, Utilities util*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Denne metode indeholder opskriften til en blodtryksmåling. Det vil sige at kaldes metoden, udføres en blodtryksmåling og alle andre klasser og metoder, som skal bruges til dette eksekveres inde i denne metode. Pointerne til de tre variabler får værdierne MAP, SYS og DIA fra blodtryksmålingen.

#### 2.3.3.2 Metode: occlusiontraining()

**Parameter:** *volatile bool \*start* **Returtype:** *unsigned* **Beskrivelse:** Denne metode metoder en bool værdi, som afgør hvilke to stadie metoden skal eksekveres i. Hvis *start* er true, lukkes ventil og med en if sætning pumpes manchetten op til minimum 90 mmHg og hvis trykket overstiger 100 mmHg slukkes motoren. Hvis metoden modtager en falsk værdi slukkes motoren og ventilen åbnes.

#### 2.3.3.3 Metode: occlude()

**Parameter:** *unsigned short pressure* **Returtype:** *unsigned short*

**Beskrivelse:** Metode der bruges i konditioneringsforløbet når blodtrykket er bestemt og der skal laves en afklemning. Først indhentes det nuværende manchet tryk. Dernæst bruges den parameteren *pressure*, som indeholder det systoliske blodtryk, til at bestemme hvor meget manchetten skal fyldes. Der søges for at trykket i manchetten mindst bliver 200mmHg og maks 300mmHg. Efter dette indeholder *pressure* afklemningstrykket og motoren begynder at pumpe indtil trykket i manchetten er større end *pressure + 10*. Plus 10 fordi at motoren drifter en anelse og ikke stopper præcist ved det tryk der specificeres. Hvis metoden modtager 0 istedet for det systoliske tryk, åbnes ventilen og manchetten tømmes indtil trykket er under 10mmHg.

### 2.3.4 Klasse: Timer

Klassen timer gør brug af en hardware Real Time Clock(RTC) med IC'en *DS1302*. For at kommunikere med denne RTC, så gør klassen brug af et biblioteket *DS1302*. Derfor oprettes et objekt af klassen *DS1302.h* ved navn timestamp. Et Time objektet indeholder hhv: år, måned, dag, time, minut, sekund og ugedag.

#### 2.3.4.1 Metode: setTimeStamp()

**Parameter:**

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Denne metode aflæser den nuværende værdi af timeren og sætter en variable til denne værdi.

#### 2.3.4.2 Metode: getTimeStamp()

**Parameter:**

**Returtype:** *Time*

**Beskrivelse:** Returnerer et Time objekt med værdien af timestamp.

#### 2.3.4.3 Metode: countdown()

**Parameter:** *unsigned short totalTime*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Denne metode modtager parameteren *totalTime*, som indeholder det ønskede antal sekunder nedtællingen skal være. Variablen *elapsedTime* indeholder den nuværende tid og timestamp indeholder et tidsstempel der bliver sat når timeren skal starte. Hver gang metoden køres trækkes den nuværende tid i hhv timer, minutter og sekunder fra hinanden. Dernæst omregnes de forskellige difference til samlede antal sekunder, hvorefter det tal omregnes til sekunder og minutter. For at få antal sekunder tages differencen mellem *totalTime* og *elapsedTotalSeconds* udregner modulus 60 til dette tal (Se formel 2.1)

$$\text{seconds} = (\text{totalTime} - \text{elapsedTotalSeconds}) \bmod 60 \quad (2.1)$$

Dette samme gøres for minutter blot hvor *seconds* også trækkes fra. Se kode nedenfor.

```

1     timerHasEnded = false;
2     Time elapsedTime = rtc.time();
3     String elapsedTimeString;
4     unsigned short hoursToSec = (elapsedTime.hr - timestamp.hr) * 24 * 60;
5     unsigned short minutesToSec = (elapsedTime.min - timestamp.min) * 60;
6     unsigned short elapsedTotalSeconds = hoursToSec + minutesToSec + (elapsedTime.sec
7         - timestamp.sec);
8     seconds = (totalTime - elapsedTotalSeconds) % 60;
9     minutes = (totalTime - elapsedTotalSeconds - seconds)/60;
10
11    if(minutes == 0 && seconds == 0)
12        timerHasEnded = true;
```

Når det er regnet ud hvor mange minutter og sekunder der er tilbage i nedtællingen, gemmes de lokale variable minutes og seconds.

#### 2.3.4.4 Metode: stopWatch()

**Parameter:**

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Metode til at styre simulere og styre et stopur under okklusionstræning, den forløbne tid udregnes på samme måde *countdown()*, blot hvor det er tidsstemplen der trækkes fra den nuværende tid. Denne metode gemmer også minutter og sekunder i to lokale variabler, når udregning er den forløbne tid er færdig.

#### 2.3.4.5 Metode: displayTimer()

**Parameter:**

**Returtype:** *String*

**Beskrivelse:** Denne metode bruges til at konvertere tiden fra enten stopuret eller nedtællingen til formatet mm:ss. Desuden konverteres tiden til en string.

```

1     String minString = String(minutes, DEC);
2     String secString = String(seconds, DEC);
3     String timeString;
4
5     if(0 <=minutes && minutes < 10)
6         minString = String("0" + minString);
7     else
8         minString = String(minutes, DEC);
9
10    if(0 <=seconds && seconds < 10)
11        secString = String("0" + secString);
12    else
13        secString = String(seconds, DEC);
14    return timeString = String(minString + ":" + secString);

```

For at sikre at tiden vises på formatet mm:ss, tjekker metoden for om *seconds* eller *minutes* er større eller lig med 0 og mindre end 10. Hvis det er tilfældet tilføjes et nul foran værdien

#### 2.3.4.6 Metode: getTimerStatus()

**Parameter:**

**Returtype:** *bool*

**Beskrivelse:** Metode til at returnere værdien af statussen for timeren, hvis værdien er sand er timeren slut og omvendt hvis værdien er falsk kan timeren stadig være igangværende.

#### 2.3.4.7 Metode: setTimerStatus()

**Parameter:** *bool val*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Denne metode bruges til at sætte værdien af statussen for timeren, den sættes til true for at stoppe timeren. Derfor modtager en metode en parameter af typen *bool*.

### 2.3.4.8 Metode: `timeToString()`

**Parameter:**

**Returtype:** `String`

**Beskrivelse:** For at kunne gemme tidsstempler på SD kortet, er denne metode lavet til at konvertere et tidsstempel til en string på formatet: `tt:mm:ss DD-MM-YY`. Ligesom metoden `displayTimer()` håndterer denne metode hvis enten timer, minutter eller sekunder er mindre end 10 og sætter et nul foran. Metoden returnerer en samlede string med et tidsstempel

## 2.3.5 Klasse: `MemoryParser`

Denne klasse er lavet for at overholde 3-lags modellen. Da informations læsning fra fx EEPROM og SD kort skal foregå i data laget, skal der en række metoder til at sende information igennem logik laget og videre til GUI laget. Derfor indeholder denne klasse som udgangspunkt kun get og set metoder.

### 2.3.5.1 Metode: `getNumberOfCycles()`

**Parameter:**

**Returtype:** `unsigned short`

**Beskrivelse:** Denne metode returnerer værdien fra data laget via metoden `"intMem.readFromEEPROM()"`

### 2.3.5.2 Metode: `setNumberOfCycles()`

**Parameter:** `unsigned short val`

**Returtype:** `void`

**Beskrivelse:** Metode der skriver til data laget via metoden: `intMem.writeToEEPROM(200, val)`. Parameteren `val` videres til med denne metode.

### 2.3.5.3 Metode: `getTimePerCycle()`

**Parameter:**

**Returtype:** `unsigned short`

**Beskrivelse:** Da værdien af `timePerCycle` indeholder hvor mange sekunder én konditioneringscyklus skal vare, er denne værdi ofte større end 255. Denne værdi skal læses fra EEPROM og en plads kan indeholde værdier på maks 255. Derfor sørger metoden for at hente værdien fra den anden plads, hvis den er større end maks værdien.

```

1     unsigned short val = intMem.readFromEEPROM(205);
2     unsigned overloadVal = 0;
3     if(val == 255)
4         return overloadVal = val + intMem.readFromEEPROM(206);
5     else
6         return val;

```

### 2.3.5.4 Metode: `setTimePerCycle()`

**Parameter:** `unsigned short val`

**Returtype:** `void`

**Beskrivelse:** Beskrivelse: Når denne metode køres skrives tiden pr. cyklus til EEPROM, som forklaring i metoden *getTimePerCycle()*, skal den metode håndtere overload.

```

1   if(val > 255){
2     unsigned short rest = val % 255;
3     unsigned short valtoFit = val - rest;
4     intMem.writeToEEPROM(205, valtoFit);
5     intMem.writeToEEPROM(206, rest);
6   }
7   else
8     intMem.writeToEEPROM(205, val);

```

Det er forinden bestemt at adresserne 205 og 206 bruges til at gemme *TimePerCycle*. Metoden får en parameter som indeholder antallet af sekunder en cyklus skal vare, og for sørge for værdien skrives korrekt til EEPROM udregnes modulus 255 af antallet af sekunder og den rest gemmes på adressen 206.

String timeStamp, boolean occlusionComplete, unsigned short occlusionPressure, unsigned short sys, unsigned short map, unsigned short dia, boolean interruptOcclusion

### 2.3.5.5 Metode: writeToSDCard()

**Parameter:** *String timeStamp, boolean occlusionComplete, unsigned short occlusionPressure, unsigned short sys, unsigned short map, unsigned short dia, boolean interruptOcclusion*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Denne metode indeholder syv parametre af typerne *String, boolean* og *unsigned short*. Metoden konverterer og samler alle parametrene til en string og ved denne sendes videre til datalaget.

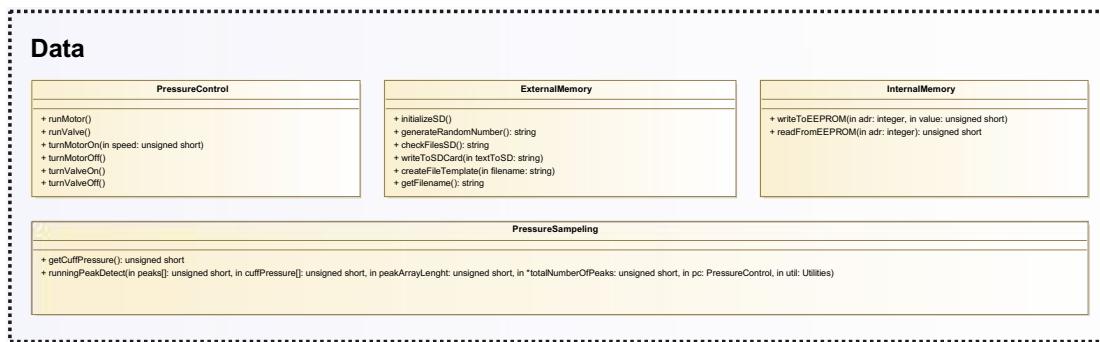
### 2.3.5.6 Metode: getID()

**Parameter:** **Returtype:** *String* **Beskrivelse:** Metode som henter filnavnet fra datalaget, og fjerner endelsen ".csv" og returner den nye String.

### 2.3.5.7 Metode: startInitSD()

**Parameter:** **Returtype:** *void* **Beskrivelse:** Metode der kalder *initializeSD()* fra datalaget.

## 2.4 Namespace: Data laget



**Figur 2.8.** Klasse diagram over namespacet data

### 2.4.1 Klasse: PressureControl

#### 2.4.1.1 Metode: runMotor()

**Parameter:**

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Funktionen starter motoren og lader den kører ved 100% duty cycle indtil interrupt knappen på pin 18 ikke længere leverer en høj.

#### 2.4.1.2 Metode: runValve()

**Parameter:**

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Funktionen åbner for ventilen og lader den kører ved 100% duty cycle indtil interrupt knappen på pin 19 ikke længere leverer en høj.

#### 2.4.1.3 Metode: turnMotorOn()

**Parameter:**

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Funktionen tænder for motoren med den hastighed, angivet i parameteren (0-255).

#### 2.4.1.4 Metode: turnMotorOff()

**Parameter:**

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Funktionen stopper for motoren ved at sætte pin 3 lav

#### 2.4.1.5 Metode: turnValveOn()

**Parameter:**

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Funktionen åbner for ventilen ved at sætte pin 11 høj

#### 2.4.1.6 Metode: turnValveOff()

**Parameter:**

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Funktionen lukker for ventilen ved at sætte pin 11 lav

#### 2.4.2 Klasse: ExternalMemory

Denne klasse gør brug af to arduino biblioteker hhv. SD og SPI. De to biblioteker muliggøre kommunikation med SD kortet via en SPI forbindelse.

##### 2.4.2.1 Metode: initializeSDCard()

**Parameter:**

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Simple metode der starter kommunikation med SD kortet og køre metoden *checkFilesSD()* (Se 2.4.2.3)

##### 2.4.2.2 Metode: generateRandomNumber()

**Parameter:**

**Returtype:** *String*

**Beskrivelse:** Denne metode genererer et 6-cifret tilfældigt nummer. Arduinos indbyggede funktion *random()* laver et tilfældigt nummer i det interval man specificerer, men den genererer dem i samme rækkefølge hver gang. For at gøre nummeret "mere tilfældigt" styres rækkefølgen af de genererede numre af værdien fra en analog port, som svæver. Den tilfældige HEX værdi skal bruges som ID for patienten der modtager konditioneringsbehandling

```

1     randomSeed(analogRead(A5));
2     long randNumber = random(100000, 999999); /
3     String randNumberHEX = String(String(randNumber, HEX) + ".csv");
4     return randNumberHEX;

```

Når der er lavet et 6-cifre tilfældigt nummer, bliver dette konverteret til en HEX, så værdien nu indeholder tal mellem 0-9 og bogstaver mellem A-F. Denne værdi bliver returneret som en string.

##### 2.4.2.3 Metode: checkFilesSD()

**Parameter:** *File dir, String val*

**Returtype:** *String*

**Beskrivelse:** Metode der kontrollere alle filer på SD kortet. Hver gang der findes en fil, tjekkes der for om de sidste 4 karakterer matcher med karaktererne ".csv". Hvis den fundne fil matcher dette, bliver hele filnavnet gemt i en variable og returneret. Hvis der ikke findes et fil med endelsen ".csv" kører metoden *generateRandomNumber* og der oprettes en ny .csv fil.

```

1 String tempName, tempType, finalFile;
2 String valToCheck = ".csv";
3 File root = SD.open("/"); //Tell the method where to look on the SD card
4 while(true){
5     File entry = root.openNextFile();

```

```

6
7 //When a file is found, check the last four characters
8 tempName = entry.name();
9 tempType = tempName.substring(5,9);
10
11 //If a .csv is found
12 if(tempType.equalsIgnoreCase(valToCheck)){
13 Serial.print("**** A file was found with name: "); Serial.println(tempName);
14 finalFile = tempName;
15 break;
16 }
17 //If no file was found, creates a file
18 if(!tempType.equalsIgnoreCase(valToCheck) && !entry){
19 String newFileName = generateRandomNumber();
20 //Create a new file with the random HEX as filename and generate a new header
21 Serial.print("**** A new file was created: "); Serial.println(tempName);
22 createFileTemplate(newFileName);
23 finalFile = newFileName;
24 break;
25 }
26 entry.close();
27 }
28 return finalFile;
29 }
```

For at sikre at alle filer på SD kortet kontrolleres, kører metode i et loop, som kun brydes hvis den finder en .csv fil, eller hvis alle filer er kontrolleret og der ikke blev fundet en .csv fil.

#### 2.4.2.4 Metode: createFileTemplate()

**Parameter:**

**Returtype:** *String filename*

**Beskrivelse:** Når der skal laves en ny fil på SD-kortet, skal der skrives en header til hver kolonne i .csv filen. Denne metode modtager et filnavn, som den åbner og skriver i en header til.

#### 2.4.2.5 Metode: writeToSDCard()

**Parameter:** *String textToSD*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Denne metode modtager en tekst, som den skriver til .csv filen på SD kortet.

#### 2.4.2.6 Metode: getFilename()

**Parameter:** **Returtype:** *String* **Beskrivelse:** Simple metode der returnere en lokal variable, som indeholder navnet på den fundne .csv fil

### 2.4.3 Klasse: InternalMemory

Klassen gør brug af biblioteket *EEPROM*, dette bibliotek gør kommunikation muligt med EEPROMen.

### 2.4.3.1 Metode: writeToEEPROM()

**Parameter:** *int adr, unsigned short value*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Simple metode der skriver *value* til adressen *adr* på EEPROM.

### 2.4.3.2 Metode: readFromEEPROM()

**Parameter:** *int adr*

**Returtype:** *unsigned short*

**Beskrivelse:** Metode der læser værdien på adressen *adr* på EEPROM.

## 2.4.4 Klasse: PressureSampling

### 2.4.4.1 Metode: getCuffPressure()

**Parameter:**

**Returtype:** *unsigned short*

**Beskrivelse:** Returnerer det aktuelle tryk i manchetten ved at sample 10 gange og tage middelværdien

### 2.4.4.2 Metode: runningPeakDetect()

**Parameter:** *unsigned short peaks[], unsigned short cuffPressure[], unsigned short peakArrayLength, unsigned short \*totalNumberOfPeaks, PressureControl pc, Utilities util*

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Denne metode anvender en pointer til et array med peak værdier, et array med manchettryk værdier, en variabel med værdien tilsvarende længden af de to arrays, samt en pointer til en variabel hvor metoden skriver hvor mange peaks, som der er blevet fundet. De sidste parametre er bare objekter af de klasser som indeholder metoder der skal bruges i runningPeakDetect(). Metoden sampler et sample ad gangen (i alt 13) og tjekker om værdien er højere end middelværdien af de 6 samples før og de 6 samples efter. Hvis sample x(n-6) er størst og er højere end thresholdværdien for et detekteret puls signal, så gemmes peak værdien i "peaks[]" og manchettrykket i "cuffPressure[]".

```

1   if(timestamp<millis()-400 && n6>threshold && (n12+n11+n10+n9+n8+n7)/6 < n6 &&
2     (n+n1+n2+n3+n4+n5)/6 < n6)
3   {
4     peaks[tN0Peaks] = n6;
5     cuffPressure[tN0Peaks] = getCuffPressure();
6     tN0Peaks++;
}
```

If sætningen sikre også at peaks har mindst 400ms i afstand. Ved at have minimum afstand mellem detekteret pulssignal sikres at flere peaks på en puls ikke detekteres. Metoden fortsætter med at sample ind til manchet trykket når under 40mmHg, hvorefter den stopper.

```

1   while(currentPressure > util.mmHgToRaw(40))
2   {
```

Fordi de to arrays, som indeholder henholdsvis peaks og cuffpressure er prealokeret i hukommelsen, sættes de resterende ubrugte pladser = NULL. Dette sikrer at de værdier, som ellers måtte være liggende i hukommelsen ikke bliver forvekslet med en peak amplitude.

```

1   for(i = tNO Peaks; i < peakArrayLength; i++)
2   {
3       peaks[i] = NULL;
4       cuffPressure[i] = NULL;
5   }

```

Til sidst lukkes den resterende luft ud af manchetten, altså de sidste 40mmHg.

## 2.5 Namespace: Global



*Figur 2.9.* Klasse diagram over det globale namespace

### 2.5.1 Klasse: Utilities

Denne klasse tilhører det globale namespace og kan tilgås af alle namespaces. Klassen skal ses som en hjælpe klasse med funktioner der kan være brugbare flere steder

#### 2.5.1.1 Metode: rawToMmHG()

**Parameter:** *unsigned short rawPressure*

**Returtype:** *double*

**Beskrivelse:** Metoden konverterer rå ADC værdi til mmHg.

#### 2.5.1.2 Metode: mmHgToRaw()

**Parameter:** *unsigned short mmHgPressure*

**Returtype:** *double*

**Beskrivelse:** Metoden konverterer mmHg værdi til rå ACD værdi.

### 2.5.2 Klasse: Konditioneringsapparat.pde (Main fil)

Denne klasse er softwaren main fil, her samles funktionaliteten i to metoder: *setup()* og *loop()*, samt 5 interrupt service rutiner. Dette er begge metoder som arduino skal have. *setup()* bliver kørt som det første når arduinoen startes og derefter køres det uendelige *loop()*. Klassen kender kun til de to klasser i GUI laget, Buttons og Display Da interrupt ikke kan sættes fra andre steder end main filen, bliver der initieret 5 interrupt i denne klasse, hhv to til konditioneringsforløbet, en til okklusionstraening og to til setup.

### 2.5.2.1 Metoder: intCon\_ISR(), intBT\_ISR(), intOcc\_ISR(), intCha\_ISR() og intSel\_ISR()

**Parameter:**

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Disse fem interrupt service rutiner kalder alle sammen deres respektive metode fra klassen Buttons. Alle metoder indeholder et delay på 100 ms og derefter et if statement, som tjekker om interrupt pin'en stadig er høj, dette software imødekommer debouncing, se afsnit 4.2

### 2.5.2.2 Metode: setup()

**Parameter:**

**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Denne metode bruges til opsætning af arduino, og det er derfor også her at det afgøres om arduinoen skal køre hhv konditioneringsforløb, okklusionstræning eller setup. Derfor aflæses værdien af 3 digital porte for at afgøre hvilket program der skal køres. Derefter opsættes de respektive interrupt for det valgte program. Dette er nødvendigt da prototypen kun har 2 knapper og disse skifter funktion efter hvilket program der er valgt

```

1   programToRun = btt.readModeSwitch();
2
3   //Setup for i interrupts
4   pinMode(interruptPin0, INPUT);
5   pinMode(interruptPin1, INPUT);
6
7   switch(btt.readModeSwitch()){
8     case 1: //Conditioning
9       attachInterrupt(digitalPinToInterruption(interruptPin0), intCon_ISR, RISING);
10    attachInterrupt(digitalPinToInterruption(interruptPin1), intBT_ISR, RISING);
11    break;
12    case 2: //Occlusion
13    attachInterrupt(digitalPinToInterruption(interruptPin0), intOcc_ISR, RISING);
14    break;
15    case 3: //Setup
16    attachInterrupt(digitalPinToInterruption(interruptPin0), intCha_ISR, RISING);
17    attachInterrupt(digitalPinToInterruption(interruptPin1), intSel_ISR, RISING);
18    break;
19 }
```

### 2.5.2.3 Metode: loop()

**Parameter:**

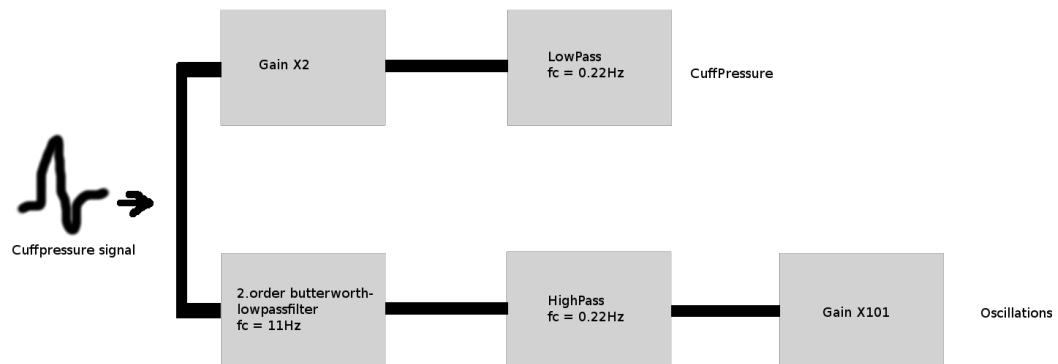
**Returtype:** *void*

**Beskrivelse:** Uendeligt loop der eksekveres efter metoden setup() har kørt. Metoden indeholder en switch case struktur, og program valget afgøre hvilken case der køres. Der kan kun skiftes case, hvis arduinoen genstartes.

# 3 | Filter design

## 3.1 Analoge filtre

Det analoge filter design har blandt andet funktionen at isolerer og forstærke DC niveauet fra tryksensoren, som er koblet til manchetten. Tryksensoren (MPX5100) er lineær og kan derfor ud fra en enkel koefficient kalibreres.<sup>1</sup> DC niveauet skal forstærkes for at øge ADC opløsningen i forhold til mmHg per bit. Arduino MEGA 2560 har en ADC opløsning på 10bit. I volt er dette en opløsning på  $5/1023=4.9\text{mV}$ . Sensoren har en sensitivitet på  $45\text{mV/kPa}$ , svarende til  $6\text{mV/mmHg}$ . Uden DC forstærkning er opløsningen altså  $4.9/6=0.817\text{mmHg}$ . Ved at anvende gain X2 øges opløsningen til  $0.817/2=0.408\text{mmHg}$ . Ren DC opnås ved at lavpas filteret fjerner alt AC over knækfrekvensen.



**Figur 3.1.** Filter model med inputsignal til venstre og de to output signaler til højre

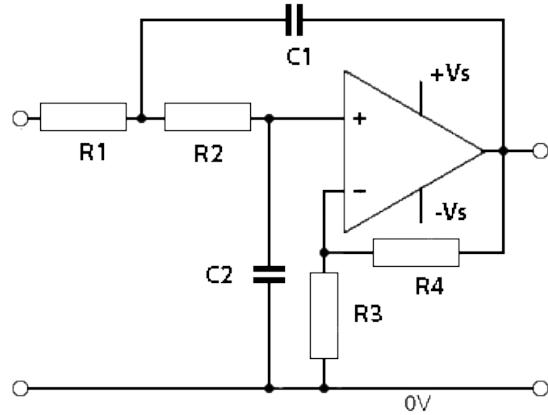
CuffPressure er forstærket DC og Oscillations er forstærket AC mellem 0.22Hz og 11Hz

Oscillationerne i manchetten isoleres med 11Hz anden ordens butterworth for at opnå god dæmpning på 50Hz brummen. L.A. Geddes<sup>1</sup> et al. Sætter knæk frekvensen til 30Hz, men efter som at puls signalet befinner sig på ca 1Hz og at Geddes med høj sandsynlighed har anvendt kaskade filtre sættes butterworth filterets knæk til 11Hz, svarende til elve afledte af puls grund frekvensen. Højpasfilteret fjerner DC ved at knække ved 0.22Hz. For at forstærke oscillationerne op i en størrelse, som arduinoen kan sample forstærkes det pulserende signal med gain X101.

<sup>1</sup>FiXme Fatal: REFERENCE

## 3.2 Komponent udregninger

### 3.2.1 Anden ordens butterworth filter



**Figur 3.2.** 2. ordens butterworth filter

Normaliseret polynomie som producerer et anden ordens butterwoth respons<sup>2</sup>

$$s^2 + 1.414s + 1 = 0 \quad (3.1)$$

$$\zeta = \frac{1.414}{2} = 0.707 \quad (3.2)$$

Der bruges en anden metode til at bestemme  $R$  og  $C_1$  og  $C_2$ . Det bestemmes at  $R = 100k\Omega$ , for at mindske spændingsdelingen mellem kredsløbet og spændingskilden.

Den ønskede knækfrekvens er  $f_c = 11Hz$  og efter som  $f_c = \frac{\omega_c}{2\pi}$  så er  $\omega_c = f_c * 2 * \pi = 22\pi$

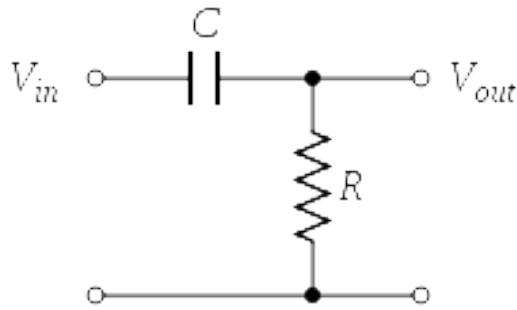
Nu løses de to ligninger med de to ubekendte  $R\sqrt{C_1 * C_2} = \frac{1}{\omega_0}$  og  $\frac{C_2}{C_1} = \zeta^2$  og  $C_1$  og  $C_2$  bliver:

$$C_1 = 2.046 * 10^{-7}F \text{ eller } C_1 = -2.046 * 10^{-7}F$$

$$C_2 = 1.023 * 10^{-7}F \text{ eller } C_2 = -1.023 * 10^{-7}F$$

<sup>2</sup>FiXme Fatal: Kilde: the analysis & design of linear circuits – side 755

### 3.2.2 Høj pas filter



**Figur 3.3.** 1. ordens høj pas filter

Knæk frekvens  $f_c = 0.3$

Modstand værdi,  $R = 1M\Omega$

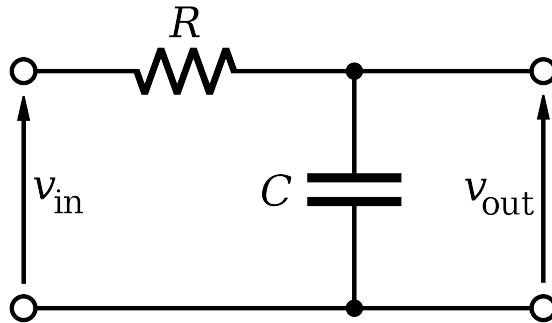
Nu udregnes værdien af kondensatoren ved at isolere C:

$$f_c = \frac{1}{2\pi * R * C} \Rightarrow C = 5.3052 * 10^{-7} F \quad (3.3)$$

Dette bliver en kondensator på 530nF, den nærmeste komponent hedder 680nF og derfor udregnes den nye knæk frekvens til:

$$f_c = \frac{1}{2\pi * R * 680 * 10^{-9}} = 0.23 Hz \quad (3.4)$$

### 3.2.3 Lav pas filter



**Figur 3.4.** 1. ordens lav pas filter

Knæk frekvens  $f_c = 0.3$

Modstand værdi,  $R = 1M\Omega$

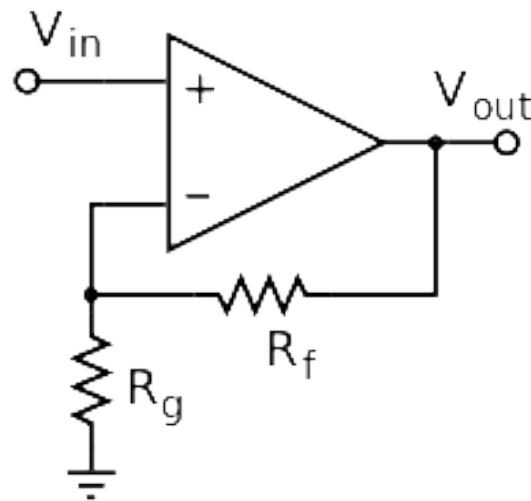
Nu udregnes værdien af kondensatoren ved at isolere C:

$$f_c = \frac{1}{2\pi * R * C} \Rightarrow C = 5.3052 * 10^{-7} F \quad (3.5)$$

Dette bliver en kondensator på 530nF, den nærmeste komponent hedder 680nF og derfor udregnes den nye knæk frekvens til:

$$f_c = \frac{1}{2\pi * R * 680 * 10^{-9}} = 0.23Hz \quad (3.6)$$

### 3.2.4 Gain på manchet oscillationer



*Figur 3.5.* Gain til manchet oscillationer

#### Udregning af gain:

Der ønskes et gain på 2, dvs  $A = 100$

$$A = \frac{V_0}{V_i} = 1 + \frac{R_f}{R_g} \quad (3.7)$$

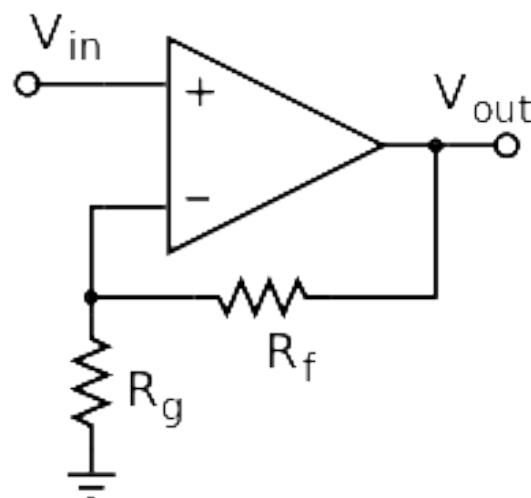
#### Udregning af komponenter:

Indsættelse af komponent værdier,  $R_f$  sættes til  $100k\Omega$  og  $R_g$  udregnes:

$$A = 1 + \frac{R_f}{R_g} \Rightarrow R_g = 1010 \quad (3.8)$$

Derfor vælges  $R_g$  til at være  $1k\Omega$

### 3.2.5 Gain på manchettryk signal



*Figur 3.6.* Gain til manchettryk signal

**Udregning af gain:**

Der ønskes et gain på 100, dvs  $A = 2$

$$A = \frac{V_0}{V_i} = 1 + \frac{R_f}{R_g} \quad (3.9)$$

**Udregning af komponenter:**

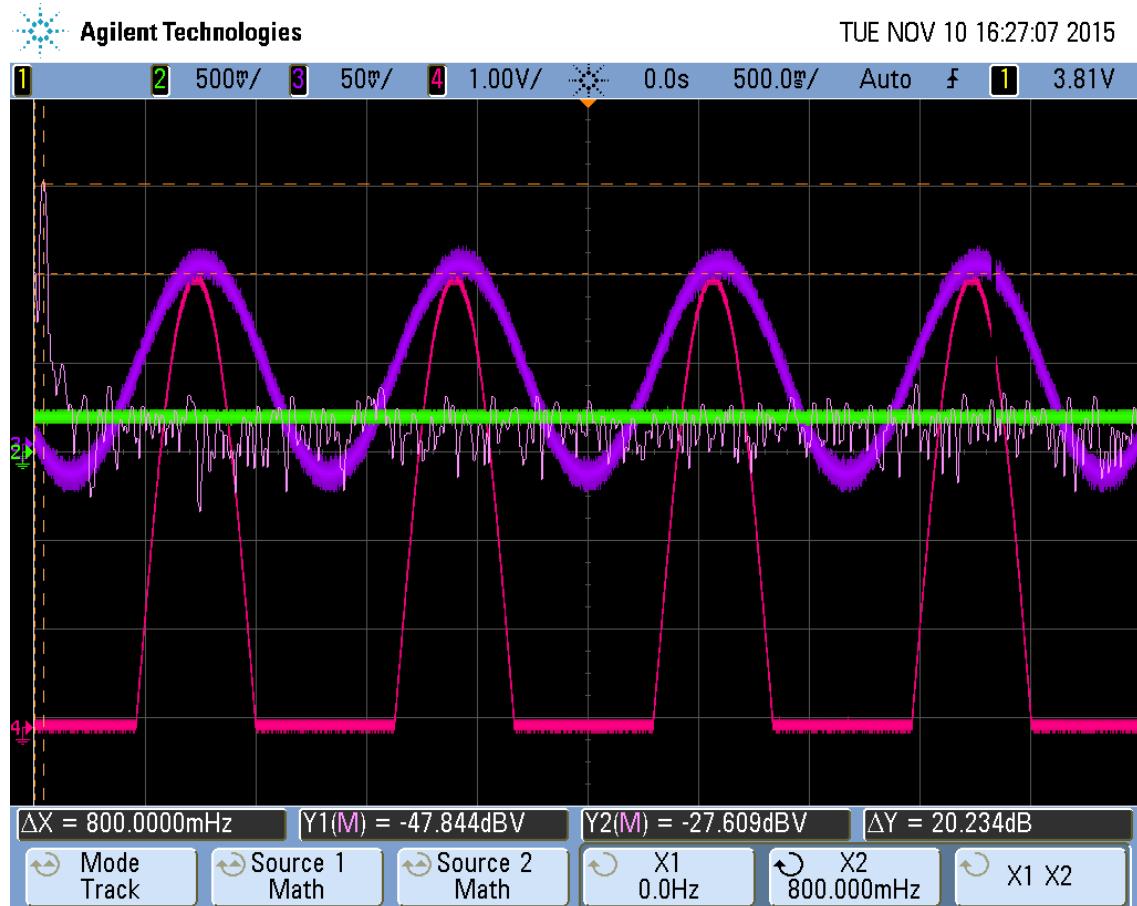
Indsættelse af komponent værdier,  $R_f$  sættes til  $100k\Omega$  og  $R_g$  udregnes:

$$A = 1 + \frac{R_f}{R_g} \Rightarrow R_g = 100000 \quad (3.10)$$

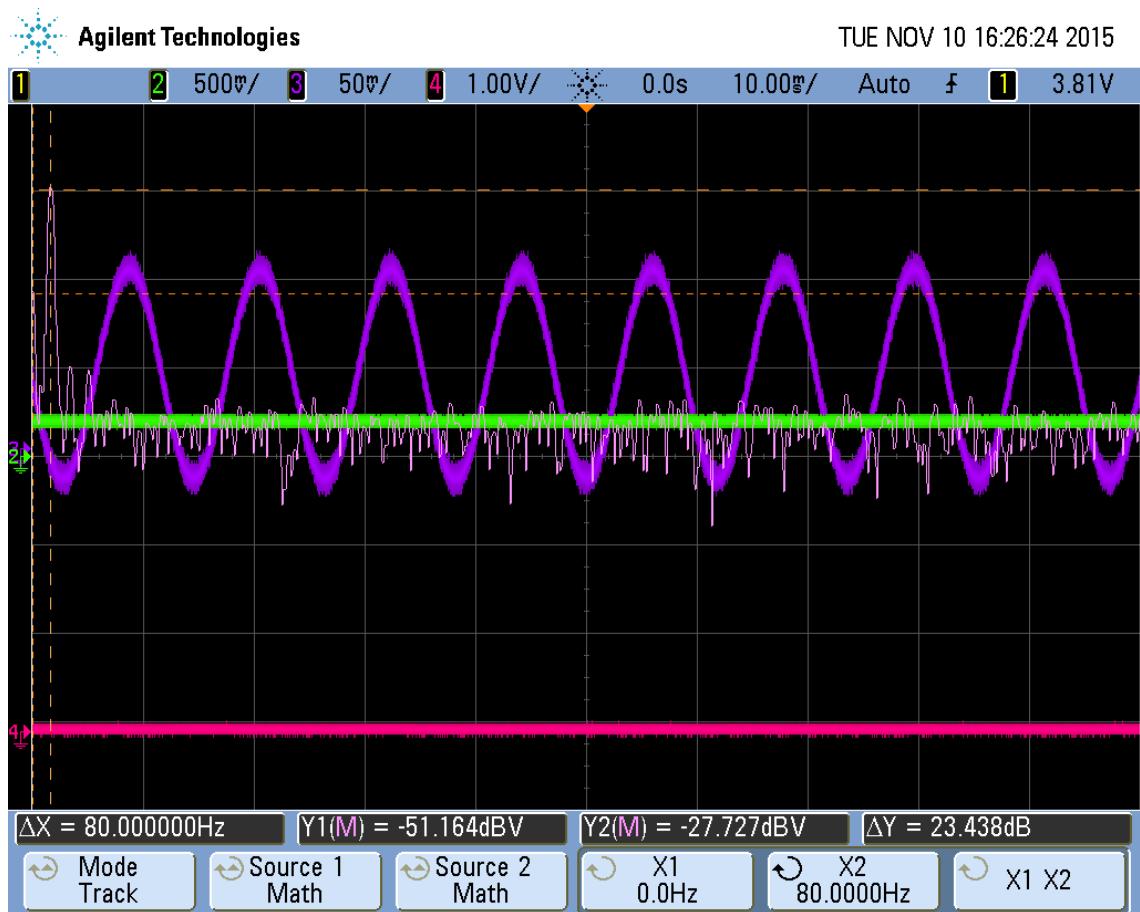
Derfor vælges  $R_g$  til at være  $100k\Omega$

### 3.3 Praksis

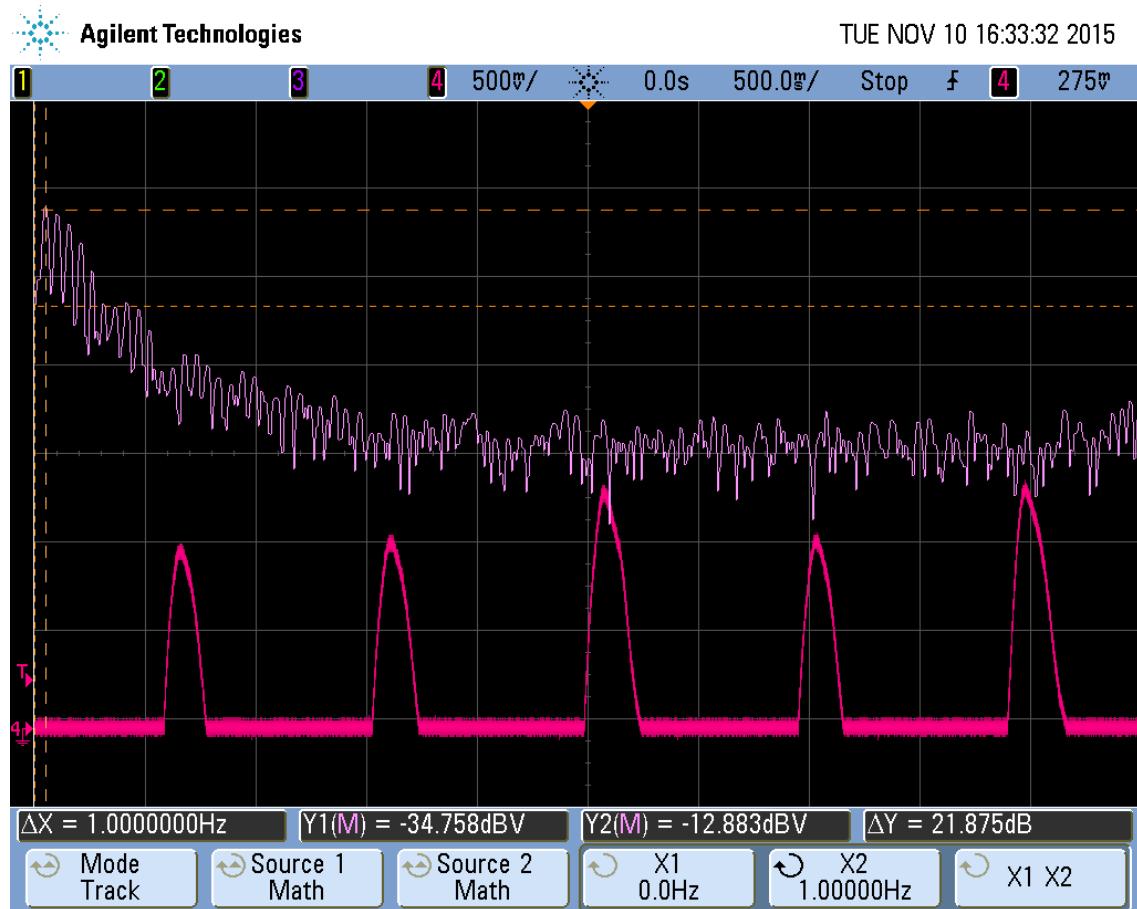
Signal generator med frekvens 0.8Hz svarende til en sund puls. Simuleringen er vist på billederne under. Den lilla kurve er inputsignalet, rød er det oscillerende udgangssignal efter filteret og den grønne kurve er udgangssignalet efter det ikke oscillerende filter.



**Figur 3.7.** Lilla er input sinus 0.8Hz. Grøn er ren DC. Rød er det filtrerede signal med oscillationerne. Den lyserøde kurve er FFT af det lilla signal, hvor det ses at det består af 0.8Hz grundtone.

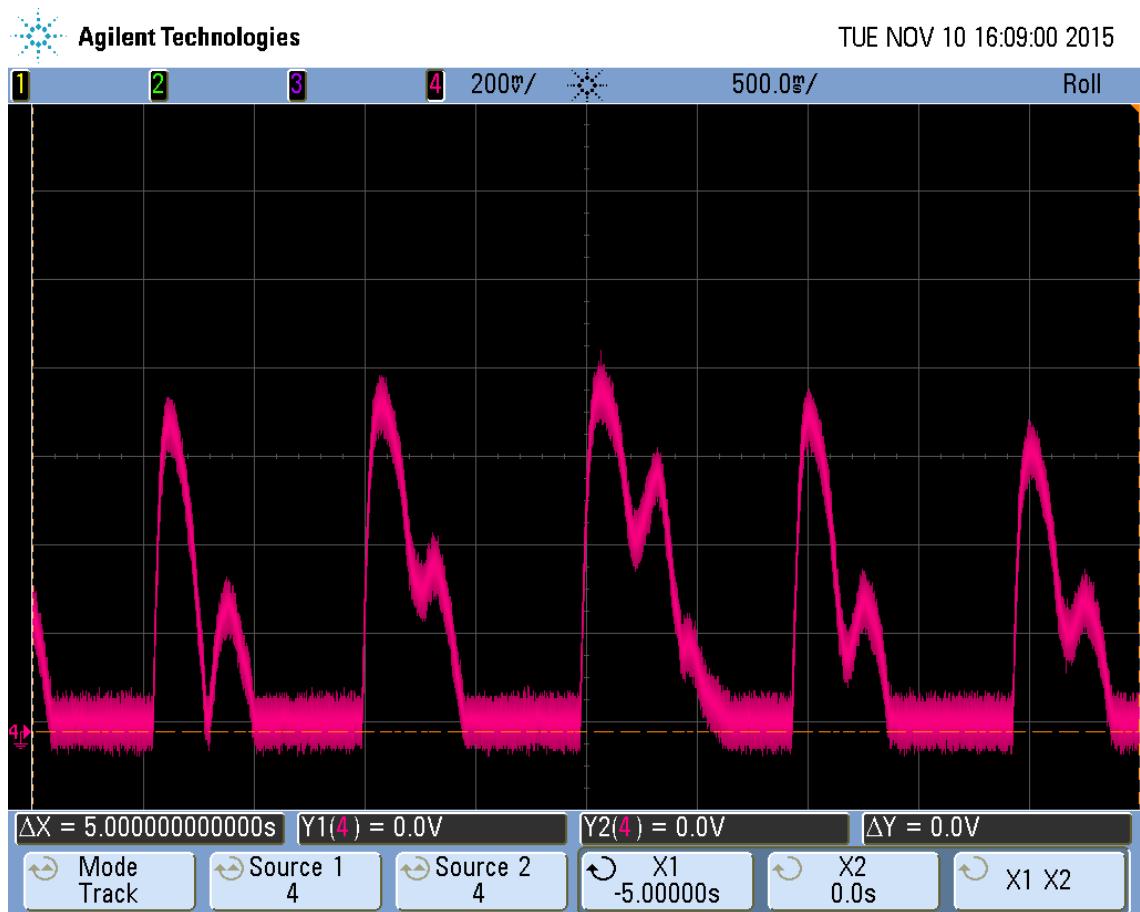


**Figur 3.8.** Lilla er input sinus 80Hz. Grøn er ren DC. Rød er det filtrerede signal med oscillationerne. Den lyserøde kurve er FFT af det lella signal, hvor det ses at det består af 80Hz grundtone.



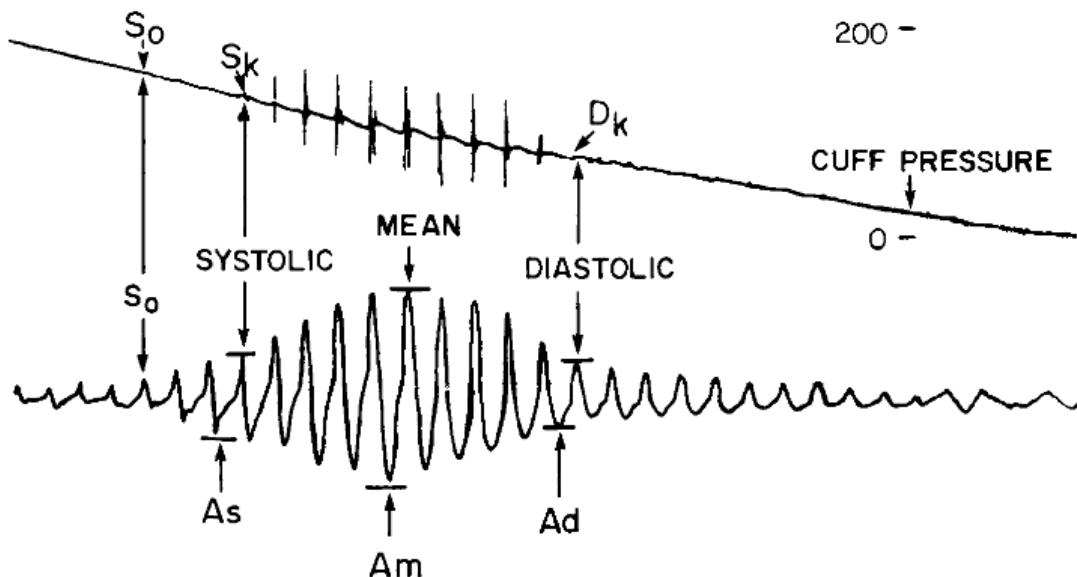
**Figur 3.9.** Osciloskop billedet viser udgangssignalet efter den oscillérende filtrering (Rød) og en FFT af signalet (lyserød). Her ses det tydeligt at grundtonen er ca 1Hz og har mindst 4 afledte der af (2,3,4,5 Hz), som giver den spidse smalle form.

Hvis manchet signalet ikke simuleres, men i stedet måles på et rigtigt menneske ligner signalet ikke perfekte sinuser, men i stedet korte udsving, med en grundfrekvens og en masse overtoner. På nedenstående billede ses forskellige typiske udgangssignaler under en normal blodtryksmåling.



**Figur 3.10.** Når manchet trykket nærmer sig det systolliske tryk observeres der et signal som ser lidt anderledes ud

Det ses meget tydeligt på billede (se figur 3.9 og 3.10) at det pulserende signal svinger meget med hensyn til peak amplituden over tid. Fænomenet som ses kan skyldes mange ting, her iblandt respirationen og andre mekaniske bevægelse. Den analoge filtrering når sin begrænsning, da den ikke kan filtrere peak amplituden til at passe en optimal blodtryksmåling, som kan ses på figur 3.11, hvor amplituderne er konstant stigende ind til MAP og så aftagende efterfølgende. Til at håndterer dette problem anvendes der digital filtrering.



**FIGURE 1.** Cuff-pressure with superimposed Korotkoff sounds and amplified oscillations in cuff pressure. The symbols identify the measurements used to identify systolic and diastolic pressure (see text).

*Figur 3.11.* Signal fra oscilometrisk blodtryksmåling

Reference <sup>3</sup>

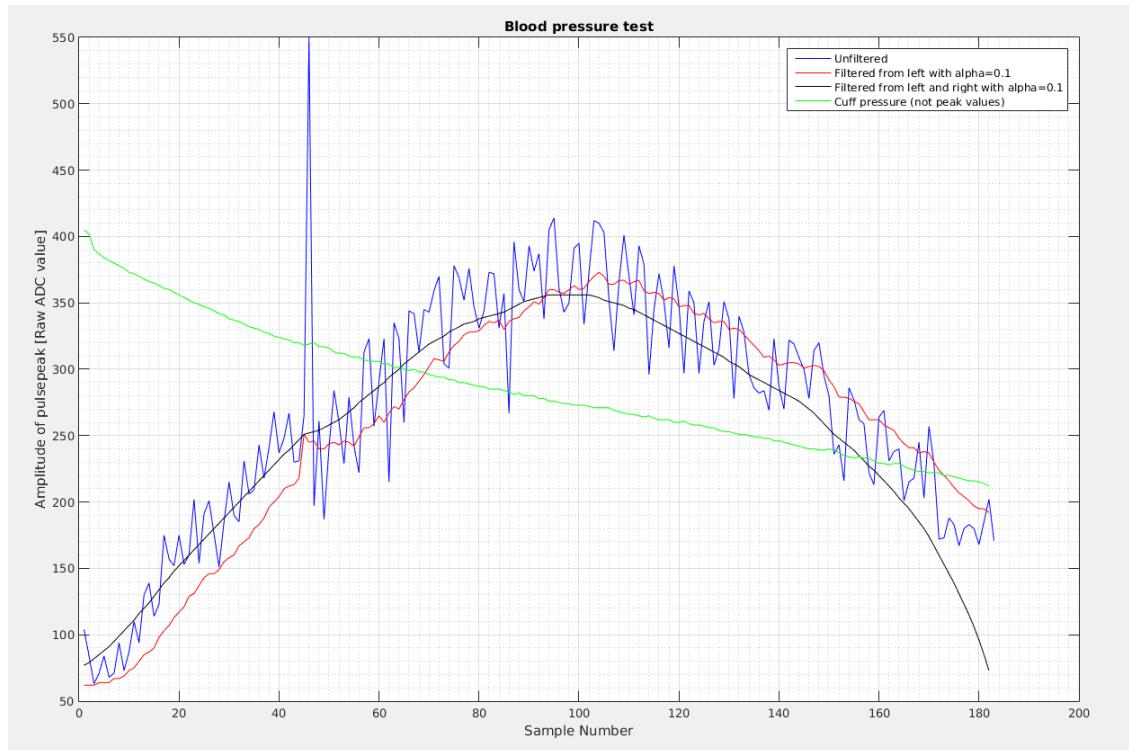
### 3.4 Digital filtrering

Til digital filtrering er der anvendt et eksponentiel midlingsfilter med zero group delay.

$$y(n) = \alpha x(n) + (1 - \alpha)y(n - 1) \quad (3.11)$$

Filteret midler over peak amplituderne, så den gennemsnitlige amplitude forøgelse/dæmpning kommer til udtryk. Blodtryks filteret anvender en alfaværdi på  $\alpha = 0.11$ . Ydermere filtreres data fra begge sider, altså først fra venstre mod højre og så bag efter fra højre mod venstre. Denne teknik sikrer ingen group delay, som er vigtigt for at kunne bestemme MAP, som det tryk der er i manchetten på samme tidspunkt som den maksimal målte peak amplitude. Dette er bedst illustreret på figur 3.12, hvor manchettrykket er faldende over tid og peak amplituderne er stigende og efter MAP så faldende. Når det rå signal midles fra venstre mod højre opstår et group delay på peak amplituderne, som ikke er på manchet tryk data'en. Af denne grund må der ikke være group delay på signalet.

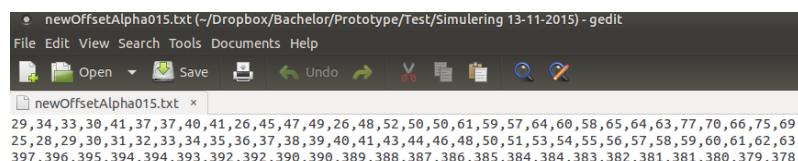
<sup>3</sup>Fixme Fatal: Billedet er taget fra CHARACTERIZATION OF THE OSCILLOMETRIC METHOD FOR MEASURING INDIRECT BLOOD PRESSURE



**Figur 3.12.** Graf med data fra en blodtryksmåling. Her ses at det rå signal er støjfyldt. Grøn er manchet trykket, blå er de rå peak amplituder, rød er filtreret en gang fra venstre mod højre, sort er filtreret fra begge sider

### 3.4.1 Matlab

Til udarbejdelsen af det digitale filter er der anvendt matlab på det rå signal. Det rå signal med peak amplituderne og manchet trykket er udprintet gennem serielparten og derefter gemt i .txt fil for at blive importeret til matlab. Et udkast af en sådan fil kan ses i figur 3.13. Første række indeholder de rå peaks, anden række de filtrerede peaks og tredje række indeholder manchet trykket.



**Figur 3.13.** Udklip af datafil som importeres til matlab

Matlab figuren kan se på figur 2.7 og koden til fremstilling af denne kan læses under.

```

1 sysCoefficient = 0.38;           %Lokation of SYS in persentage of MAP
2 diaCoefficient = 0.48;           %Lokation of DIA in persentage of MAP
3
4 figure(1)                      %Figure number
5 plot(newOffsetAlpha015(1,:),'b') %First plot
6 hold on;
7 plot(newOffsetAlpha015(2,:),'r') %Secund plot
8 plot(newOffsetAlpha015(3,:),'black')%Third plot
9

```

```

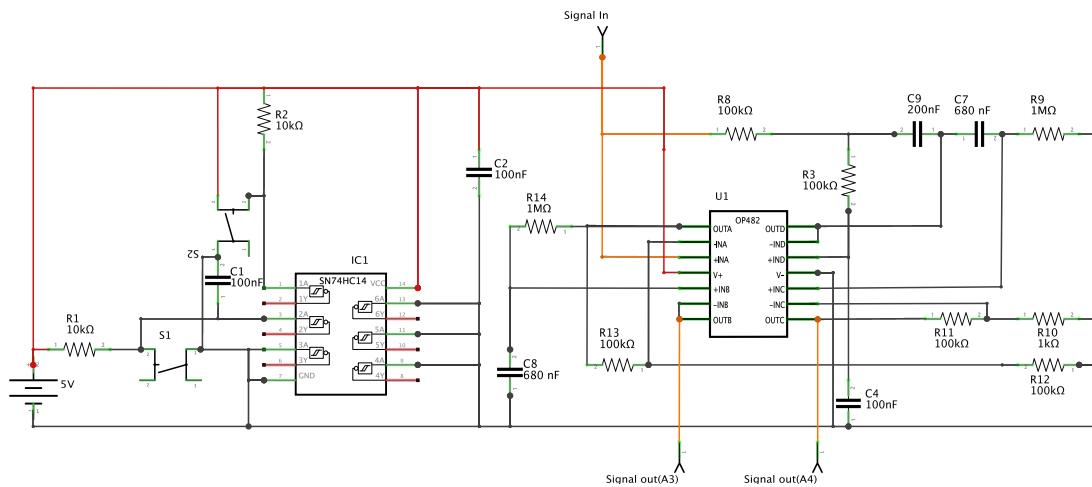
10 filt0sc = newOffsetAlpha015(2,:); %Reads data from 2 row
11 cuffPress = newOffsetAlpha015(3,:); %Reads data from 3 row
12 [M,I] = max(filt0sc); %Finds higest peak in oscilliations
13
14
15 [~,ISYS] = min(abs(filt0sc(1:I)-(M*sysCoefficient))); %Find location of SYS
16
17
18 [~,IDIA] = min(abs(filt0sc(I:end)-(M*diaCoefficient))); %Find location of DIA
19 IDIA = I+IDIA; %Adds the offset of MAP
20 scatter([ISYS, I+4, IDIA, ISYS, I+4, IDIA],[filt0sc(ISYS), M, filt0sc(IDIA),
    cuffPress(ISYS), cuffPress(I+4), cuffPress(IDIA)],'or','LineWidth',5); %Plot SYS,
    MAP and DIA
21
22 %Labels for locations
23 str = '\leftarrow SYS';
24 text(ISYS,filt0sc(ISYS),str)
25 str = '\leftarrow SYS';
26 text(ISYS,cuffPress(ISYS),str)
27 str = '\leftarrow MAP';
28 text(I,filt0sc(I+4),str)
29 str = '\leftarrow MAP';
30 text(I,cuffPress(I+4),str)
31 str = '\leftarrow DIA';
32 text(IDIA,filt0sc(IDIA),str)
33 str = '\leftarrow DIA';
34 text(IDIA,cuffPress(IDIA),str)
35
36 %plot settings
37 grid on;
38 grid minor;
39 xlabel('Sample Number');
40 ylabel('Amplitude of pulsepeak [Raw ADC value]');
41 title('Blood pressure test');
42 legend on;
43 legend('Unfiltered','Filtered from left and right with alpha=0.15','Cuff pressure (not
    peak values)','SYS, MAP and DIA');

```

# 4 | Hardware

## 4.1 Schmetic

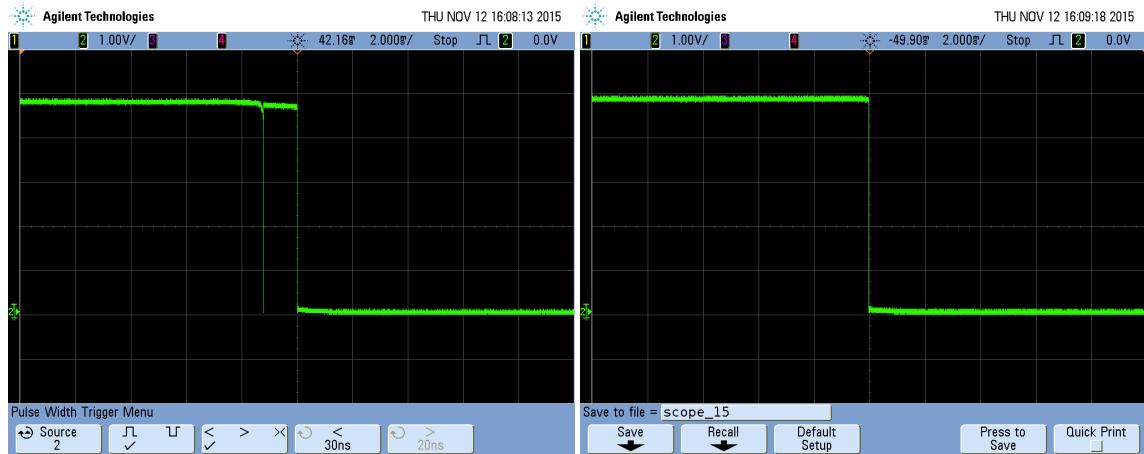
På figur 4.1 ses tegning over hardware setup. *Signal in*, *Signal out(A3)* og *Signal out(A4)* skal ses som interface med arduino og tryksensoren. Disse er undladt for ikke gøre diagrammet for kompleks



Figur 4.1.

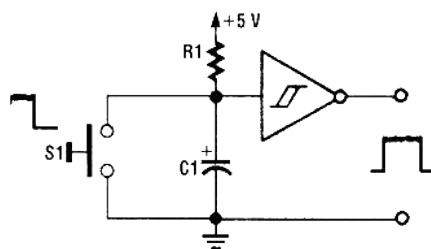
## 4.2 Knapper

For at imødegå debouncing ved tryk på knapperne, er der bygget et støttekredsløbs til disse. Debouncing kan ses på figur 4.2 hvor det mekaniske slip på knappen, giver anledning til en løs forbindelse ses på multimeteret som en lav efterfulgt af en høj, for så at blive lav igen. Microcontrolleren er hurtig nok til at registrer dette som et nyt knaptryk.



**Figur 4.2.** Figuren viser et knaptryk, hvor der **Figur 4.3.** Knaptryk hvor der er implementeret opstår debouncing. et anti debouncing kredsløb.

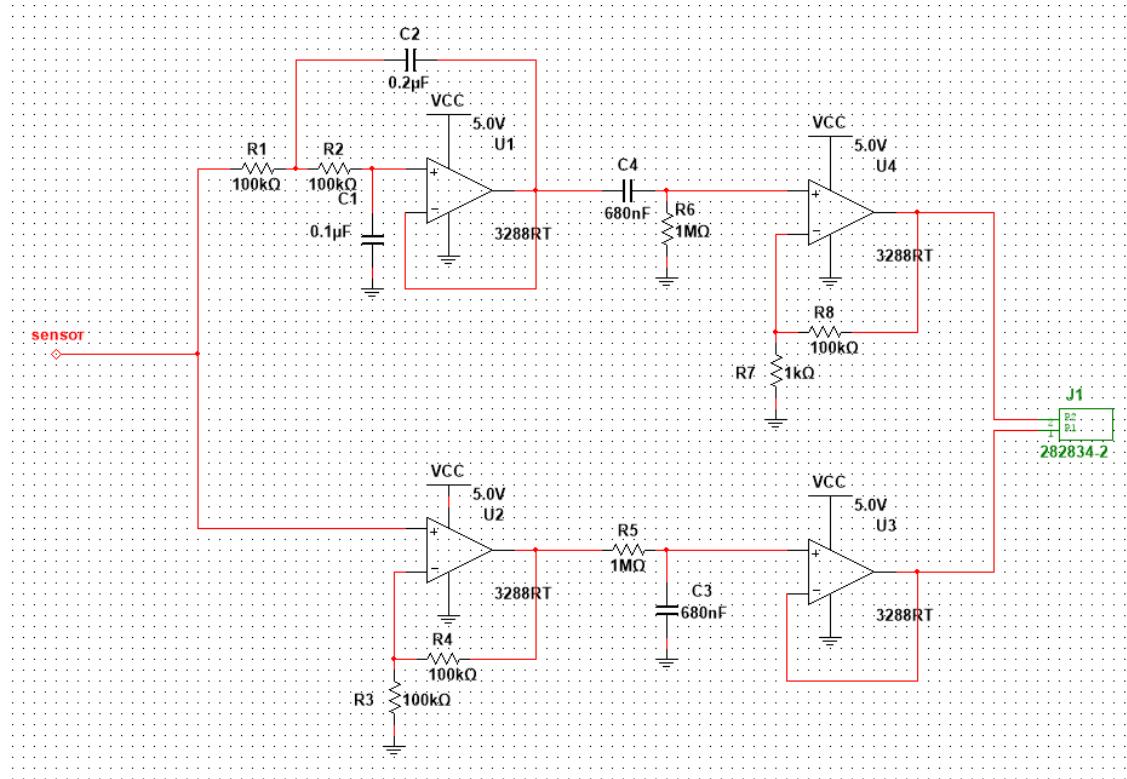
For at imødekomme er der implementeret et debounce kredsløb (figur 4.4) med en inverting schmitt trigger. Schmitt triggeren leverer en stabil høj og kapacitoren forhindrer den lav ved kortvarig open circuit under knaptryk.



**Figur 4.4.** Anti debouncing kredsløb

## 4.3 Filter

Filtreringen af signalet er opdelt i isolering af manchet tryk og isolering af pulserende signal. På figur 4.5 ses opdelingen af signalet i to til ADC'en. Dyberer forklaring af filterdesignet kan findes under afsnit 3 omkring filter design.

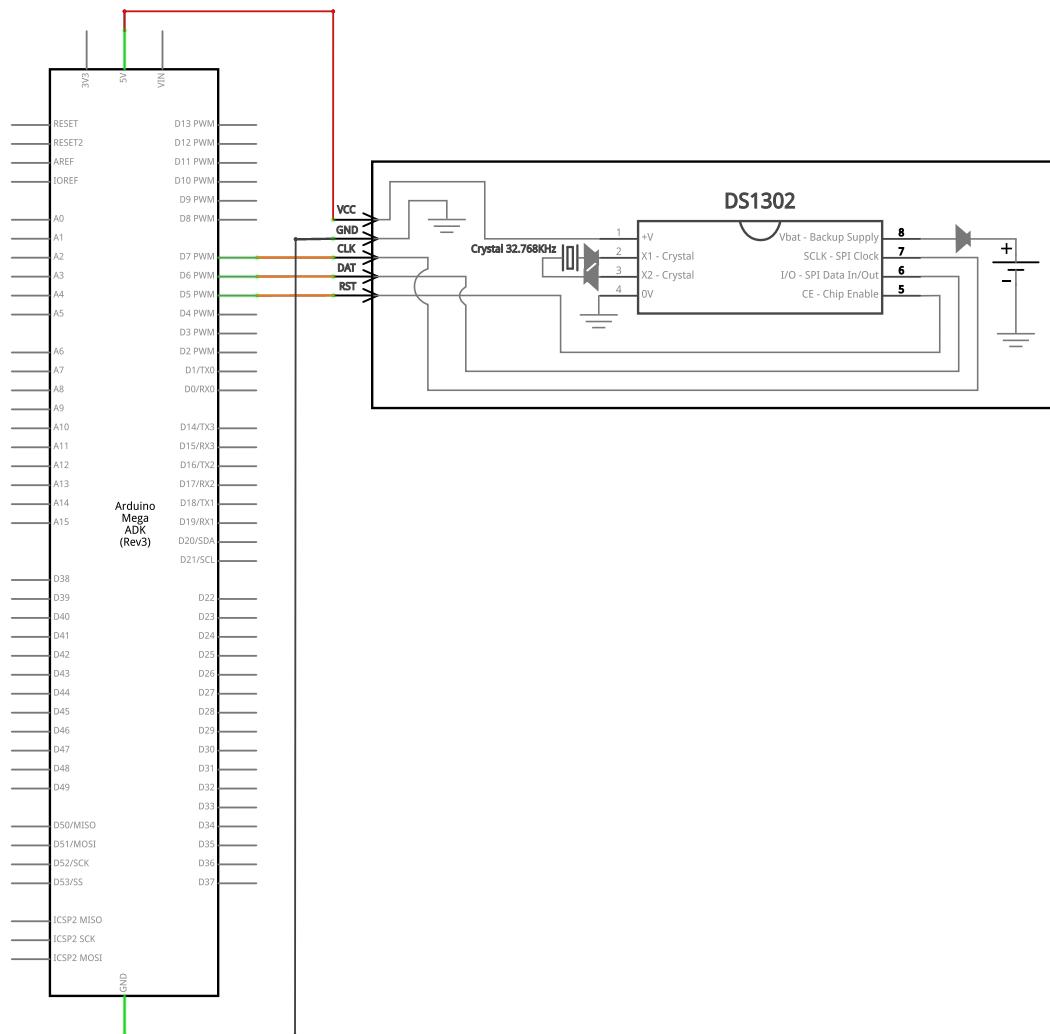


**Figur 4.5.** Schematics over filter design

## 4.4 Timer

For at kunne lave tidsstemplere til målinger med konditioneringsapparatet var prototypen nød til at have en real time clock, som kunne holde korrekt tid, selvom apparatet blev slukket. Dette er opnået ved hjælp af en *timekeeping chip* model DS1302 (Se datablad<sup>1</sup>). Når prototypen er tændt forsynes den via konditioneringsapparatets strømforsyning, og når prototypen er slukket forsynes DS1302 med et knapcelle batteri. Se figur 4.6 for at se hvordan timeren er komplet på arduino.

<sup>1</sup>Fixme Fatal: reference til datablad DS1302

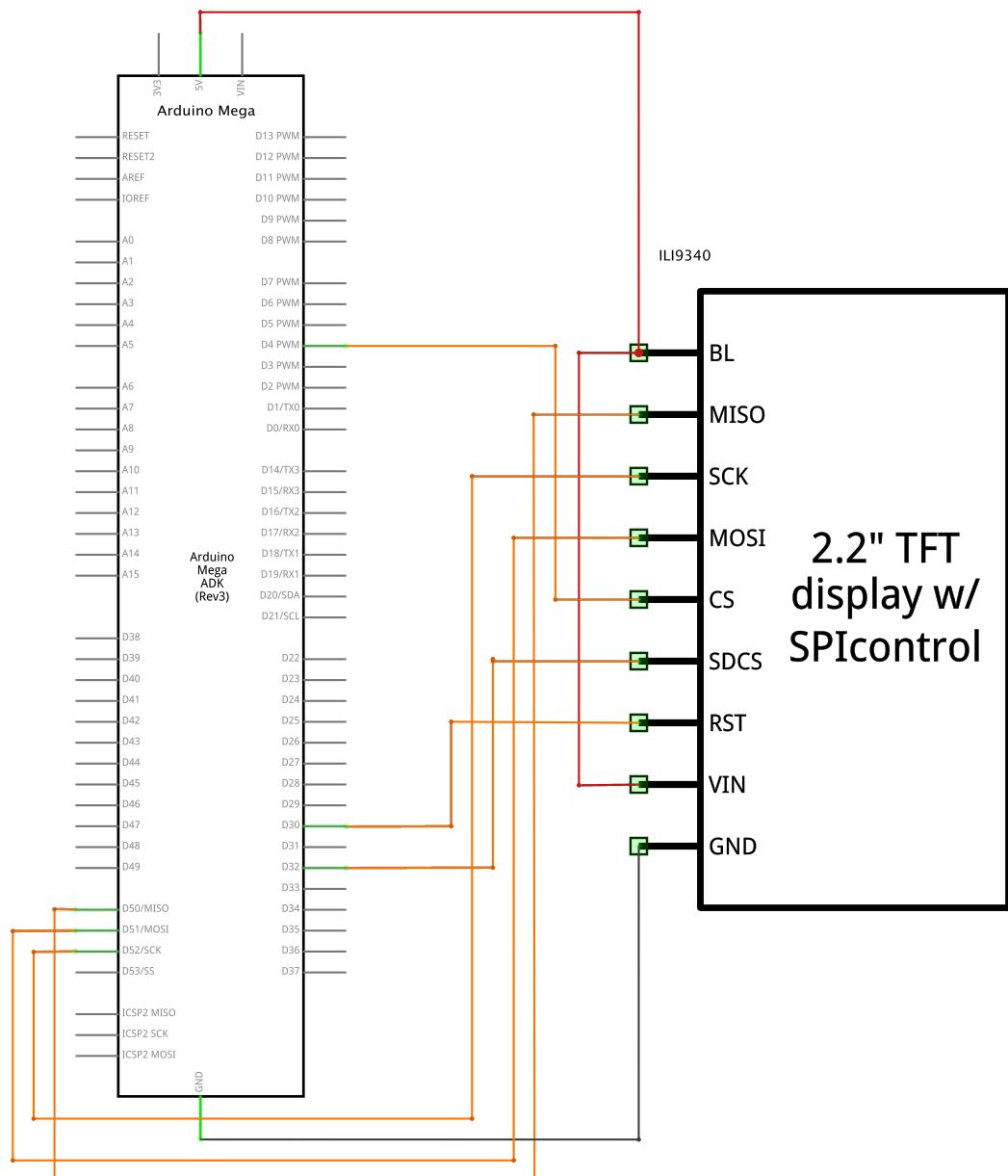


**Figur 4.6.** Oversigt over hvordan DS1302 er forbundet

## 4.5 Display

Til styring af bruger interfacet og feedback. Displayet er 2.2" med en oplosning på 320x240. Displayet styres med IC'en ILI9340 (Se datablad <sup>2</sup>). Kommunikation med displayet foregår via en SPI forbindelse som er koblet til Arduino Mega's digitale port 50, 51 og 52. For komplet interface se figur

<sup>2</sup>FiXme Fatal: Reference til ILI9340

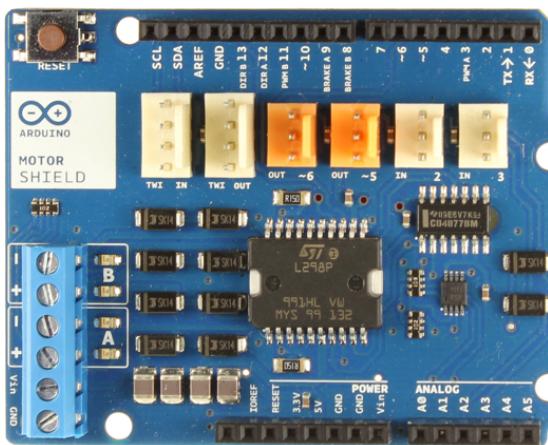


**Figur 4.7.** Oversigt over hvordan ILI9340 er forbundet

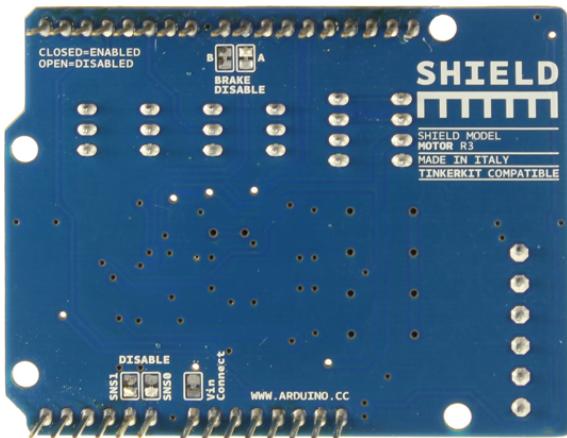
## 4.6 Motor shield

Arduino motor shield implementerer L298P (se figur 4.8 og 4.9 med selvinduktion beskyttelse og en galvanisk adskillelse af motor forsyning og den logiske strømforsyning. Schematics over boardet kan ses i bilag <sup>3</sup>. Desuden er motor shield modificeret, så det har en ekstern strøm forsyning på 12V. Derfor er 5V forbindelse mellem arduino og motor shield brudt.

<sup>3</sup>Fixme Fatal: reference til datablad



Figur 4.8. Arduino motorshield forside



Figur 4.9. Knaptryk hvor der er implementeret et anti debouncing kredsløb.