

BILAG 6

---

Design

---

19. december 2017

# Indholdsfortegnelse

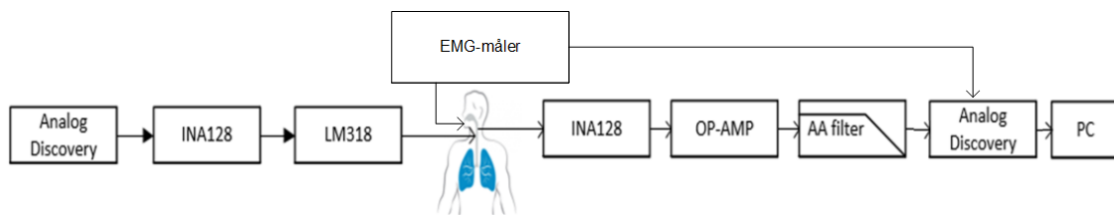
---

<b>Kapitel 1</b>	<b>Indledning</b>	<b>2</b>
<b>Kapitel 2</b>	<b>Hardware</b>	<b>3</b>
2.0.1	Analog Discovery . . . . .	3
2.0.2	Instrumentationsforstærker . . . . .	5
2.0.2.1	Instrumentationsforstærker 1 . . . . .	5
2.0.2.2	Instrumentationsforstærker 2 . . . . .	6
2.0.3	Strømgenerator . . . . .	9
2.0.4	OP-AMP . . . . .	11
2.0.5	AA filter . . . . .	12
<b>Kapitel 3</b>	<b>Software</b>	<b>14</b>
3.0.1	Funktioner . . . . .	15
3.0.2	Sekvens Diagram . . . . .	17
3.0.3	GUI . . . . .	18
<b>Litteratur</b>		<b>20</b>

# Indledning

# 1

I dette bilag forklares design af hardware og software for synkereflexmonitoren. På baggrund af HW-arkitekturen redegøres der, hvordan HW-blokkene, som indgår i HW-arkitekturen er designet samt deres funktion. Desuden indeholder afsnittet en kort beskrivelse af designovervejelser i forhold til de enkelte hardwareenheder. Figur 1.1 viser de komponenter, som skal anvendes for at synkereflexmonitoren kan blive realiseret. Nogle af disse komponenter skal designes af gruppens medlemmer mens resten er kommercielle komponenter, der anvendes pga. deres specifikation. Disse kommercielle komponenter omfatter en Analog Discovery, en PC og en EMG-måler. Dette afsnit forholder sig ikke til design disse kommercielle komponenter, men om de kan leve op til de krav som er nødvendig for at realisere det ønskede produkt. Desuden indeholder bilaget et sekvens diagram, der giver en detaljeret beskrivelse af udvalgte funktioner/metoder, som styrer synkereflexmonitorens hardware del.

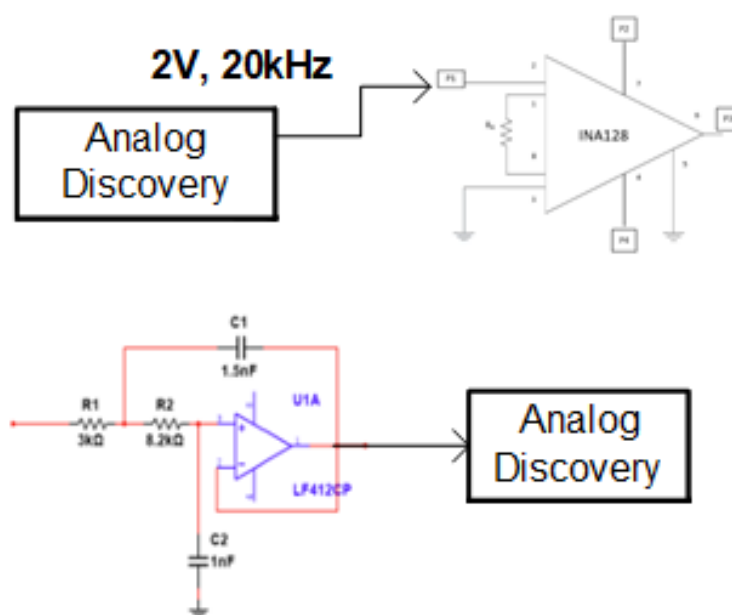


Figur 1.1: Figuren viser de enkelte komponenter, som skal designes for at realisere synkereflexmonitoren.

# Hardware 2

## 2.0.1 Analog Discovery

Analog Discovery (AD) bruges i dette projekt til to formål. Det første er at AD skal fungere som funktionsgenerator og det andet er at den skal også fungere som dataopsamlingsmodul. Figur ?? viser et skitse af de to formål som AD bliver brugt til. Her ses det at AD generere et AC signal på 2V, som sendes til indgangen af instrumentationsforstærkeren INA128. Dette signal bliver brugt til at generere en konstant strøm ud af operationsforstærkeren LM318. Det ses også på figuren at AD modtager et signal fra et antialiaseringsfilter. Her fungerer AD en dataopsamlingsmodul, der konverter et analog signal til et digital signal.



Figur 2.1: Figuren viser ADs funktion i det samlede system. AD fungerer som funktionsgenerator og som dataopsamlingsmodul

For at rekonstruere et fysiologisk signal som eksisterer i et analog domæne til et digital domæne kræver det at man opfylder en række krav. Den første krav er at overholde Shannons samplingsteorem som siger at samplingsfrekvensen skal minimum være 2 gange den maksimale frekvenskomponent, Nyquist-frekvensen. I praksis ønsker man en måling, der ikke indeholder frekvenser, som er større end den halve samplingsfrekvens dvs. Nyquist-frekvensen. Frekvenser større end Nyquist-frekvensen giver anledning til

aliasering, der gør det vanskeligt at rekonstruere det oprindelige signal korrekt. For at genskabe et signal bedst muligt anbefales det at man vælger en samplingsfrekvens, der er betydelig højere end den maksimale frekvenskomponent. Valg af dataopsamlingsenhed har også betydning for hvor præcise man kan genskabe et analog signal. Konvertering af analoge værdier til digitale værdier sker ved at dataopsamlingsenheden måler et analog signal værdi, som derefter konverteres til den nærmeste digital værdi. Under konvertering opstår der fejl, da konverteringen ikke er præcis, men approksimation. Denne fejl kaldes kvantiseringsfejl. Konverteringens præcision bestemmes af ADC'ens spændingsområde og opløsning. Forholdet mellem ADC'ens inputområde og dens kvantificeringsniveauer/ADC'ens opløsning kan udtrykkes ved denne formel [1, s. 634-635]:

$$LSB = \frac{Spndingsomrde}{2^{bits}} \quad (2.1)$$

Denne formel udtrykker A/D konverterens mindste detekterbare spændingsændring, Least Significant Bit. I dette projekt benyttes AD, der kan yde 14-bit analog til digital-konvertering og som får en spændingsforsyning på 8 V. Med disse opløsninger kan LSB beregnes som følgende:

$$LSB = \frac{8V}{2^{14}} = 0,48mV \quad (2.2)$$

Dette betyder at det mindste detekterbare spændingsændring som AD kan detektere er 0.48mV. Spændingsændringer over 0,48mV bliver omsat til digitale værdier og værdier under den bliver ikke omsat. AD er valgt ud fra følgende fordele:

- Den kan fungere som funktionsgenerator samtidig med at den læser to signaler ind simultant
- Den kan sample to signaler simultant med en  $f_s = 500kHz$
- Den kan fungere som dataopsamlingsenhed

Med disse fordele er det besluttet at benytte AD.

## 2.0.2 Instrumentationsforstærker

Når man måler fysiologiske signaler har man brug for at forstærke dem, da deres amplituder er små. Disse amplituder skal forstærkes fra millivolt til volt området. Ydermere er disse signaler overlejret med brum støj på 50 Hz, som kommer af de omkringliggende apparater, ved at måleudstyret og måleobjektet har elektromagnetisk kobling imellem hinanden. For at eliminere eller undertrykke denne støj mest muligt anvendes en differensforstærker. Udover at undertrykke denne støj, ønsker man også som omtalt at forstærke indgangssignalet fra funktionsgeneratoren. Derfor anvendes i dette projekt to instrumentationsforstærker af typen INA128P. Med INA128P er det muligt at forstærke et signal ved kun at regulere én modstand. Dette betyder at et ønsket forstærkning kan opnås ved at kun justere den eksterne modstand kaldet ( $R_G$ ). INA128P har følgende egenskaber som er ønskede, når man måler elektrofysiologiske signaler **Citer peters pdf**.

- Høj indgangsimpedans på ca.  $10^{10}\Omega$
- Stor common mode rejection (CMR) på minimum 120dB
- Differentielt input-single ended out (nødvendigt for at mindske  $CM_{noise}$ )

I dette projekt implementeres to instrumentationsforstærker af typen INA128. Den ene bruges til at forstærke signalet fra funktionsgeneratoren og fjerne brum støj på 50 Hz, og den anden anvendes til både at forstærke elektrofysiologiske signaler fra måleobjektet og undertrykkelse af common mode støj.

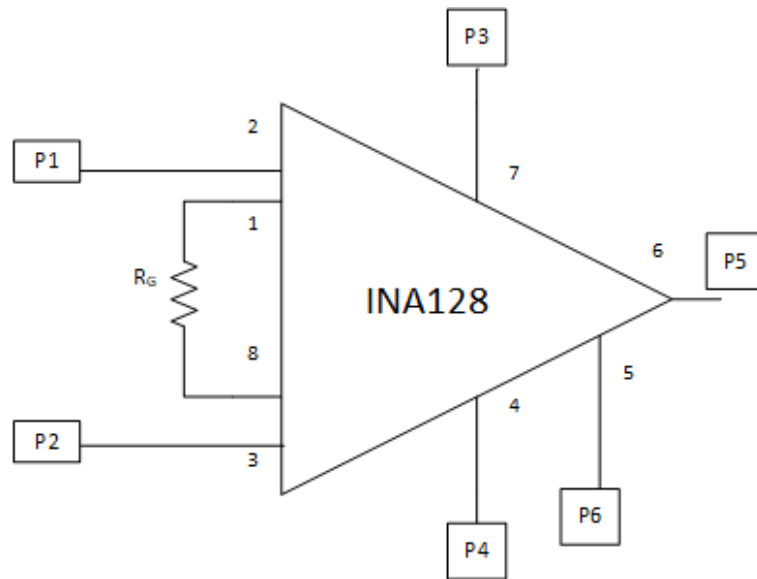
### 2.0.2.1 Instrumentationsforstærker 1

Da INA128 som nævnte også benyttes til at forstærke signalet fra funktionsgeneratoren på 2V, skal den eksterne modstand,  $R_G$ , også beregnes for denne. Hvis gain vælges til 2 skal man ifølge databladet sætte  $R_G = 50k\Omega$  [2, s.13]. Udgangssignalet for denne instrumentationsforstærker beregnes således:

$$\begin{aligned}V_{in} &= 2 \\Gain &= 2 \\V_{outINA128} &= 2V \times 2 = 4V\end{aligned}\tag{2.3}$$

Med en kendt Gain kan der nu beregnes  $R_G$ :

$$\begin{aligned}Gain &= 2 \\Gain &= 2 + \frac{50k\Omega}{R_G} \Rightarrow R_G = 50k\Omega\end{aligned}\tag{2.4}$$



Figur 2.2: Figuren viser diagrammet over instrumentationsforstærker 1. Den bruges til undertrykkelse af støj og forstærkning af spænding fra Analog Discovery.

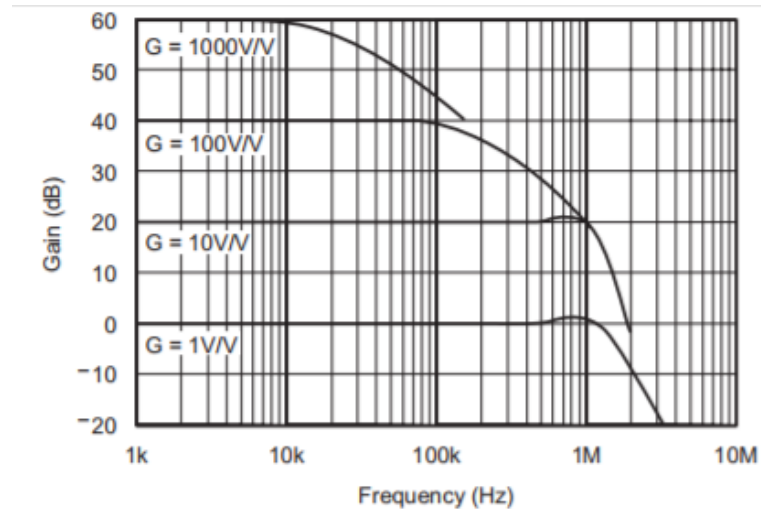
Tabel 2.1: Stykliste for instrumentationsforstærker 1

Stykliste	
INA128	
$R_G$	51 kohm

### 2.0.2.2 Instrumentationsforstærker 2

Instrumentationsforstærker 2 anvendes til både at forstærke elektrofysiologiske signaler fra måleobjektet og undertrykkelse af common mode støj.

Ved anvendelse af INA128 kan man forstærke et signal 100 gange og stadig have en tilstrækkelig båndbredde, der ligger over anti-aliaseringsfilterets knækfrekvens på  $25kHz$ . Dette kan aflæses på figur 2.3.



Figur 2.3: Figuren viser at Gain på 10 V/V bliver ved at være konstant op til ca. 500 kHz. Vælger man derimod gain på 100 V/V så er gain konstant kun op til ca. 100 kHz [2]

Det ses på figur 2.3 at båndbredden BW er større end anti-aliaseringsfilterets knæfrekvens på 20kHz, når gain vælges til 100. Dette betyder at forstærkeren er bred nok til at kunne indeholde frekvenser, der er større og mindre end knæfrekvensen. Med denne aflæsning af BW er det sikrede at INA128 kan benyttes til formålet.

Den ønskede forstærkning reguleres vha.  $R_G$  og det kan udledes af denne formel:

$$Gain = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (2.5)$$

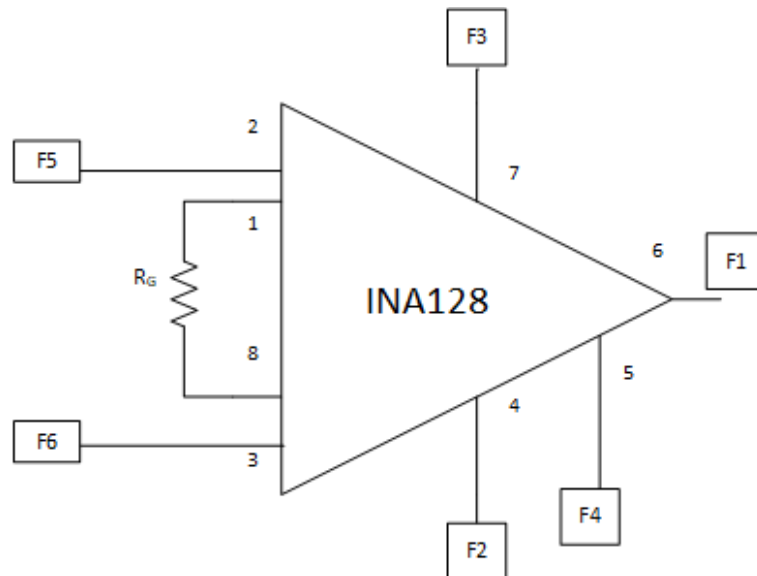
Ved at sætte Gain = 100 kan man beregne  $R_G$ :

$$Gain = 100$$

$$Gain = 100 + \frac{50k\Omega}{R_G} \Rightarrow R_G = 505\Omega \quad (2.6)$$

For at opnå gain modstanden, sættes en modstand på 470ohm sammen med en modstand på 36ohm i serie.





Figur 2.4: Figuren viser diagrammet over instrumentationsforstærker 2. Den bruges til undertrykkelse af støj og forstærkning af biologiske signaler fra måleobjekt.

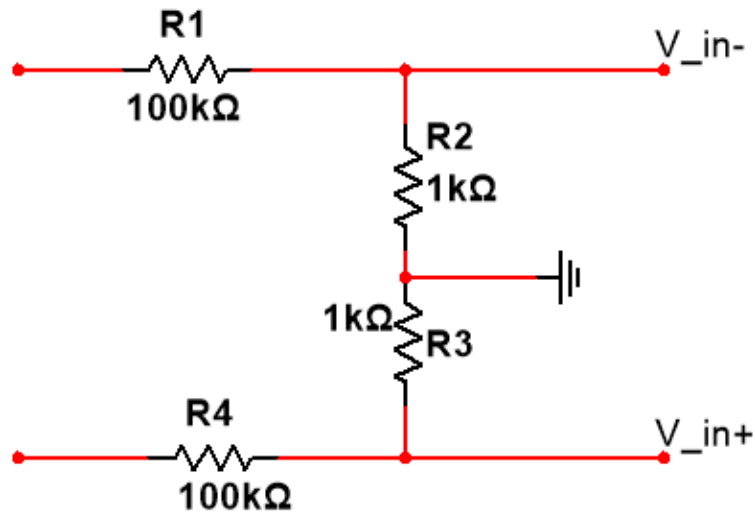
Tabel 2.2: Stykliste for instrumentationsforstærker 2

Stykliste	
INA128	
$R_G$	470ohm+36ohm

For at teste om INA128 kan i praksis levere en gain på 100 laves der et spændingsdeler kredsløb, der modtager et signal på 1V, som derefter bliver formindsket til 10mV. Dette spændingsdeler kredsløb er nødvendig pga:

- at man ikke direkte kan sende små signaler fra AD til INA128 pga. AD har store usikkerheder, når den genererer små signaler
- at man ikke kan sende 1V igennem INA128 med gain på 100. Dette giver en udgangsspænding på 100V, som INA128 ikke kan klare.

Med de to begrundelse designes følgende spændingsdeler kredsløb:



Figur 2.5: Figuren viser kredsløbet til spændingsdeleren

$$\begin{aligned}
 V_{inINA128} &= 10 \times 10^{-3}V \\
 R_1 &= 100k\Omega, R_2 = 1000\Omega \\
 V_{outIna128} &= 100 \times \frac{R_2}{R_1 + R_2} = 1V
 \end{aligned} \tag{2.7}$$

Det forventes at INA128 forstærker 10mV til 1V, hvilken svar til en gain på 100.

Tabel 2.3: Stykliste for spændingsdeleren

Stykliste	
R1	100kohm
R2	1kohm
R3	1kohm
R4	100kohm

### 2.0.3 Strømgenerator

Da bioimpedans måling kræver at man sender en konstant strøm til måleobjektets væv er det nødvendigt at designe og opbygge en strømgenerator, der kan levere en konstant strøm. Til formålet anvendes operationsforstærkeren LM318 og for at sikre at LM318 kan bruges udregnes slewrate[3].

$$\begin{aligned}
 slewrate &= 2 * \pi * f * V \\
 2 * \pi * 20kHz * 4V &= 0,503V/us
 \end{aligned}$$

Ved at kigge i databladet for LM318 er der oplyst en typisk slewrate på 70V/us, hvilke er fint til den beregnet på 0,503V/us.

LM318 indeholder én operationsforstærker som kan bruges til at designe en basic Howland.

Derfor vælges LM318 til at levere det ønsket strøm. Det forventet strømoutput som LM318 leverer til vævet, når  $R_4 = 10k\Omega$ , kan beregnes som følgende:

$$I_{v\ae v} = 2 \times \frac{V_{in}}{R_5}$$

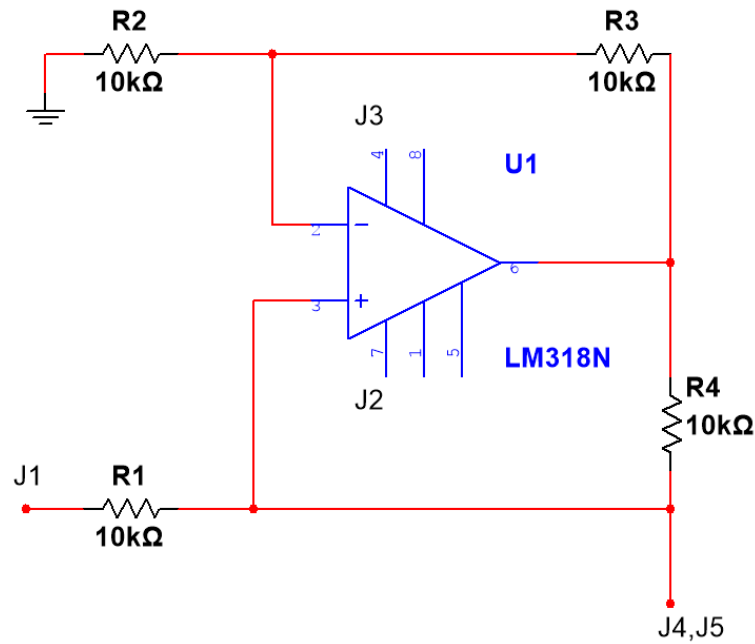
$$I_{v\ae v(p-p)} = 2 \times \frac{4_{vp}}{10k} = 800uA \quad (2.8)$$

Dette resultat omregnes til rms:

$$I_{(peak)} = \frac{I_{v\ae v(p-p)}}{2} = 400uA$$

$$I_{rms} = \frac{I_{(peak)}}{\sqrt{2}} = 283uA \quad (2.9)$$

Denne konstant strøm sendes til måleobjektets væv.



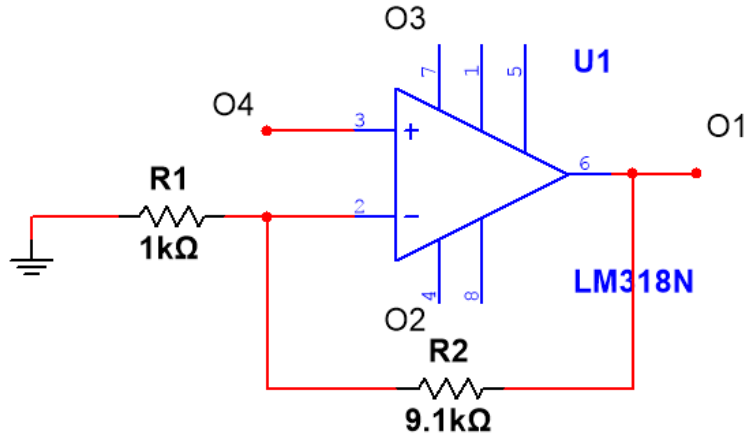
Figur 2.6: Figuren viser kredsløbet til strømgeneratoren LM318

Tabel 2.4: Stykliste for strømgenerator

Stykliste	
LM318N	
R1	10kohm
R2	10kohm
R3	10kohm
R3	10kohm

## 2.0.4 OP-AMP

Outputtet af instrumentationsforstærker 2 skal yderligere forstærkes og dette sker ved at benytte en ikke-inverterende operationsforstærker som ser således ud:



Figur 2.7: Figuren viser kredsløbet til den ikke-inverterende operationsforstærker LM318N.

Det er nødvendigt at forstærke signalet til denne størrelse, da man vil udnytte A/D konverterens inputområde, som ligger mellem  $\pm 25$  [4]. Man kunne også vælge at udnytte hele A/D konverterens dynamikområde, men det er valgt at give A/D konverteren en buffer for at imødekomme signaler, der har en markant afvigelsesprocent. Hvis disse type signaler forekommer og man ikke giver A/D konverteren en buffer, så mister man al data, som overskrider de 10V. Der benyttes operationsforstærkeren LM318 til at forstærke signalet op, hvor Gain er bestemt af forholdet mellem to modstande,  $R_1$  og  $R_2$ :

$$Gain = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (2.10)$$

For at forstærke signalet op til 10V kræver det at man gainer  $V_{outINA128}$  10 gange og vælger  $R_1 = 1k\Omega$ . Hermed isoleres værdien af  $R_2$ :

$$10 = 1 + \frac{R_2}{1k\Omega} \Rightarrow R_2 = 9k\Omega \quad (2.11)$$

Det forventes at operationsforstærkeren forstærker  $V_{outINA128}$  til 10V.

Tabel 2.5: Stykliste for OP-AMP

Stykliste	
LM318N	
R1	1kohm
R2	9,1kohm

### 2.0.5 AA filter

I dette projekt vælges samplingfrekvensen til 500 kHz. Den halve samplingfrekvens bliver derfor 250 kHz (Nyquist frekvensen). Da Analog Discovery bruges som A/D konverter, skal signalet ved 250 kHz være dæmpet under  $1/2 * LSB$ , som i dB svarer til en dæmpning på  $20 \log * 2^{15} = 90dB$

På baggrund af modultesten i *Bilag 7 - Implementering & Test* kan det aflæses at signalet i sig selv allerede er dæmpet med ca. 75 dB, derfor skal der som minimum tilføres en yderligere dæmpning på 20 dB.

Derfor skal der designes et anti-aliaseringsfilter som tillader passering af frekvenser, der er mindre end Nyquist frekvensen og dæmper frekvenser, som er højere end Nyquist frekvensen. Dette anti-aliaseringsfilter skal give en minimum dæmpning på 20 dB ved 250 kHz. Dette kan lade sig gøre med et første ordens filter, da det dæmper med 20 dB pr. dekade. Der vælges i stedet for et 2. ordens filter, der vil dæmpe 40 dB pr. dekade, for at tage højde for variationer i det optagede signal.

Samtidig er der taget højde for det amplitude moduleret signal som stadig ligger indenfor passbåndet ved 20 kHz, således at synkesignalet ikke bliver filteret væk.

Lavpas filteret designes med følgende specifikationer:

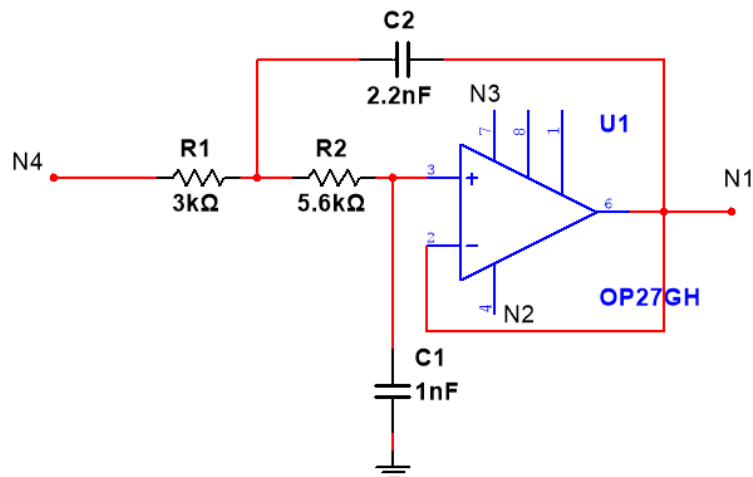
- Aktivt lavpas
- 2. orden Butterworth
- Sallen key
- Knæfrekvens = 25 kHz

De overstående specifikationer er indtastet i programmet FilterPro og der er beregnet følgende kredsløb i figur 2.8. Som operationsforstærker vælges OP27G og for at sikre at OP27G kan bruges udregnes slewrate:

$$slewrate = 2 * \pi * f * V$$

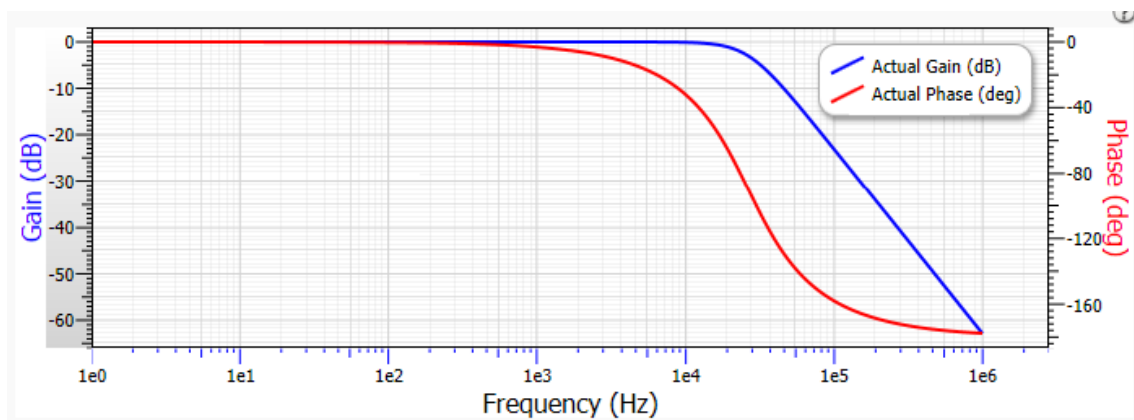
$$2 * \pi * 20kHz * 8V = 1,005V/us$$

I OP27G's datablad kan slewrate aflæses til 2,8 V/us, hvilket er fint for den udregnet slewrate på 1,005 V/us.



Figur 2.8: Figuren viser kredsløbet til AA filteret.

Bodeplottet viser at AA filteret dæmper med 40 dB ved 250 kHz som ønsket. Udover kan det aflæses at ved knækfrekvensen på 25 kHz, at der er en korrekt faseforskydning på 90°.



Figur 2.9: Bodeplot for filterets dæmpning.

Tabel 2.6: Stykliste for AA filter

Stykliste	
OP27G	
R1	3kohm
R2	5,6kohm
C1	1nF
C2	2.2nF

# Software 3

---

I forlængelse af software arkitekturen i "*bilag 5 - Arkitektur*", hvor grænsefladerne til hver enkelt software blok blev beskrevet, praktiseres nu et software design. Denne designprocess er til for at det bliver klart hvor den tilhørende Matlab kode kan skrives i den senere implementering af Synkerefleksmonitor.

Først er der detaljer om væsentlige Matlab funktioner i form af beskrivelser af funktionernes indhold opsat i tabelform. Dernæst følger funktionernes input og output parametre i tabelform.

Der er yderligere beskrevet indholdet af funktionen "*Process\_Measurements*" vha. UML-aktivitetsdiagram. Til slut er den overordnet rækkefølge af programmets kodeeksekvering udført i et sekvens diagram.

Til slut vises et design af Matlab GUI med tilhørende objekter, såsom knapper, tekst og graf, hvilket sundhedspersonalet kan interagere med.

### 3.0.1 Funktioner

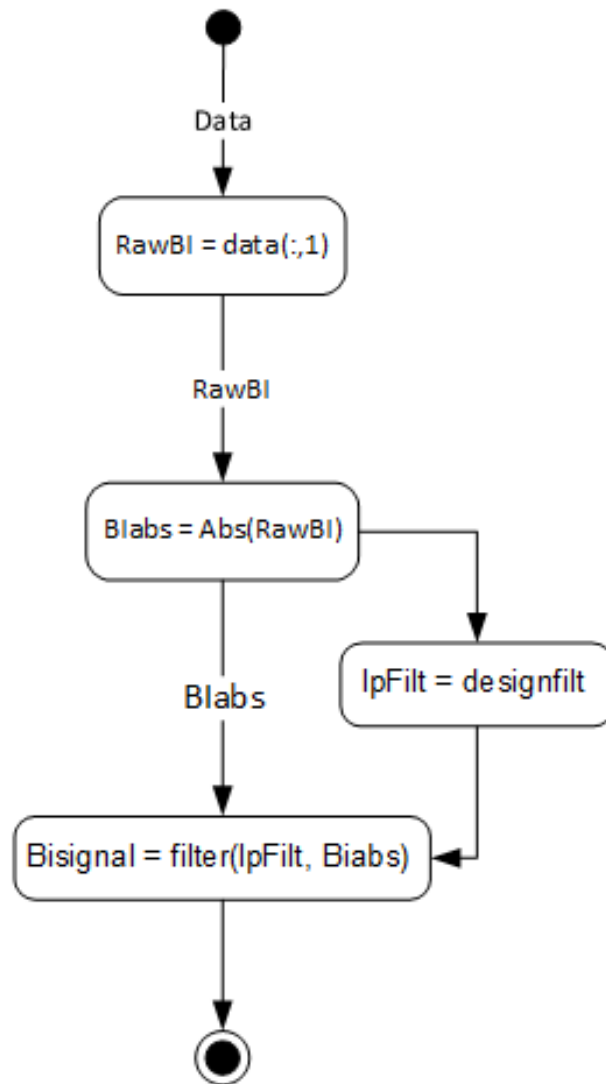
Navn	Type	Beskrivelse
Synkerefleksmonitor_OpeningFcn	Callback	Denne funktion er automatisk oprettet af Matlab og køre så snart programmet startes. Den indeholder funktionen "Start_GUI".
Btn_Start_Measurements	Callback	Denne funktion bliver kørt, når der trykkes på knappen "Start Measurements". De funktioner som efterfølgende bliver kørt er: "Generate_SineWave", "Read_Measurments", "Process_Measurments" og "Show_Measurments".
Btn_Save_Measurements	Callback	Denne funktion bliver kørt, når der trykkes på knappen "Save Measurements". Den indeholder funktionen Save_Measurements.
Start_GUI	Funktion	Denne funktion indeholder kode som automatisk bliver kørt når GUI'en åbnes. Koden indeholder visning af billede, dato og tid, samt deaktivering knappen "Save Measurements".
Generate_SineWave	Funktion	Funktionen opretter forbindelse til Analog Discovery, tilføjer funktionsgeneratoren samt dens indstillinger, amplitude 2 V og frekvens 20 kHz.
Read_Measurements	Funktion	Funktionen tilføjder de to analog input som bruges til måling af BI og EMG. Yderligere sættes samplingfrekvensen til 500 kHz og at en måling skal vare 10 sekunder.
Process_Measurements	Funktion	Her bliver der foretaget envelope af BI målingen. Dette sker ved at dobbeltensrette BI-signalet og lavpasfiltrere det ved 500 Hz.
Save_Measurements	Funktion	Målingerne BI og EMG, gemmes som en samlet CSV-fil.
Show_Measurements	Funktion	Til slut vises det udglattet BI og EMG. Der opsættes akser, labels og title på grafen.

*Tabel 3.1: Tabellen viser beskrivelse om funktionerne der er designet for Synkerefleksmonitor software del.*



<b>Funktion</b>	<b>Input</b>	<b>Output</b>
Start_GUI		Set Date(now) Set Billede Set "Save Measurements"
Generate_SineWave		Analog Discovery session (handles)
Read_Measurements	Analog Discovery session (handles)	Message boks (Measurements running. . . ) data (handles) timestamps (handles)
Process_Measurements	data (handles)	BIsignal (handles)
Save_Measurements	BIsignal (handles), Data (handles) og timestamps (handles)	CSV-fil  Message boks (Saving measurements...) Message boks (Measurements saved!)
Show_Measurements	BIsignal (handles), Data (handles) og timestamps (handles)	Subplot measurements

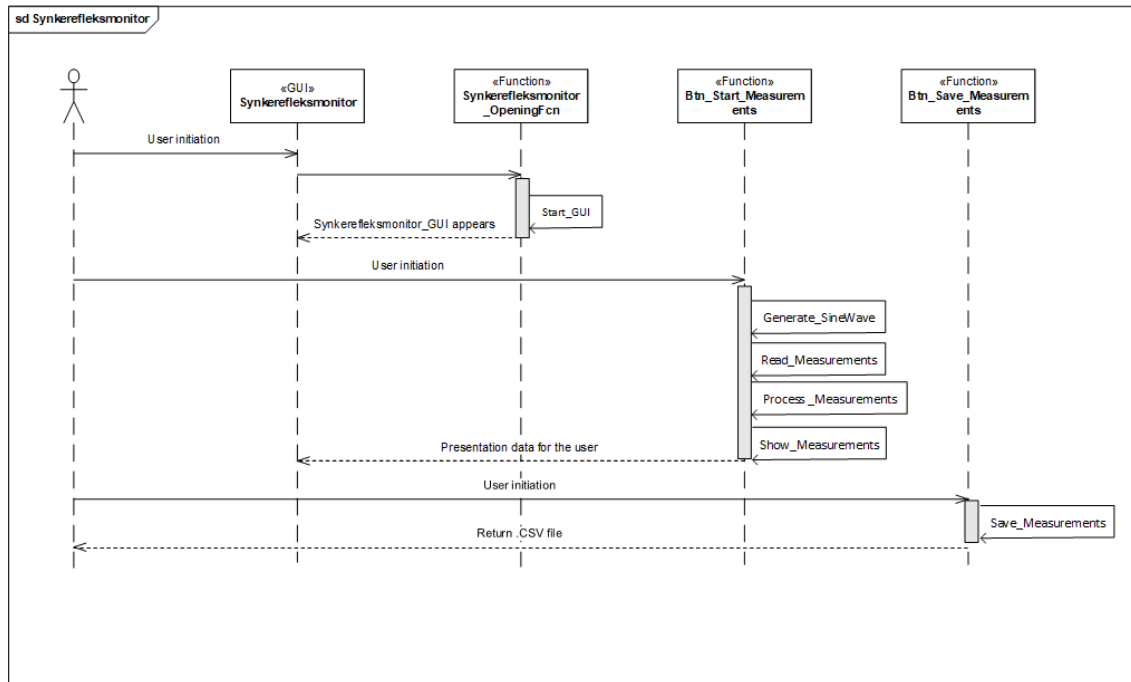
*Tabel 3.2: Tabellen viser funktionernes input og output parametre.*



Figur 3.1: Figuren viser indholdet af kodeeksekvering i funktionen "Process\_Measurements" hvor der udføres envelope af det rå BI signal. Først bliver det rå BI signal dobbeltensrettet og dernæst filtreret vha. digital lavpasfilter med knækfrekvens = 500 Hz og dæmper med 40 dB over en dekade.

### 3.0.2 Sekvens Diagram

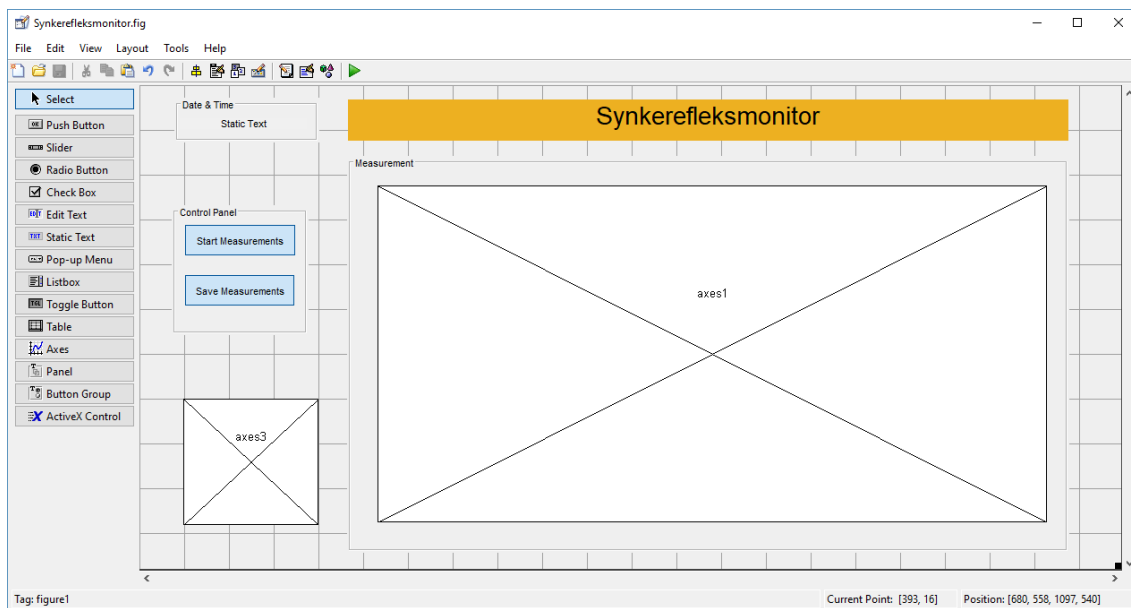
Sekvensdiagrammet viser rækkefølgen af programmets kodeeksekvering. Programmet igangsættes af brugeren ved at åbne m-filen Synkereflexmonitor. Her ligger GUI'en til hele programmet. Brugeren kan herfra vælge at igangsætte en måling ved at trykke knappen "Btn\_Start\_Measurements". Denne knap kører efterfølgende en række funktioner, der tilsammen måler og viser en bioimpedans og EMG måling simultant. Herefter er det muligt at gemme den foretaget måling ved knappen "Btn\_Save\_Measurements" i en csv-fil. De selvudviklede funktioner eksisterer i sin egen m-fil. Denne opdeling muliggør at man nemt kan udvide programmet uden at have kendskab til alle disse funktioner.



Figur 3.2: Figuren viser sekvensen af programmets kode

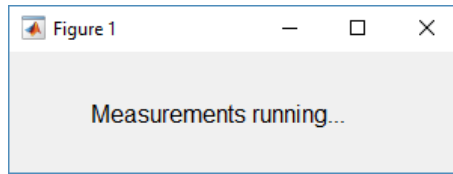
### 3.0.3 GUI

Synkereflexmonitor består af en Graphical User Interfaces (GUI), hvor GUI'en interagerer med sundhedspersonalet. Når programmet startes op vil man få vist følgende vindue, se figur 3.3. Denne GUI består af forskellige objekter. I GUI'en er det muligt at se dags dato og klokken for målingen. Sundhedspersonalet har mulighed for at trykke på to knapper. Den ene knap "Btn\_Start\_Measurements", bruges når der ønskes en måling.



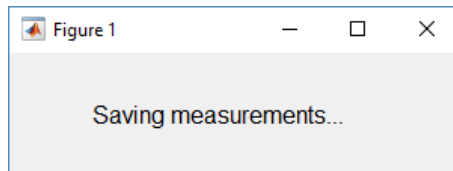
Figur 3.3: Figuren viser designet af GUI til Synkereflexmonitor.

Når målingen er påbegyndt, vil der komme en messages boks frem som i figur 3.4.



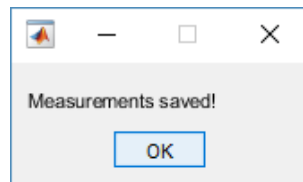
*Figur 3.4: Messages boksen der kommer frem under målingerne.*

Denne vil være fremme under hele målingen og informere om at en måling er i gang. Efter endt måling forsvinder messages boksen igen og målingen vises i to grafer, BI og EMG graf. Det er nu muligt at trykke på den anden knap "*Btn\_Save\_Measurements*" for at gemme målingerne. Da målingen fylder meget vil gemme funktionen tage lidt tid. Derfor kommer messages boksen 3.5 frem mens denne proces er i gang.



*Figur 3.5: Messages boksen der informere om at målingerne er ved at blive gemt.*

Når målingen er færdig kommer den sidste messages boks frem, figur 3.6 for at informere om at målingerne nu er gemt i csv-fil.



*Figur 3.6: Messages boksen der bekræfter at målingerne er gemt.*

# Litteratur

---

- [1] Richard G Lyons. *Understanding Digital Signal Processing*. 2004.
- [2] Texas Instruments, Inputs Protected To, Bridge Amplifier, Thermocouple Amplifier, R T D Sensor Amplifier, Data Acquisition, Dual Operational, and Amplifier Jfet. Precision , Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIER. *Data Sheet*, 6133(800):1–18, 2005.
- [3] By Bonnie C Baker. Select the Right Operational Amplifier for your Filtering Circuits. *Microchip Technology Inc. Analog for the digital age*, ADN003:1–2, 2003.
- [4] NI. NI 6259.