



## AARHUS SCHOOL OF ENGINEERING

### BACHELORPROJEKT

# Synkerefleksmonitor

DETEKTERING AF SYNK BASERET PÅ BIOIMPEDANS OG EMG MÅLINGER

---

Projektnummer: 17129

***Udarbejdet af:***

Martin Banasik (201408398)  
Mohammed Hussein Mohamed (201370525)

***Vejleder:***

Thomas Nielsen, Adjunkt ved Ingeniørhøjskolen Aarhus Universitet

***Bivejleder:***

Samuel Alberg Thrysoe, Associate Professor ved Ingeniørhøjskolen Aarhus Universitet

19. december 2017

# **Abstract**

---

## **Background**

Dysphagia is a secondary disease in apoplexy patients. 30% of this patient group has dysphagia. An incidence of dysphagia is also observed in Parkinson and Alzheimer's patients. People who are suffering from dysphagia are at greater risk of being affected with lung disease, which may result in death. Current screening of dysphagia patients contains subjective elements, which can lead to poorer treatment.

The purpose of this bachelor project is to develop a proof-of-concept product that can eventually become a support tool that can provide objective assessments of the swallowing process.

## **Materials and methods**

During this project, a proof-of-concept product has been developed that can detect and evaluate the rate of swallowing, over pharynx, in healthy subjects. The product consists of a self-developed affordable bioimpedance sensor that is combined with a commercial EMG sensor. Together the two sensors measure muscle activity and bioimpedance in the measuring area. During the development of this project, the development tools ASE model and V model have been used to lead the project towards a finished prototype.

## **Results**

The achieved system is tested on healthy objects that have a normal swallowing function. The result shows that the system is able to detect both the muscular electrical activity and the voltage that the injected current has resulted, in the tissue. The measured results are more or less consistent with what can be found in the literature. The system has on several occasions been unstable since it is difficult to accurately recreate the measurements.

## **Conclusion**

Through this project, we have succeeded in developing a proof-of-concept product that can detect and monitor the rate of swallowing in healthy objects. Even though the product is functional, it is necessary to further develop it to reduce or eliminate the unstable outcomes observed during the developmental process. To improve this product, there have been proposed a number of areas of action that are obvious to include in future developmental work.

# **Resumé**

---

## **Baggrund**

Dysfagi er en gennemgående følgesygdom for apoplekspatienter. 30% af denne patientgruppe har dysfagi. Forekomsten af dysfagi observeres også hos Parkinson og Alzheimer patienter. Personer der er ramt af dysfagi har en større risiko for at blive ramt af lungebetegnelse, hvilken kan forårsage dødsfald. Nuværende undersøgelsesmetoder af dysfagipatienter er præget af subjektive vurderinger, som kan medføre dårligere behandlingsforløb.

Formålet med dette bachelorprojekt er at udvikle et proof-of-concept produkt, der på sigt kan blive et støtteværktøj, der kan give objektive vurderinger af synkefunktionen hos dysfagipatienter.

## **Materialer og metoder**

Der er under dette bachelorprojekt udviklet et proof-of-concept produkt, der kan detektere og evaluere synkefrekvensen, over pharynx, på raske personer. Produktet består af en selvudviklet prisbillig bioimpedans sensor, der er kombineret med en kommercial EMG sensor. Begge sensorer implementeres på et fumlebræt. De to sensorer tilsammen måler muskelaktiviteter og bioimpedans på måleregionen. Under udviklingen af dette projekt er der brugt udviklingsværktøjerne ASE-modellen og V-modellen til at styre projektet hen imod en færdig prototype.

## **Resultater**

Det realiseret system er testet på raske objekter, der har en normal synkefunktion. Resultatet viser at systemet er i stand til at detektere muskernes elektriske aktiviteter og spændingen, som den injicerede strøm resulterer i vævet, simultant. De målte resultater stemmer nogenlunde overnes med, hvad der er fundet i litteraturen. Systemet har under flere lejligheder vist sig at være ustabilt, da det har svært ved at genskabe målingerne nøjagtigt.

## **Konklusion**

Det er gennem dette projekt lykkes at udvikle et proof-of-concept produkt, der kan detektere og monitorere synkefrekvensen på raske objekter. Selvom produktet er funktionsdygtigt, er det nødvendigt at videreudvikle det for at reducere eller eliminere de ustabile udfald, som er observeret under udviklingsprocessen. Til forbedring af dette produkt er der foreslægt en række indsatsområder, som er oplagt at have med i et fremtidigt udviklingsarbejde.

# Indholdsfortegnelse

---

<b>Abstract</b>	i
<b>Resumé</b>	ii
<b>Forord</b>	vi
<b>Forkortelser</b>	viii
<b>Ordforklaringer</b>	ix
<b>Kapitel 1 Indledning</b>	1
1.1 Baggrund . . . . .	1
1.2 Problemformulering . . . . .	3
1.3 Formål . . . . .	4
1.4 Projektdeltagere og hovedansvarsområder . . . . .	4
<b>Kapitel 2 Krav</b>	5
2.1 Systembeskrivelse . . . . .	5
2.2 Aktørbeskrivelse . . . . .	6
2.3 Funktionelle krav . . . . .	7
2.4 Ikke-funktionelle krav . . . . .	10
<b>Kapitel 3 Afgrænsning</b>	11
<b>Kapitel 4 Metode og proces</b>	12
4.1 Analyse og designmetode . . . . .	12
4.2 Den gennemførte proces . . . . .	15
<b>Kapitel 5 Analyse</b>	17
<b>Kapitel 6 Arkitektur</b>	20
6.1 Hardware . . . . .	20
6.1.1 Blok definition diagram . . . . .	20
6.1.2 Internal blok diagram . . . . .	21
6.1.3 Blokbeskrivelse . . . . .	22
6.2 Software . . . . .	23
6.2.1 Blok definition diagram . . . . .	23
<b>Kapitel 7 Design</b>	25
7.1 Hardware . . . . .	25
7.1.1 Analog Discovery . . . . .	25
7.1.2 Instrumentationsforstærker . . . . .	27

## Indholdsfortegnelse

7.1.3 Strømgenerator . . . . .	29
7.1.4 OP-AMP . . . . .	30
7.1.5 AA filter . . . . .	30
7.2 Software . . . . .	32
7.2.1 Funktioner . . . . .	32
7.2.2 Sekvens Diagram . . . . .	34
7.2.3 GUI . . . . .	35
<b>Kapitel 8 Implementering</b>	<b>36</b>
8.1 Hardware . . . . .	36
8.2 Software . . . . .	40
<b>Kapitel 9 Test</b>	<b>42</b>
9.1 Modultest . . . . .	42
9.1.1 Hardware . . . . .	42
9.1.2 Software . . . . .	42
9.2 Integrationstest . . . . .	42
9.3 Accepttest . . . . .	43
<b>Kapitel 10 Resultater</b>	<b>44</b>
10.1 Modultest . . . . .	44
10.1.1 Hardware . . . . .	44
10.1.2 Software . . . . .	46
10.2 Integrationstest . . . . .	47
10.3 Accepttest . . . . .	50
10.3.1 Funktionelle krav . . . . .	50
10.3.2 Ikke-funktionelle krav . . . . .	51
<b>Kapitel 11 Diskussion af resultater</b>	<b>52</b>
11.1 Konstant strøm . . . . .	52
11.2 AA filter . . . . .	52
11.3 Elektrode placering . . . . .	52
11.4 Digital signal behandling . . . . .	52
11.5 GUI . . . . .	53
11.6 EMG-sensor . . . . .	54
<b>Kapitel 12 Konklusion</b>	<b>57</b>
<b>Kapitel 13 Fremtidigt arbejde</b>	<b>58</b>
13.1 Færdiggørelse af de funktionelle krav . . . . .	58
13.2 Færdiggørelse af de ikke-funktionelle krav . . . . .	58
13.3 Risikoanalyse . . . . .	58
13.4 Algoritme forbedringer . . . . .	59
13.5 Flere test . . . . .	59
13.6 Validering . . . . .	59
13.7 Wearable device . . . . .	59
13.8 Anvendelsesmuligheder . . . . .	60

Indholdsfortegnelse

<b>Kapitel 14 Bilagsliste</b>	<b>61</b>
<b>Figurer</b>	<b>64</b>
<b>Tabeller</b>	<b>66</b>
<b>Litteratur</b>	<b>67</b>

# **Forord**

---

Dette bachelorprojekt er udarbejdet af en gruppe bestående af to medlemmer, Mohammed Hussein Mohamed og Martin Banasik. Begge gruppemedlemmer læser Sundhedsteknologi og er i gang med 7. semester ved Ingeniørhøjskolen Aarhus Universitet.

Vejlederne i dette bachelorprojekt er Thomas Nielsen og Samuel Alberg Thrysøe som har fungeret som bivejleder. Begge vejledere er tilknyttet Ingeniørhøjskolen Aarhus Universitet.

Bachelorprojektets arbejde startede d. 4. september 2017 med afleveringsdato d. 19. december 2017 og forsvarer d. 17. januar 2018.

Til afleveringsdatoen oploades de udviklede dokumenter på [www.eksamen.au.dk](http://www.eksamen.au.dk) som pdf og zip-fil.

Projektgruppen vil gerne benytte lejligheden til takke følgende personer, som har været behjælpelige under dette projektforløb:

- Gruppen vil gerne takke projektets vejleder Thomas Nielsen, Adjunkt ved Ingeniørhøjskolen Aarhus Universitet. Tak for dit engagement igennem hele forløbet. Tak for de gode ideer som du bidrog med.
- Ligeledes vil gruppen takke projektets bivejleder Samuel Alberg Thrysøe, Associate Professor PhD ved Ingeniørhøjskolen Aarhus Universitet. Tak for lån af elektroder og EMG sensor. Tak for den overordnede vejledning.
- Også tak til Steven Brantlov, Specialrådgiver, ansvarlig for kvalitet og sikkerhed af medicoteknik ved RegionMidt. Tak for de gode råd. De var brugbare. Ligeledes tak for lån af bioimpedans-måler apparatet.
- Derudover tak til Peter Johansen, Associate Professor PhD ved Ingeniørhøjskolen Aarhus Universitet. Tak for lån af dataopsamlingsenheden.

## **Læsevejledning**

Rapporten indledes med det første kapitel der indeholder en indledning, der præsenterer projektets baggrund, problemformulering og formål. Efterfølgende kommer de resterende kapitler, som er opbygget efter Ingeniørhøjskolens vejledning til udfærdigelse af projektrapporter. Se denne vejledning i *Bilag 18 - Vejledning til udfærdigelse af projektrapporter*.

Projektets rækkefølge er at problemerne, der er formuleret i problemformuleringen først analyseres. Herefter bearbejdes analysens resultater og der drages en konklusion på baggrund af denne. Som et resultat af konklusions udfald, udspecificeres en række krav til den ønskede løsning. For at arbejde hen imod opfyldelsen af disse krav udarbejdes en arkitektur og design til løsningen. Denne løsning implementeres, testes og der diskuteres om de opnåede resultater under disse tests. På baggrund af de opnåede resultater udledes der en konklusion. Tilslut gives der en række fremtidige indsatsområder, der kan forbedre den endelige løsning, som er udviklet under dette projekt.

Til rapporten medfølger bilag som dokumentation. Derudover er der vedlagt det udviklet software.

# Forkortelser

---

SRM	-	Synkerefleksmonitor
BI-måler	-	Bioimpedans-måler
EMG-måler	-	Elektromyografi-måler
BDD	-	Blok definition diagram
IBD	-	Internal blok diagram
AD	-	Analog Discovery
ADC	-	Analog-til-digital-konverter
LSB	-	Least significant bit
VCCS	-	Voltage-Controlled Current Source
GBWP	-	Gain Bandwidth Product
GUI	-	Graphical user interface
UML	-	Unified Modeling Language
VCR	-	Vestdansk Center for Rygmarvsskade

# Ordforklaringer

---

Dysfagi	-
Præ-orale fase	-
Orale fase	-
Faryngeale fase	-
Apopleksi	-
Parkinson	-
Alzheimer	-
Muskelsvind	-
Spastisk lammelse	-
Aspiration	-
Impedans	-
Ohms lov	-
Hyoid	-
Larynx	-
Proof-of-Concept	-
FilterPro	-
Scrum	-

# Indledning 1

---

## 1.1 Baggrund

En normal synkeproces er kendtegnet, ved at føden fra den bagerste del af mundhulen transporterer via. svælget til spiserøret uden vanskeligheder. Forstyrrelser i synkeprocessen, dens hastighed og frekvens kaldes for dysfagi [1]. Dysfagi er den medicinske betegnelse for symptomer relateret til synkebesvær. Det er vigtigt at differentiere mellem øvre og nedre dysfagi. Øvre dysfagi omfatter den præ-orale, orale og faryngeale fase, hvorimod nedre dysfagi er relateret til den øsofageale fase dvs. spiserør og mavesæk [2]. Det skal dog nævnes, at der er uenigheder om definitionen af dysfagi. Den manglende konsensus om definitionen gør rapportering af dysfagi-insidens og prævalens uklar [2]. Ifølge patientombuddets temarapport fra 2012 om dysfagi at [3]:

- 60-87 % af beboere på plejehjem for ældre har synkebesværigheder.
- 30 % af alle apopleksipatienter har dysfagi.
- 20-50 % af patienter med Parkinson og Alzheimer har dysfagi.
- 30-60 % af patienter med muskelsvind har dysfagi.
- Herudover er der ca. 10.000 børn, unge og voksne med Cerebral Parese (CP) også kendt som "spastisk lammelse", der har synkebesvær .

Som det ses i de nævnte statistikker, rammer dysfagi en bred vifte af patienter fra forskellige patientgrupper. Dysfagi-konsekvenserne kan læses i *Bilag 8 - Om Dysfagi*.

Udredning af øvre dysfagi består af en diagnostisk strategi med tre trin: en tidlig screening, som skal afdække eksistensen af synkebesværigheder, en all-around klinisk undersøgelse, der estimerer synkebesværighedens omfang og en instrumentel undersøgelse vha. Fiber Endoskopisk Evaluering af Synkefunktionen (FEES) og/eller Funktionel Videoradiologisk Evaluering af Synkefunktionen (FVES). Disse undersøgelsesmetoder er præget af subjektive vurderinger, som klinikerne rapporterer undervejs i undersøgelsen, og dette kan forringe undersøgelsens reproducerbarhed.

Resultatet kan være underdiagnostik og derved dårlig tilrettelæggelse af et behandlingsforløb. I *Bilag 8 - Om Dysfagi* belyses hvordan FEES og FVES foretages. Begge undersøgelser anvendes til at vurdere aspirationsrisiko og til at angive anbefalinger for oral indtagelse, men flere studier viser, at begge metoder ikke er tilstrækkelige, pålidelige, ofte ikke gentagelige og dyre i pris [4] [5] [6] [7].

## 1.1. Baggrund

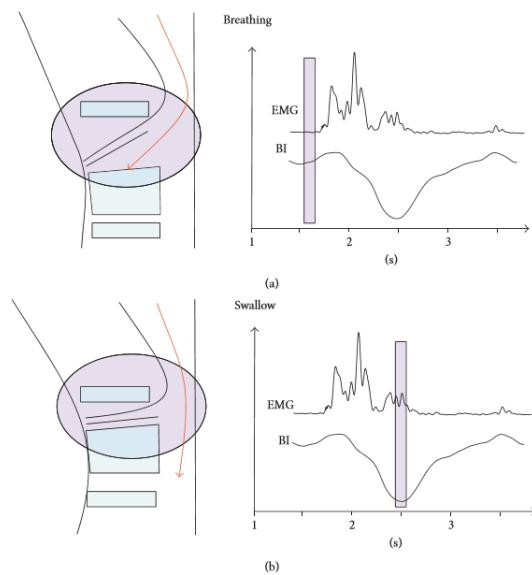
Der er derfor brug for billige samt ikke-invasive alternative undersøgelsesmetoder, som kan give objektive vurderinger. En af disse metoder kan være at kombinere EMG og BI sensorer. Et forudgående projekt til dette bachelorprojekt har anvendt en prisvenlig EMG sensor af typen MyoWare Muscle Sensor til at mÅle synkesignaler pÅ raske personer med succes [8, s. 58]. I dette bachelorprojekt anvendes ogsÅ den samme EMG sensor for at reproducere de samme resultater. EMG alene er ikke tilstrækkelig til at vurdere synkefunktionen, da den kun bidrager med informationer om muskelaktiviteten i de muskler, der bidrager til synkningen [6].

Derfor er der i dette projekt valgt at kombinere EMG'en med en prisbillig BI-sensor, som en gruppe forskere har anbefalet, samt beskrevet en opskrift til udviklingen af denne BI sensor[9].

Denne BI sensor benyttes til at mÅle spændingsfaldet over svælget, under et synk. Med den injicerede kendte strØm og det mÅlte spændingsfald kan det bestemmes stØrrelsen af den elektriske impedans i vævet vha. Ohms lov.

$$R = \frac{V}{I}$$

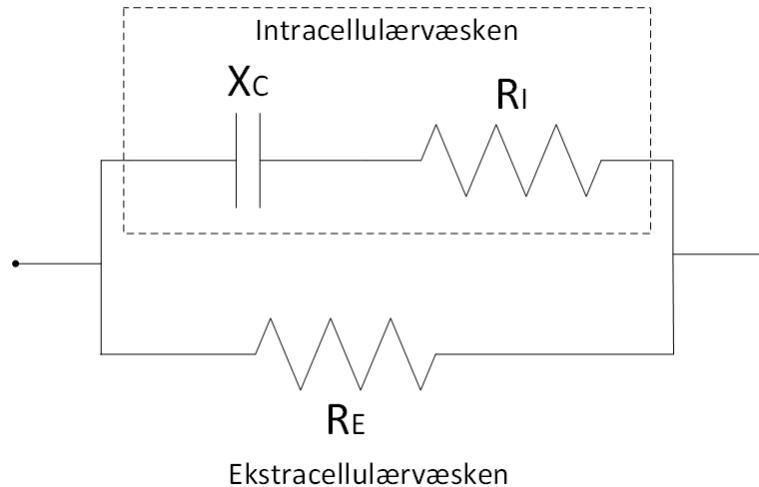
Under væske- og/eller fødeindtagelse samt vejrtrækning ændres forholdet mellem spænding og strøm i svælget. Det er denne ændring som BI sensoren skal måle. Som det ses på figur 1.1, er svælget åbent og fuld af luft under vejrtrækning. Luft er dårlig til at lede strøm og derfor har en høj elektrisk modstand. Den høje elektriske modstand falder under synkning af væske eller mad, ved at svælgets hulrum indsnævres som et resultat af en opadgående bevægelse af hyoid og larynx. Dette observeres som et drop i BI signalet og svingninger i EMG signalet for raske personer. For personer med dysfagi vil droppet i bioimpedans signalet være lavere [6]. I dette bachelorprojekt udvikles en BI- sensor, der kan måle det nævnte drop. Sammen med BI-sensoren anvendes en kommerciel EMG-sensor, der supplerer med information om muskelaktiviteter under synkning.



Figur 1.1: Illustration af, hvordan emg-og bioimpedans signaler opfører sig under vejrtrækning og mad/drikke indtagelse[6]

## 1.2. Problemformulering

Det biologiske væv, der skal måles kan illustreres som et elektrisk kredsløb, der består af tre elektriske komponenter (to modstande og en kondensator), se figur 1.2. Den ene modstand i serie med en kondensator repræsenterer målregionens intracellulærvæske, hvorimod den anden modstand repræsenterer modstanden i ekstracellulærvæsken. I dette projekt sendes en konstant strøm med frekvens på 20 kHz igennem måleobjektets væv. I *Bilag 3 - Analyse* kan man læse, hvilken betydning frekvensens størrelse har for måleresultatet.



Figur 1.2: Figuren viser et biologisk væv repræsenteret som et elektrisk kredsløb. Intracellulærvæsken består af modstanden  $R_I$  og kondensatoren  $X_C$ , der har kapacitive egenskaber.  $R_E$  er modstanden i ekstracellulærvæsken

## 1.2 Problemformulering

Dette bachelorprojekt undersøger muligheden for at udvikle et device, der består af en BI-sensor og en EMG-sensor, der tilsammen kan monitorere og detektere synkefrekvensen. Devicet bliver fremover omtalt som Synkerefleksmonitor (SRM). Dette bachelorprojekt vil søge svar på følgende spørgsmål:

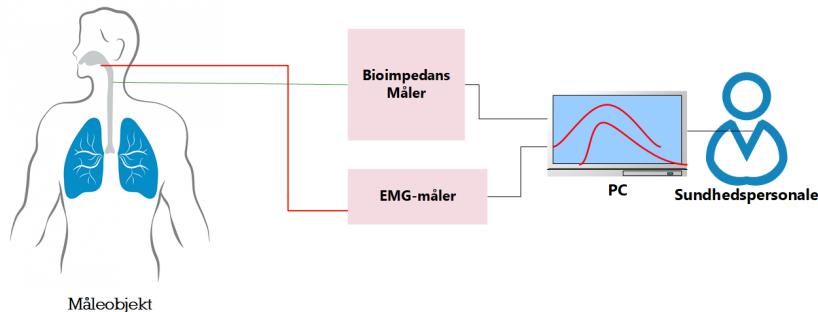
- Kan man udvikle en prisbillig BI-sensor, der kan være alternativ til Fiber Endoskopisk Evaluering af Synkefunktionen (FEES) og Funktionel Videoradiologisk Evaluering af Synkefunktionen (FVES) til at undersøge synkefrekvensen på personer, der er ramt af dysfagi?
- Kan man kombinere BI-sensor og EMG-sensor til måling af dysfagi?

Ved hjælp af primærlitteratur og sekundær litteratur vil disse spørgsmål blive besvaret gennem dette projekt.

### 1.3. Formål

## 1.3 Formål

Formålet med dette bachelorprojekt er at udvikle et produkt, der består af en BI-sensor, der kan måle bioimpedans signaler, samt kombinere BI-sensor med en kommercial EMG-sensor. Det overordnet system, der vil blive realiseret består af en BI sensor med elektroder, som er koblet til et raskt måleobjekt. Desuden kobles EMG-sensoren til måleobjektet med elektroder. En pc anvendes til processering og visning af data til et sundhedspersonale, se figur 1.3.



Figur 1.3: Illustration af det overordnet system som dette projekt vil realisere

Projektet vil fokusere på udvikling af den anbefalede prisbillig BI-sensor. Det er ligeledes projektets mål at genskabe de to signaler, der er vist på figur 1.1. EMG-måleren bruges som supplerende redskab til BI-sensoren, da den kan detektere muskelaktiviteter, som finder sted før, under og efter et synk. Disse muskelaktiviteter er en forudsætning for, at synkningen kan ske.

Det skal dog for god ordens skyld understreges at systemet, der realiseres i dette bachelorprojekt er på proof-of-concept stadie og må derfor ikke anvendes til kliniske undersøgelser. Det er ikke projektets mål at udvikle en endelig BI-sensor, der kan sættes i produktion eller anvendes til screening af personer med mistanke for dysfagi.

## 1.4 Projektdeltagere og hovedansvarsområder

Arbejdsfordelingen mellem gruppemedlemmerne er fordelt ligeligt på grund af gruppens størrelse. Gruppen har valgt at dele projektet op i en software og hardwaredel, hvor alle i gruppen har ansvaret for begge dele. Argumentet for den kollektive ansvarsfordeling er valgt, da gruppens medlemmer har vurderet, at en skarp opdeling af ansvarsområder vil medføre mindre koordinering og risiko for, at man isolerer sig kun til sine ansvarsområder. Tabel 1.1 viser den valgte ansvarsfordeling.

Projektdeltagere	Hovedansvarsområder
Mohamed Hussein Mohamed	Hardware & Software
Martin Banasik	Hardware & Software

Tabel 1.1: Indholder gruppemedlemmernes navne og hovedansvarsområder

# Krav 2

---

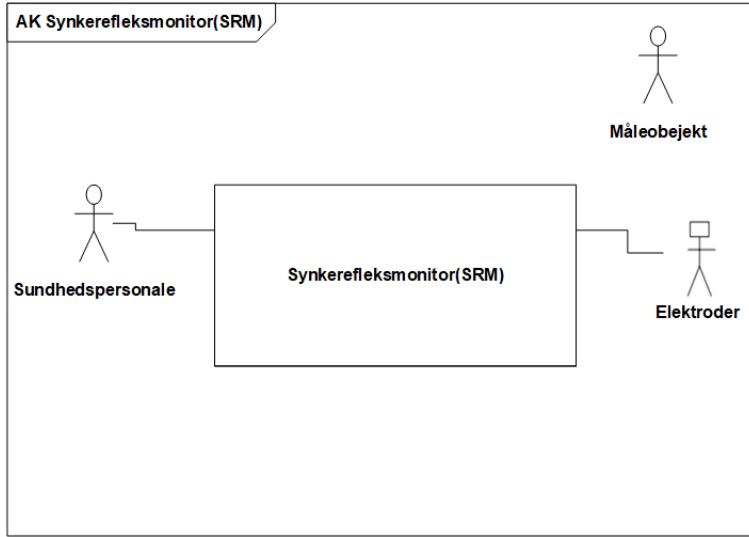
På baggrund af et møde med Jim Jensen fra Hammel Neurocenter, som er projektets udbyder, er der udarbejdet en kravspecifikation til et system kaldet Synkerefleksmonitor (SRM). På mødet blev der diskuteret udfordringer med nuværende behandlinger og udredninger af dysfagipatienter. Formålet med mødet var ikke at etablere kunde/leverandør-relation, hvor krav til et kommende produkt skal forhandles på plads. Mødet havde i stedet en uformel karakter, hvor Hammel Neurocenter frivilligt er gået med til at mødes med gruppens medlemmer for at bidrage med deres ekspertise indenfor behandling og udredning af dysfagipatienter. Kravene til produktet som skal realiseres under dette projekt, er suverænt udspecifieret af gruppens medlemmer uden indblanding af projektets udbyder. Fra udbydernes side var der kun et ønske om at bidrage med udvikling af nye metoder til udredning af dysfagipatienter, hvilken dette projekt også har intentioner om.

I det følgende beskrives kort det overordnede system, efterfulgt af funktionelle og ikke funktionelle krav.

## 2.1 Systembeskrivelse

Figur 2.1 illustrerer systembeskrivelsen for SRM'en. Systemet igangsættes af et sundhedspersonale, ved at tilkoble elektroder fra SRM'en til et måleobjekt. Ved hjælp af en funktionsgenerator i systemet sendes en konstant strøm til måleobjektet via elektroderne. På måleobjektets måleregion måles spændingsfaldet, som opstår, når forholdet mellem spænding og strøm ændrer sig. De målte spændinger omdannes til digitale værdier vha. en A/D-konverter. Til slut vises disse værdier på en PC-skærm i form af en graf. Sundhedspersonalet har hermed mulighed for at evaluere måleobjektets synkefrekvens. I SRM'en eksisterer der delsystemer. Detaljer omkring, hvordan disse er byggede og designede, henvises der til *Bilag 4 - Arkitektur* og *Bilag 5 - Design*.

## 2.2. Aktørbeskrivelse



*Figur 2.1: Aktør-kontekst diagrammet illustrerer det overordnet system. Her ses to aktører, der direkte interagerer med SRM'en. Den tredje aktør er en offstage-aktør, der kommunikerer med systemet igennem elektrodeaktør.*

## 2.2 Aktørbeskrivelse

Til aktør-kontekst diagrammet følger der en en aktør beskrivelse, der beskriver kort hver aktørs funktion, se tabel 2.1.

Aktørnavn	Type	Beskrivelse
Sundhedspersonale	Primær	Sundhedspersonalet tilkobler SRM'en til måleobjektet vha. elektroder, samt starter og evaluerer målingerne.
Elektroder	Sekundær	Elektroder anvendes til at måle bioimpedans og emg signaler fra måleobjektet
Måleobjekt	Offstage-aktør	Måleobjektet leverer biosignaler, som elektroderne kan måle.

*Tabel 2.1: Aktørbeskrivelse for det samlede system*

### 2.3. Funktionelle krav

## 2.3 Funktionelle krav

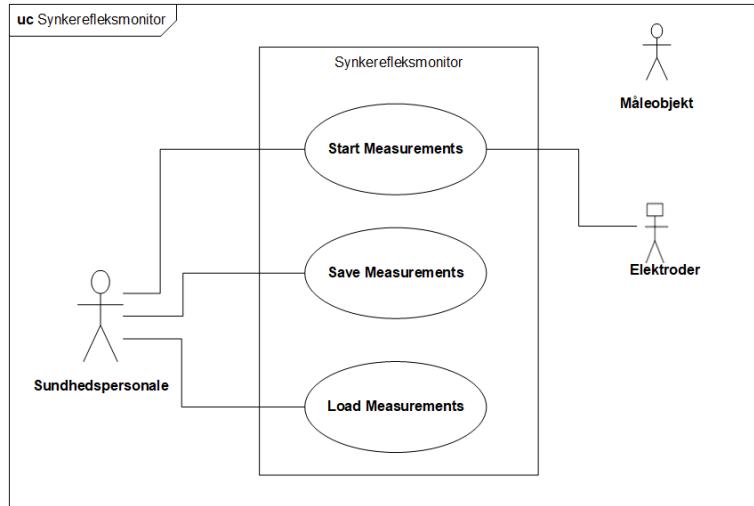
Tabel 2.2 beskriver de funktionelle krav, der stilles til applikationen SRM'en. Nogle krav er vigtigere end andre, og de prioriteres vha. MoSCoW-metoden. Kravene i *Must og Should* kategorien prioriteres højest. I dette projekt bestræbes først og fremmest at opfylde kravene i *Must og Should*.

Must have	Should have
<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Systemet skal have en bioimpedans sensor (BI), der kan måle bioimpedans signaler</li> <li>2. Systemet skal have EMG sensor, der kan måle EMG signaler</li> <li>3. Systemet skal kunne vise BI og EMG signaler over tid på en graf (offline) i Matlab</li> <li>4. Systemet skal kunne beregne BI på baggrund af målte spændinger</li> <li>5. Systemet skal kunne gemme BI og EMG målingerne</li> <li>6. Systemet skal kunne hente tidligere BI og EMG målinger</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>7. Matlab GUI, der kan præsentere BI og EMG signaler</li> <li>8. Både BI og EMG målinger skal køre simultant</li> <li>9. Validere bioimpedans sensoren op imod kommercial BI-sensor</li> </ol>
Could have	Would have
<ol style="list-style-type: none"> <li>10. Real-time visning af EMG- og BI signalerne</li> <li>11. Machine Learning for at diskriminere mellem synkerefleks og støj (tale og hoste)</li> <li>12. Systemet skal udføres på et færdigt print</li> <li>13. Systemet gemmer BI og EMG målingerne i en database</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>14. Mobilt synkerefleksmonitor med touch skærm</li> <li>15. EMG og BI signalerne overføres til EPJ</li> <li>16. Tage højde for anatomiske forskelle mellem kønnene</li> </ol>

Tabel 2.2: MoSCoW opdeling af kravene til synkerefleksmonitoren.

### 2.3. Funktionelle krav

For at realisere *Must* og *Should* kravene, er der udviklet use cases, der bidrager til opfyldelsen af disse krav. Brugergrænsefladen til applikationen er forsøgt forsimplet, således at brugeren kun behøver at forholde sig til behandlede data og ikke rådata. På Figur 2.2 ses de to aktører, der interagerer med tre use cases. Herunder beskrives funktionaliteten af disse use cases.



Figur 2.2: Use case diagram for synkerefleksmonitoren. Systemet består af tre usecases, der tilsammen bruges til at starte, måle, oploade tidligere målinger og gemme BI og EMG målinger

**Use Case 1 - Start Measurements:** Denne use case bruges bl.a. til at igangsætte en måling. Når sundhedspersonalet interagerer med use casen, køres der en række funktioner, der tilsammen, starter, mäter, behandler og visualisere to målinger. I *Bilag 6 - Implementering og test* kan der bl.a. læses om de underliggende funktioner, som eksekveres, når denne use case aktiveres af brugeren.

**Use Case 2 - Save Measurements:** Denne use case muliggør at brugeren kan gemme målinger lokalt på computeren i en CSV-fil. Her gemmes de to målinger, som brugeren har taget simultant i use case 1.

**Use Case 3 - Load Measurements:** Denne use case tillader indlæsning af tidligere målinger, som er gemt lokalt på pc'en.

### 2.3. Funktionelle krav

Nedenunder er der en fully dressed for "Start Measurements" use casen. Her er der beskrevet de trin som brugeren skal igennem for at tage en måling. Fully dressed for de resterende use cases henvises der til *Bilag 1 - Kravspecifikation*.

#### Use Cases - fully dressed

##### Use Case - Start Measurements

Scenarie	Hovedscenarie
Navn	Start Measurements
Mål	At måle to signaler simultant
Initiering	Startes af Sundhedspersonalet
Aktører	Sundhedspersonale (primær), Elektroder (sekundær)
Samtidige forekomster	1 måling pr. kørsel
Forudsætninger	BI-sensoren og EMG-sensoren er ledige og operationelle. Elektroderne påsat måleobjektet og GUI-vinduet er åbent
Resultat	To målinger foretages og vises til sundhedspersonalet
Hovedscenarie	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Sundhedspersonalet trykker på knappen "Start Measurements"</li> <li>2. En række funktioner køres automatisk og systemet sørger for at to målinger foretages simultant</li> </ol> <p>[Undtagelse 2.a:] Systemet foretager ikke målinger</p>
Undtagelser	<p>2.a Applikationen genstartes og hovedscenarie 1 i use casen gentages</p>

Tabel 2.3: Fully dressed for use casen Start Measurements

## 2.4. Ikke-funktionelle krav

### 2.4 Ikke-funktionelle krav

Hvor de funktionelle krav kortlægger applikationens specifikke adfærd, fokuserer ikke-funktionelle krav på applikationens kvalitetsaspekter [10]. Der benyttes en model kaldet  $(F)URPS$  til at sætte ord på, hvad kunden, i dette projektets tilfælde gruppen, opfatter som kvalitet. Ved brug  $(F)URPS$  skal man tage stilling til produktets funktionalitet, brugervenlighed, pålidelighed, ydeevne og supportering [10]. Man kan vælge at udvide modellen til  $(F)URPS^+$ . Her skal man yderligere forholde sig til flere kvalitetsbegreber. Lige som i de funktionelle krav er de ikke-funktionelle krav prioriteret ved brug af MoSCoW-metoden. Der er valgt at inddrage kun *must-kategorien*.

I dette bachelorprojekt anvendes kun  $(F)URPS$  med undtagelse af elementet funktionalitet. Det vurderes af gruppen at dette element er afdækket i de funktionelle krav, og derfor er der ingen grund til at gentage det under de ikke-funktionelle krav. De resterende krav der stilles til produktet under ikke-funktionelle krav fokuserer på kvaliteter, der er vurderet nødvendige for produktets bruger.

Nedenunder ses et udvalg af de krav, der er stillet under  $(F)URPS$  elementerne brugervenlighed, pålidelighed, ydeevne og supportering.

- Sundhedspersonalet skal kunne aflæse et synk på graferne fra GUI'en på 2 meters afstand
- Det skal maksimalt tage 10 minutter(0.17 timer) at gendanne Synkerefleksmonitor (MTTR - Mean Time To Restore)
- GUI'ens objekter skal maksimum have en responstid på 30 sekunder.
- Sundhedspersonalet skal kunne udskifte elektroderne inden for 4 minutter.

Det skal oplyses at under de ikke-funktionelle krav er der medtaget nogle krav, som er svære at teste under dette projektets rammer. Herunder ses et udvalg af dem:

- Synkerefeksmonitoren hardware skal kunne fungere under et temperaturforhold, der ligger mellem 10 til 40°C.
- Synkerefleksmonitor skal have en oppeid uden nedbrud på minimum 1 dag (24 timer) (MTBF - Mean Time Between Failure)

Selvom disse krav som nævnt ikke kan testes, er det valgt at inkludere dem, da det er vigtigt at oplyse kunden, at produktet ikke er testet under de nævnte forhold. I *Bilag 1 - Kravspecifikation* kan man læse de detaljerede ikke-funktionelle krav.

# Afgrænsning 3

---

Bachelorprojektet har først og fremmest fokus på at opfylde de funktionelle krav i *Must og Should* kategorien for at realisere et proof-of-concept produkt, der er funktionsdygtigt. De resterende krav i *Could have og Would have* prioriteres lavest, og der bruges tid på dem, hvis de to andre kategorier er opfyldt tilfredsstillende. Der udvikles, hverken use cases eller test cases for *Could have og Would have* før de to andre er på plads og der i øvrigt er nok tid at arbejde med dem. For de ikke-funktionelle krav vedkommende prioriteres kun de testbare krav højest, hvorimod de ikke testbare krav prioriteres lavest.

Undervejs i projektet er det konstateret at krav nummer 9 i de funktionelle krav ikke er muligt at opfylde. For at validere den udviklede BI-sensor med en kommercial BI-sensor, har gruppen taget kontakt til Steven Brandtlov, fra Indkøb og Medicoteknik Skejby Sygehus, gennem Peter Johansen, lektor på Institut for Ingenørvidenskab på Aarhus Universitet. Etablering af kontakten har taget længere tid pga. manglende respons fra Steven Brandtlov side, se *Bilag 10 - Mail korrespondance*. Da gruppen endelig kom i besiddelse af BI-sensoren, fungerede den ikke efter dens brugeranvisning. Efter flere mislykkede mail korrespondance med Brandtlov, blev gruppen enig om at henstille dette krav.

# **Metode og proces 4**

---

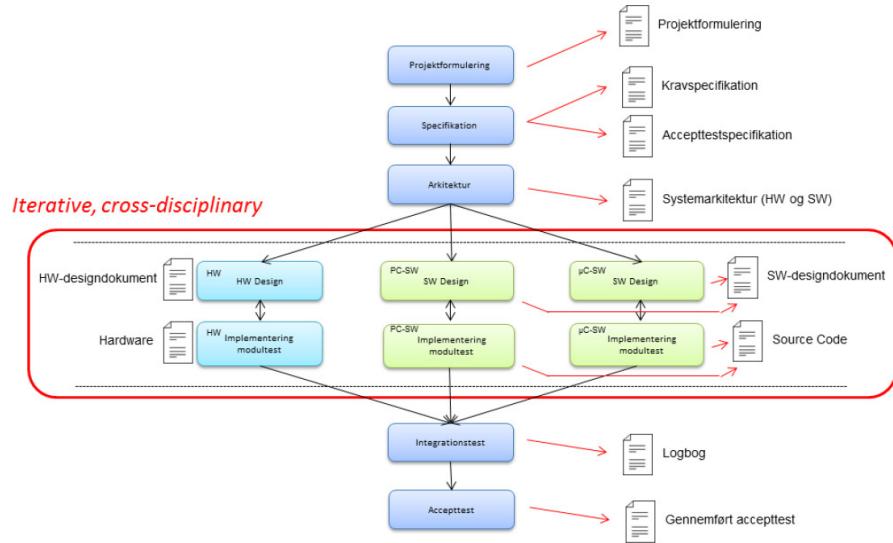
I dette kapitel er der beskrevet kort, hvilken analyse- og designmetode der er anvendt i bachelorprojektet.

## **4.1 Analyse og designmetode**

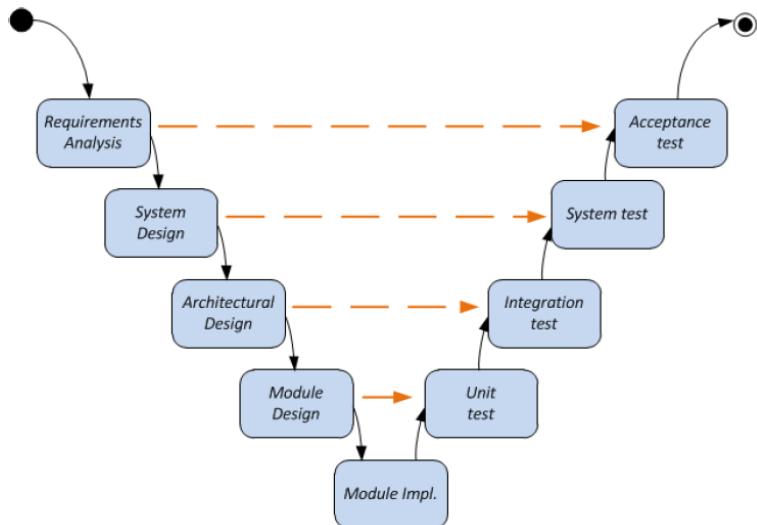
Dette afsnit har til formål at beskrive, hvilke tekniske metoder, der er benyttet af udarbejdelsen af bachelorprojektet. Primært er der tale om metoder fra faget ISE. Desuden beskæftiger afsnittet sig med, hvilke arbejdsredskabe, der er anvendt til udførelse af bachelorprojektet og rapporten.

Projektforløbet er organiseret efter V-modellen og ASE-modellen, se figurene 4.2 og 4.1. ASE-modellen anvendes til udvikling af software og hardware, som er delt op i faser. For hver fase kommer en række artefakter som tilsammen resulterer i et dokumenteret bachelorprojekt. Disse faser kombineres med V-modellen. I dette bachelorprojekt er der udført modultest på alle moduler i både hardware og software. Efter godkendelse af modultestene, er en integrationstest blevet udført, hvor det bygget hardware og software er sammensat og testet som et samlet system. Her observeres om systemet fungerer efter hensigten inden accepttesten påbegyndes. Accepttesten undersøger om alle krav specificeret i kravspecifikationen er opfyldt. Vejleder, Thomas Nielsen, Adjunkt på Institut for Ingeniørvidenskab på Aarhus Universitet, har deltaget i udførelsen af accepttesten, godkendt. Bivejlederen Samuel Alberg Thrysøe, Associate Professor PhD ved Ingeniørhøjskolen Aarhus Universitet har fulgt accepttestens udførelse ved siden.

#### 4.1. Analyse og designmetode



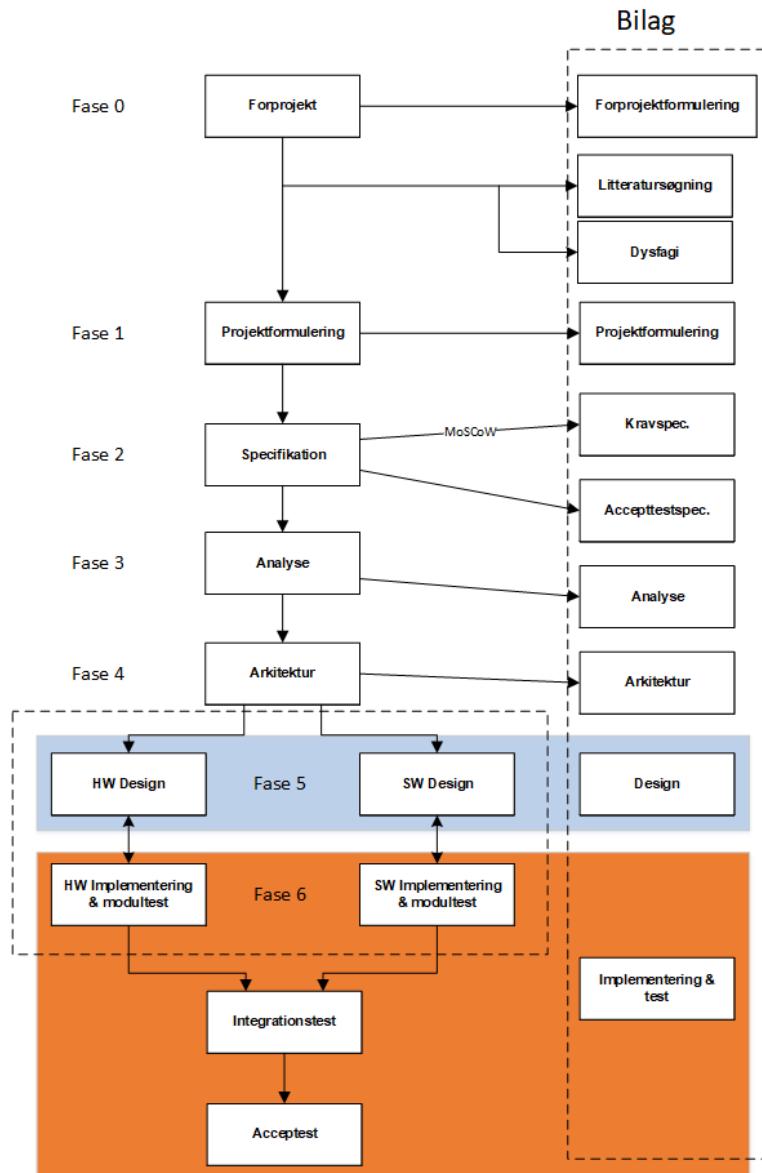
Figur 4.1: ASE-modellen som er udviklet af Aarhus Ingeniørskole[11].



Figur 4.2: V-modellens udviklingsfaser[11]

ASE-modellen mangler en analysefase som er nødvendigt dette projekt. Derfor besluttede gruppen at modificere ASE-modellen således at den imødekommer dette projekts behov. Modificeringen omfatter en ekstra fase der tilføjes i mellem specifikationens- og arkitekturfasen, se figur 4.3.

## 4.1. Analyse og designmetode



Figur 4.3: Den modificeret ASE-model.

Bachelorprojektets udvikling er inddelt i forskellige faser mellem nul til seks.

### Fase 0

Fase nul består af et forprojekt, hvor der blev udarbejdet en projektformulering på baggrund af en udleveret projektbeskrivelse og i samarbejde med vejleder. Her blev der udarbejdet et udkast af kravspecifikationen og en projektplan. Disse kan ses i *Bilag 9 - Forprojekt*.

### Fase 1

Denne fase bliver brugt til at finde litteratur om emnet dysfagi og hvordan man kan udvikle en prisbillig BI-sensor til at detektere synk. Der blev søgt primærlitteratur i f.eks. databaserne Embase og Pubmed. Derudover er der suppleret den primærlitteratur med sekundær litteratur i form af lærebøger. Søgeprotokollen til den primærlitteratur kan ses i

## 4.2. Den gennemførte proces

*Bilag 11 - Søgeprotokol.*

### Fase 2

I fase to blev MoSCoW kravene til produktet nedfældet på baggrund af projektformuleringen. Disse er samlet i dokumenterne kravspecifikation og accepttestspezifikation. Dokumenterne kan læses i *Bilag 1 - Kravspecifikation* og *Bilag 2 - Accepttestspezifikation*.

### Fase 3

Den tredje fase indeholder analysefasen. Første del af analysefasen består af at realisere og teste et kendt kredsløb fra artiklen "*Bioimpedance Analysis: A Guide to Simple Design and Implementation*". Test og undersøgelser af denne fase blev til dokumentet Analyse, hvilken kan ses i *Bilag 3 - Analyse*.

### Fase 4

I den fjerde fase blev arkitekturen til software og hardware beskrevet. Arkitekturen blev dokumenteret ved hjælp af sysML, hvor BDD og IBD diagrammer blev oprettet. Arkitekturen kan læses i *Bilag 4 - Arkitektur*.

### Fase 5

I designfasen blev software og hardware designet. Hardwaren blev dokumenteret med diagrammer, udregninger og styklister. Software blev dokumenteret med funktions beskrivelser, et sekvensdiagram og et UML-aktivitetsdiagram. Detaljerne kan læses i *Bilag 5 - Design*.

### Fase 6

Til sidst i den sjette fase blev software og hardware implementeret, modultestet og samlet til en integrationstest. Til slut blev accepttesten udført. Yderligere detaljer om denne fase er henvises der til *Bilag 6 - Implementering og test*.

## 4.2 Den gennemførte proces

### Gruppeddannelses

Gruppen består af to sundhedsteknologistuderende, der er dannet udefra en fælles interesse for projektets beskrivelse. Begge gruppemedlemmer har inden valget af projektet, talt sammen om en mulig gruppeddannelsel, hvis der kommer et projekt, hvor begge medlemmer finder det interessant. Det kan siges at gruppen er dannet udefra interessen for projektets indhold og en kendskab til hinanden i forvejen.

### Samarbejds aftale

I dette bachelorprojekt er der genanvendt en samarbejds aftale fra tidligere semestre med få ændringer. Denne samarbejds aftale kan læses i *Bilag 7 - Samarbejds aftale*. Her er der beskrevet i bestemte punkter, hvordan gruppen skal arbejde og skal forholde sig under hvert punkt. Den blev godkendt og underskrevet af alle gruppens medlemmer. Uddyttet af at anvende samarbejds aftalen var positivt for gruppen. Især det benyttet ugeskema gjorde, at man kunne administrere sin tid bedre med fag uddover bachelorprojektet.

### Arbejdsfordeling

## 4.2. Den gennemførte proces

Arbejdsbyrden var ligeligt fordelt i mellem gruppemedlemmerne. Hvor den generelle rapportskrivning af afsnit blev tildelt efter, hvem der havde tid og hvad der var bedst for bachelorprojektet. Administrationen af opgaver blev oprettet og styret fra online portalen Pivotal Tracker, som er et Scrum værktøj. Her blev der i fællesskab oprettet opgaver efter pointsystem om hvor vigtig opgaven var. Det var så muligt at tage opgaver og udføre dem, indenfor for et sprint på en uge. Efter en uge ville man kunne få et overblik over afsluttede opgaver i det pågældende sprint. En nærmere beskrivelse og brugen af Pivotal Tracker findes i *Bilag 15 - Værktøjer*.

### Planlægning

I den overordnet planlægning blev der brugt online portalen Teamgantt. Her blev der oprettet en kalender over hele forløbet delt op i forskellige faser fra ASE-modellen. Denne kalender havde hele gruppen adgang til og mulighed for at opdatere projektets tidsplan. Gruppens brug af Teamgantt og indstillinger kan læses nærmere i *Bilag 15 - Værktøjer*. For at opretholde en historik over tidsplanen blev der oprettet en versions historik af tidsplanen, denne kan ses i *Bilag 16 - Tidsplan*.

Det daglige arbejde blev nedskrevet i logbogen ved dagens afslutning. Logbogen blev også brugt til at notere beslutninger, ændringer og større arbejde ifm. projektet. For at læse den komplette logbog se *Bilag 13 - Logbog*.

### Møder

For at opretholde overblikket og en fast struktur i projektet var der faste møder i gruppen. Hver morgen startet med scrum møde, hvor hver gruppemedlem præcenteret igangværende opgaver og problematikker. Hver fredag blev der holdt et møde der evaluere ugens arbejde. En gang om ugen var der vejledermøde med en faste dagsordenspunkter samt varierende punkter. Alle møder kan læses i *Bilag 17 - Møder*.

### Projektleitung

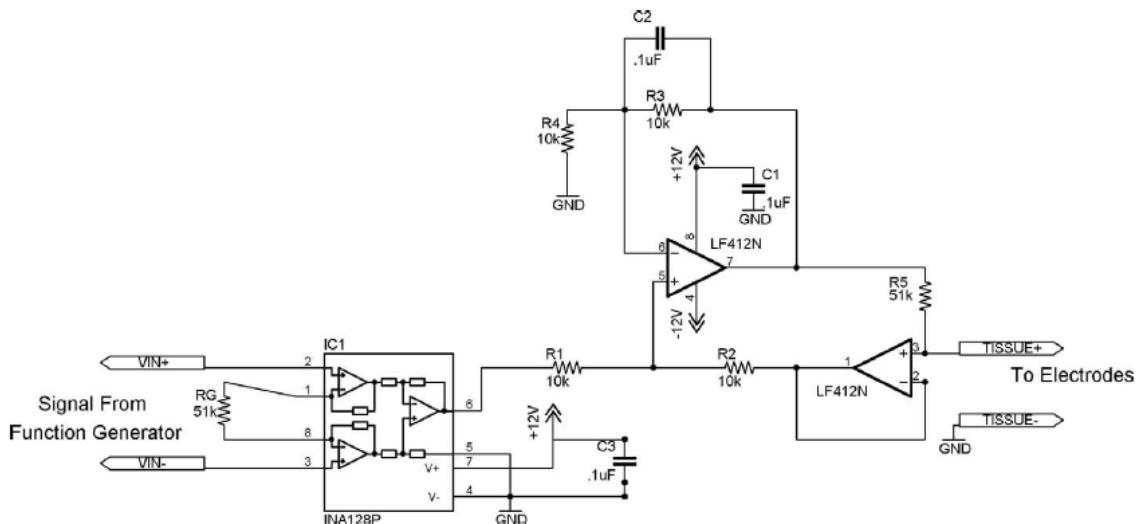
I dette bachelorprojekt var der valgt ikke at have en projektleder. Der var i stedet valgt en kollektiv ledelsesstil. Det har gjort at hele gruppen har skulle have overblik i hele projektet. Samtidig har det været med til at alle i gruppen kender målet og retningen og der er tydelige kommunikation og opfølgninger med faste møder og scrum møder hver dag. Den fælles ledelsesstil har gjort at alle deltagere er engageret og hele tiden kender målet og er klar til at ændre sådan, at målet opnås på den bedste mulige måde. Da der er mange praktiske opgaver i bachelorprojekt, er der lavet en rollefordeling igennem hele projektet. De specifikke roller kan ses i *Bilag 7 - Samarbejdsaftale*.

### Projektadministration

Rapporten og bilag er skrevet i tekstsproget L<sup>A</sup>T<sub>E</sub>X. Møder, referater og logbog er skrevet i Google Docs. Tidsplan og opgaver er oprettet og ligger i selvstændige online værktøjer: Teamgantt og Pivotal Tracker.

# Analyse 5

I dette kapitel vil der kort blive opsummeret, hvad analysearbejdets formål var og de fund denne fase af projektet har afført. Formålet med analysefasen var at undersøge og teste om et kendt kredsløb fra artiklen "*Bioimpedance Analysis: A Guide to Simple Design and Implementation*" kan benyttes til at detektere et synk hos raske objekter. Denne artikel er valgt at undersøge, da den indeholder de grundlæggende elementer, der skal være til stede, når der udvikles en BI-sensor. Yderligere har artiklen haft gode erfaringer med at bygge en BI-sensor kredsløb, der er prisbilligt. Se kredsløbet på figur 5.1. Dette har naturligvis fået projektgruppens opmærksomhed, da projektet kun er budgetteret til kr. 500. Forskerne bag artiklen har udviklet bioimpedans kredsløbet til at måle bioimpedans signaler fra hjernevæv. Om det samme kredsløb kan anvendes til detektering af et synk på en anden vævstype, i dette projektes tilfælde larynx-området, skal denne analysefase undersøge.

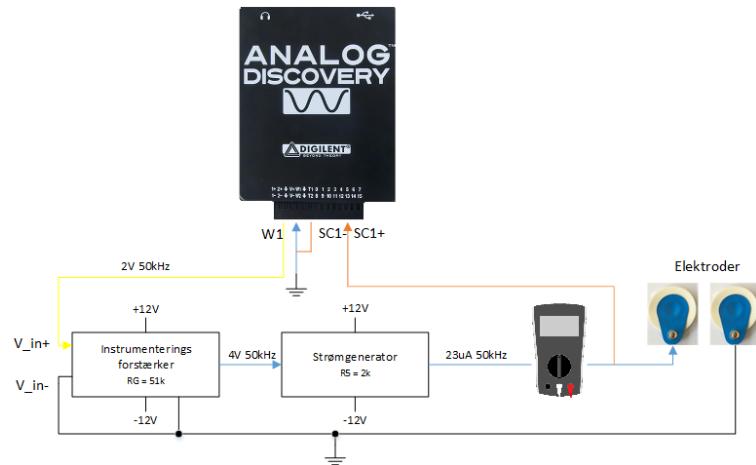


Figur 5.1: Diagram over det angivet kredsløb fra artiklen[9]

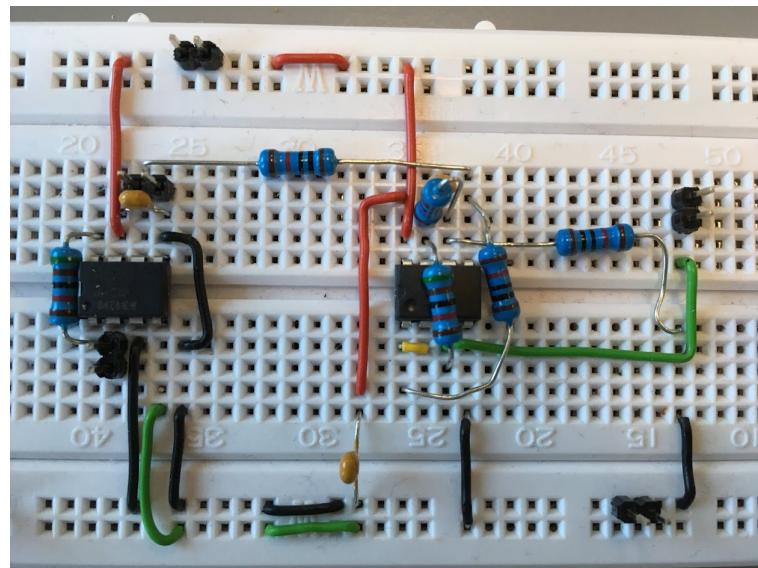
For at realisere BI-sensoren er der indkøbt præcist de samme elektriske komponenter som artiklens kredsløb gør brug af undtagelse af udstyr som oscilloskop og funktionsgenerator. Disse udstyr har projektgruppens medlemmer selv anskaffet, se den samlede pris for disse komponenter i *Bilag 12 - Indkøb- og ordreseddel*.

For at afgøre, om kredsløbet kan bruges til at detektere et synk, har gruppen bygget kredsløbet på et fumlebræt, og efterfølgende testet det på en af gruppens medlemmer som måleobjekt. Figur 5.2 og 5.3 viser, hvordan testopstillingen og implementeringen af

BI-kredsløbet ser ud:



Figur 5.2: Diagram over testopstilling af det angivet kredsløb



Figur 5.3: Illustration af testopstillingen på et fumlebræt. Testopstillingen indeholder en instrumentationsforstærker, INA128, til venstre og en strømgenerator, LF412CN, til højre.

Efter testen af kredsløbet, kunne det konstateres at kredsløbet ikke er i stand til at detektere et synk. Se testresultaterne fra BI-kredsløbet på figur 5.1 kan læses i *Bilag 3 - Analyse*.

At systemet ikke er i stand til at detektere et synk kan det bl.a. forklares med følgende:

- at kredsløbet er designede til et andet formål end at detektere et synk
- at de målte spændinger er så svage at forstærkning af dem er nødvendige
- at anvendelsen af kun to elektroder påvirker målingernes resultater
- at artiklen ikke tager højde for undertrykkelse af aliasering

Som konsekvens af det manglende synk, besluttede projektgruppen at designe et alternativt BI-kredsløb, der skal detektere et synk. Det nye system skal indeholde følgende komponenter:

- En funktionsgenerator til at forsyne BI-kredsløbet
- To instrumentationsforstærkere, der bruges til at forstærke signalet fra funktionsgeneratoren og biosignal fra måleobjektet. De to instrumentationsforstærkere anvendes desuden til at fjerne 50 Hz brum.
- En strømgenerator
- 4 Ag/AgCl elektroder til transmittering af strøm og måling af spændinger.
- En operationsforstærker til at forstærke signalet yderligere for at udnytte ADC'ens spændingsområde mest muligt.
- Et anti-aliaseringsfilter til at undertrykke aliasering.
- En dataopsamlingsenhed

Med prisen og forhåndskendskabet til nogle af de omtalte komponenter for øje er der valgt at opbygge overstående system med komponenter, som enten findes på skolens elektronik værksted eller som kan købes billigt. Design og relation mellem overstående komponenter henvises der til *Bilag 4 - Arkitektur* og *Bilag 5 - Design*.

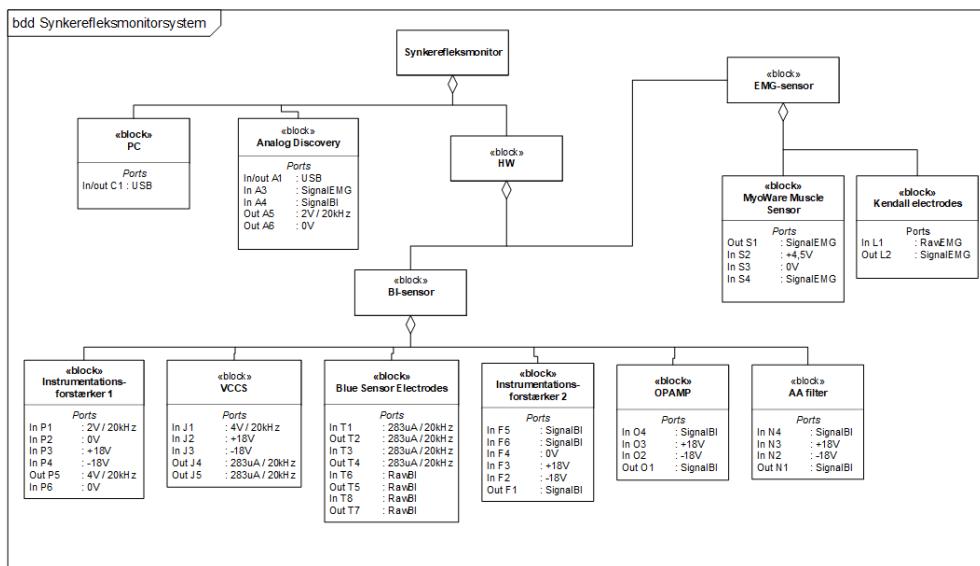
# Arkitektur 6

I dette kapitel beskrives systemets arkitektur for hardware og software. Arkitekturens formål er at tildele roller til de enkelte hardware og software komponenter. Når denne arkitektur er fastsat er det muligt at designe systemet i detaljer. Arkitekturen illustreres i hardware-delen i Blok definition diagram (BDD), Internal blok diagram (IBD), en signaltabel og en blokbeskrivelse, der indeholder uddybende beskrivelse af blokkene i BDD'et. For Software-delens vedkommende anvendes også et BDD, som bruges til at illustrere hovedblokkene.

## 6.1 Hardware

### 6.1.1 Blok definition diagram

Dette afsnit omhandler arkitekturen af hardwaren, som anvendes til måling, analysering og visning af BI- og EMG-målinger. BDD'et på figur 6.1 viser det overordnet system for SRM, som består af en HW-blok med tilhørende to HW-blokke. Disse to HW-blokke består af BI-sensor og EMG-sensor. EMG-sensoren består af to komponenter og BI-sensor består af seks blokke. Derudover er der en PC-blok og Analog Discovery blok. Disse blokke tilsammen udgør SRM.



Figur 6.1: Figuren viser de enkelte komponenter, som hardware-delen består af. Overordnet består systemet af en BI-sensor, en EMG-sensor og Analog Discovery, der bruges til dataopsamling og som funktionsgenerator. Udover det er der en PC blok.

## 6.1. Hardware

### 6.1.2 Internal blok diagram

IBD bruges til at vise den interne struktur og kommunikation mellem delsystemerne, se figur 6.2. SRM indeholder to uafhængige blokke, BI-sensoren og EMG-sensoren. De to blokke har kommunikation med blokken Analog Discovery og PC.

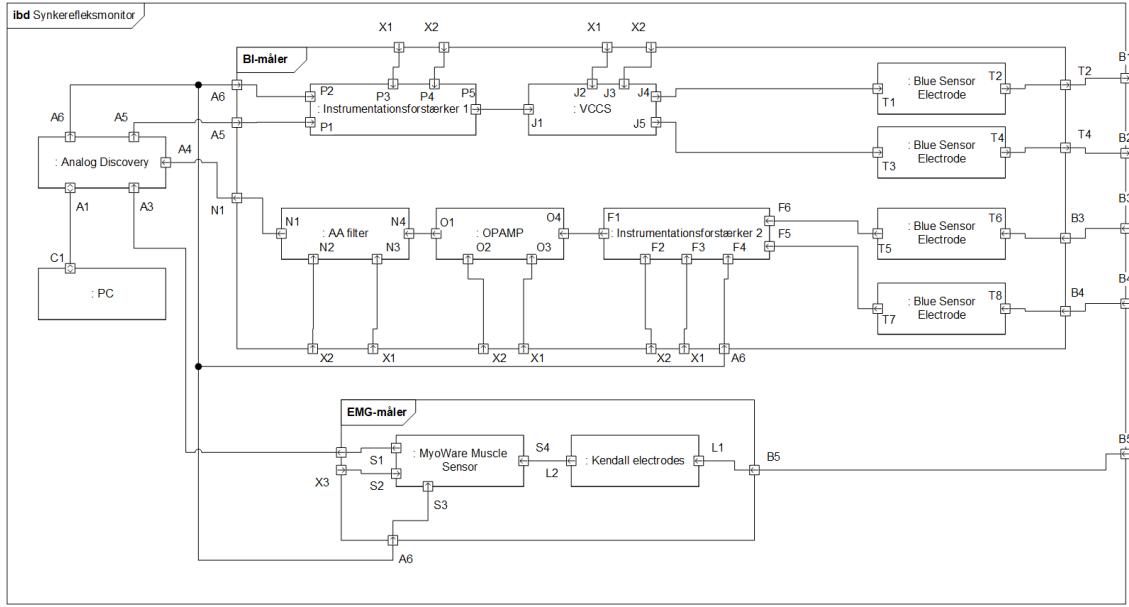
Kommunikationsflowet for BI-sensor, starter ved at Analog Discovery genererer et AC signal på 2 V til indgangen på Instrumentationsforstærker 1. Instrumentationsforstærker 1 forstærker signalet med faktor 2. Det forstærkede signal sendes videre til strømgeneratoren (VCCS), som genererer en konstant strøm. Denne strøm sendes til måleobjektet via to elektroder (Blue Sensor Electrodes).

To yderligere elektroder (Blue Sensor Electrodes) påsættes på måleobjektet, for at måle en spændingsforskel. Biosignalet (spændingsforskellen) er svagt og støjfyldt (common mode støj), hvilket kræver at det bliver forstærket samt støjen reduceres. Signalet fra måleobjekt bliver forstærket af instrumentationsforstærkeren samtidig med, at der fjernes common mode støj. Herefter bliver signalet yderligere forstærket af en opamp. Efter denne forstærkning bliver signalet filtreret i et anti-aliaseringsfilter, der dæmper frekvenskomponenter over Nyquist-frekvensen.

Til sidst sendes signalet til dataopsamlingsenheden Analog Discovery, der kommunikerer med en PC, hvor signalet bliver analyseret og vist. BI-sensoren bliver forsynet med en eksitationsspænding på  $\pm 18$  V.

EMG-sensoren består af en Myoware Muscle Sensor og tre elektroder, der mäter muskelaktiviteten over det valgte segment på måleobjektet. Det målte signal opsamles også vha. Analog Discovery. Myoware Muscle Sensor forsynes med en eksitationsspænding på +4,5 V.

## 6.1. Hardware



Figur 6.2: Figuren viser et internt blokdiagram, der illustrerer den interne relation og signalflow mellem delsystemer for SRM. Hver port repræsenterer en fysisk grænseflade på blokken. Overordnet set indeholder diagrammet to hovedblokke med hver deres subkomponenter. Den ene af de store blokke repræsenterer en BI-sensor og den anden blok repræsenterer en EMG-sensor.

### 6.1.3 Blokbeskrivelse

Da BDD og IBD ikke alene kan forklare blokkenes og signalernes funktionalitet, kan disse forklaries præcist vha. af forklarende tekst i tabeller. Tabel 6.1 viser blokbeskrivelsen for to blokke, samt deres signaltyper og navne. Funktionerne for alle blokkene kan læses i *Bilag 4 - Arkitektur*.

Blok-navn	Funktions-beskrivelse	Signaler	Kommentar
PC	Behandler input fra Analog Discovery.	USB	Dataoverførelse med Analog Discovery
Analog Discovery	Fungerer som funktionsgenerator, og A/D-konverter. Den kommunikerer også med PC'en.	USB SignalEMG SignalBI 2V,20kHz 0V	Dataoverførelse med Analog Discovery
		Indgangssignal	
		Indgangssignal	
		Funktionsgenerator	
		Reference	

Tabel 6.1: Tabellen viser blokbeskrivelse for to blokke.

## 6.2. Software

Til slut fuldendes grænsefladebeskrivelsen i en detaljeret signaltabel, tabel 6.2. Signaltabellens anvendelse er tiltænkt når grænsefladerne skal designes. Da dette kun er et udpluk henvises der til den komplette signaltabel i *Bilag 4 - Arkitektur*.

Signal-navn	Funktion	Område	Port 1	Port 2	Kommentar
0V	Reference til analoge spændinger		Analog Discovery, A6	Instrumentations-forstærker 1, P2	stel
			Analog Discovery, A6	Instrumentations-forstærker 2, F4	
			Analog Discovery, A6	MyoWare Muscle Sensor, S3	
4,5V	Forsynings-spænding til MyoWare Muscle Sensor	4,0-4,5 V	Analog Discovery, A2	MyoWare Muscle Sensor, S2	

Tabel 6.2: Figuren viser signalbeskrivelsen for to signaler.

## 6.2 Software

### 6.2.1 Blok definition diagram

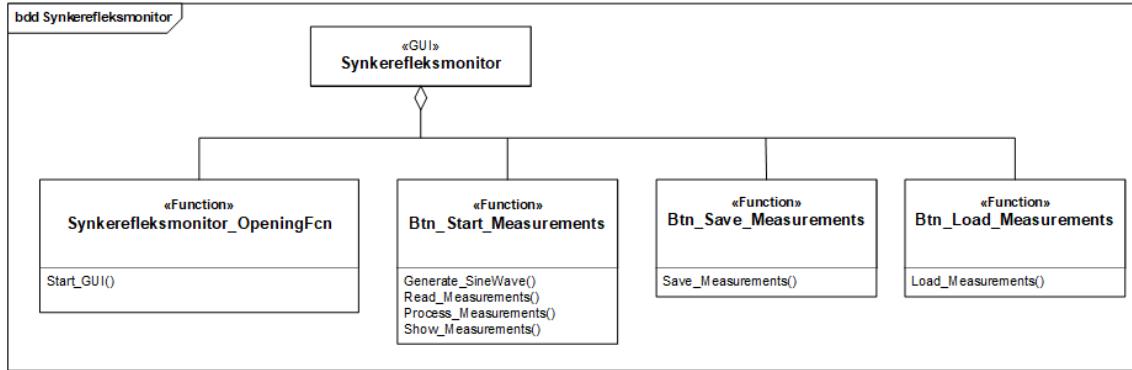
Dette afsnit omhandler arkitekturen af softwareen, som anvendes til måling, analysering og visning af BI- og EMG-målinger. Softwarens arkitektur er drevet af de use cases, som er beskrevet i *Bilag 1 - Kravspecifikation*. Derfor udformes et BDD på baggrund af disse use cases, som består af en parent-blok og fire child-blokke, se figur 6.3.

I dette bachelorprojekt anvendes udviklingsværktøjet Matlab til at realisere projektes software-del. Udeover Matlab kode udvikles en GUI i selv samme udviklingsværktøj. Denne GUI indeholder objekter f.eks. knapper, tekstfelter og tekstbokse m.m. Når Matlab GUI anvendes, skrives programmets funktionaliteter i funktioner, som så kaldes fra objekternes autogeneret callback funktioner, når de skal anvendes. Child-blokken repræsenterer callback funktionerne og de er oprettet i hovedfilen `synkerefleksmonitor.m`. Funktionerne i child-blokken består af selvstændige m-filer. Hver funktion behandler bestemte opgaver, samt interagere med de andre funktioner.

Softwareen fungerer, ved at sundhedspersonalet initialiserer kodeeksekveringen, ved at starte programmet Synkerefleksmonitor. Ved at aktivere knappen "*Start Measurements*", foretages der to målinger simultant. Disse målinger analyseres og vises i en graf til sundhedspersonalet. Nu er det muligt at få målingerne gemt via knappen "*Save Measurements*". Målingerne bliver gemt lokalt på computeren. De gemte målingerne kan hentes frem via knappen "*Load Measurements*". Rækkefølgen hvori programmets kode

## 6.2. Software

eksekveres beskrives vha. et sekvensdiagram, som kan læses i *Bilag 5 - Design*.



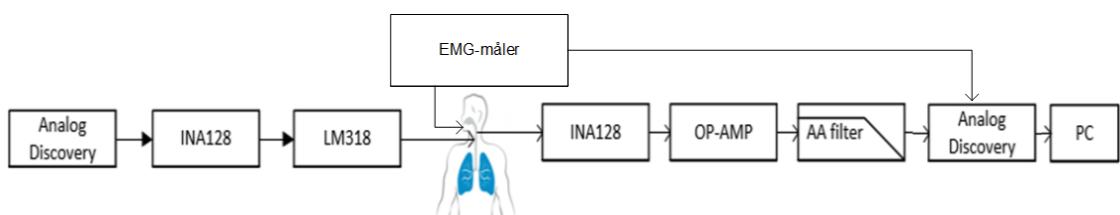
Figur 6.3: Figuren viser block definition diagrammet for det ønsket software. Diagrammet indeholder en hovedblok, der består af fire andre blokke, som hver indeholder Matlab funktioner. Disse funktioner tilsammen måler, analyserer og viser to målinger simultant.

# Design 7

I dette kapitel beskrives design-delen af hardware og software for SRM. På baggrund af arkitekturen redegøres der, hvordan HW/SW-blokkene, som indgår i arkitekturen er designet, samt deres funktioner. Designet for HW-delen indeholder diagrammer samt beregninger af komponentværdier. Desuden indeholder HW-delen en kort beskrivelse af designovervejelser i forhold til de enkelte hardwareenheder. SW-designet beskriver funktioner og GUI samt særligt interessante dele af den interne logik i funktionerne.

## 7.1 Hardware

Dette afsnit omhandler designet af hardwaren, som anvendes til at måle BI- og EMG-signaler. Figur 7.1 viser de komponenter, som skal anvendes for at SRM kan blive realiseret. SRM består af både designet komponenter og kommercielle komponenter. Ved designet komponenter er der prioriteret komponenter som var tilgængelige på skolens elektronikværksted. Udeover krav til de individuelle komponenter, er alle komponenter valgt efter at kunne håndtere en eksitationsspænding på  $\pm 18$  V. Disse kommercielle komponenter omfatter en Analog Discovery, en pc og en EMG-sensor. Der er i stedet for lagt vægt på om de kan leve op til de krav, som er nødvendige for at realisere det ønskede produkt. I de følgende komponentdiagrammer, er portene navngivet efter BDD diagrammet i kapitlet Arkitektur.

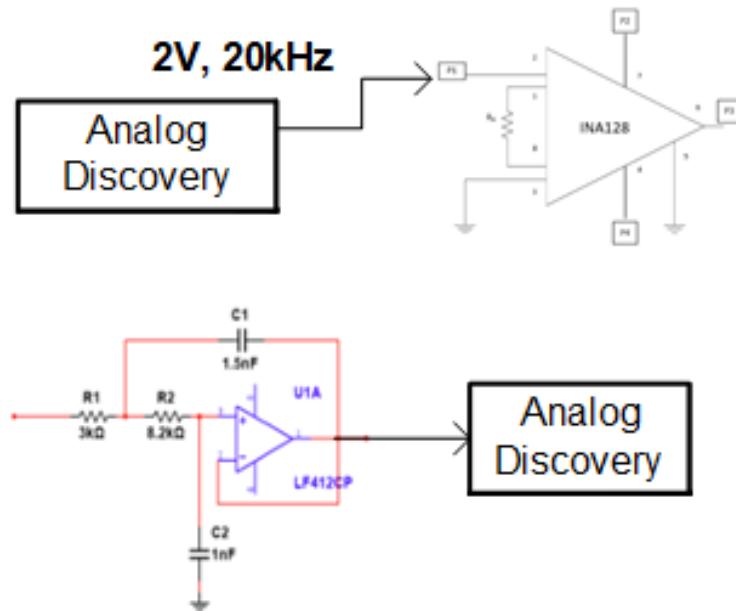


Figur 7.1: Figuren viser de kommercielle komponenter, samt de enkelte komponenter, som skal designes for at realisere SRM.

### 7.1.1 Analog Discovery

AD har i dette bachelorprojekt to formål. Den skal fungere som funktionsgenerator og som dataopsamlingsmodul. Figur 7.2 viser disse to formål. Det ene formål er at funktionsgeneratoren genererer et AC signal med amplituden på 2 V og 20 kHz, som sendes til indgangen af instrumentationsforstærkeren INA128. Signalet bliver brugt til at generere en konstant strøm ud af operationsforstærkeren LM318N. Det andet formål er at AD modtager signal fra anti-aliaseringsfilteret.

## 7.1. Hardware



Figur 7.2: Figuren viser AD's funktioner i det samlede system. AD fungerer som funktionsgenerator og som dataopsamlingsmodul.

For at foretage korrekt dataopsamling af signaler fra analogt domæne til digitalt domæne, skal Shannons samplingsteori overholdes. Det vil sige at samplingsfrekvensen skal minimum være det dobbelte af den maksimale frekvenskomponent, Nyquist-frekvensen. Frekvenser større end Nyquist-frekvensen giver anledning til aliasering. Dette vil resultere i et fejlsignal. Derfor vælges der en samlingsfrekvens, som er væsentlig højere end den maksimale frekvenskomponent.

Valg af dataopsamlingsmodul har også betydning for overgangen fra analogt domæne til digitalt domæne. Her konverteres de analoge værdier til de nærmeste digitale værdier. Konverteringen bestemmes af ADC'ens spændingsområde og opløsning. Forholdet i mellem spændingsområdet og opløsningen, udtrykkes LSB. LSB er et udtryk for den mindste detekterbare spændingsændring som ADC'en kan detektere. I henhold til AD's datablad, se *Bilag 14 - Datablade*, er denne opløsning på 14 bit. AD forsynes med en spænding på 10 V fra OP-AMP, som designes senere. Da man nu kender spændingsområdet og opløsningen kan LSB bestemmes. LSB er beregnet til 0,48 mV. Der henvises til *Bilag 5 - Design*, for den fulde udregning af LSB.

Derfor er det besluttet at bruge AD, da den har følgende fordele:

- Den kan fungere som funktionsgenerator samtidig med, at den læser to signaler ind simultant
- Den kan sample to signaler simultant med en samplingsfrekvens på 500 kHz
- Den kan fungere som dataopsamlingsenhed

## 7.1. Hardware

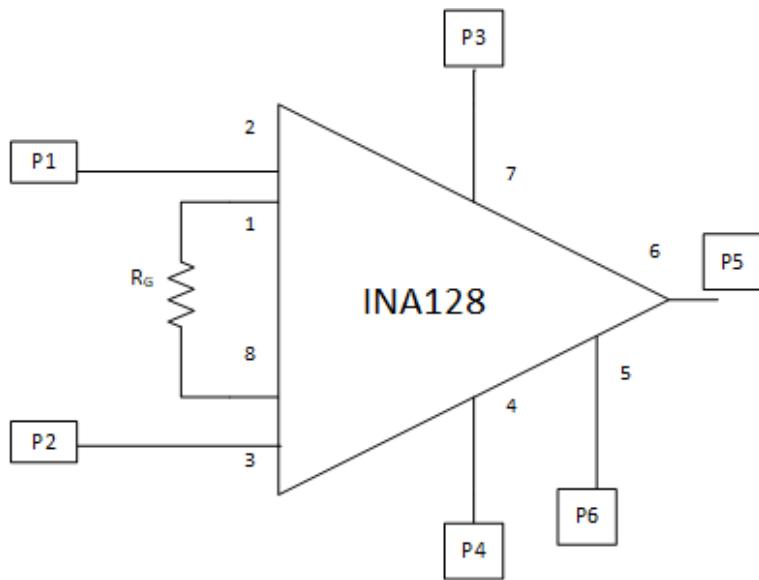
### 7.1.2 Instrumentationsforstærker

Instrumentationsforstærkeren i dette bachelorprojekt, har til formål at undertrykke støj fra måleobjekt og efterfølgende forstærke signalet, men også forstærke indgangssignalet fra AD's funktionsgenerator. Derfor anvendes i dette projekt to instrumentationsforstærkere af typen INA128P. INA128P specifikationer kan læses i *Bilag 14 - Datablade*. INA128P giver mulighed for at forstærke signalet vha. kun en modstand. Fordelene ved anvendelse af instrumentationsforstærker, når det ønskes at måle elektrofysiologiske signaler er[12]:

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

#### Instrumentationsforstærker 1

Den første INA128 benyttes til at forstærke signalet og undertrykke støj fra AD's funktionsgenerator. Det ønskes at forstærke de 2 V fra AD til 4 V. Det vil sige at gain er 2 og derfor kan  $R_G$  modstanden beregnes til  $50\text{ k}\Omega$ . Diagram over INA128 kan ses på figur 7.3. Udregning af  $R_G$  og stykliste kan ses i *Bilag 5 - Design*.

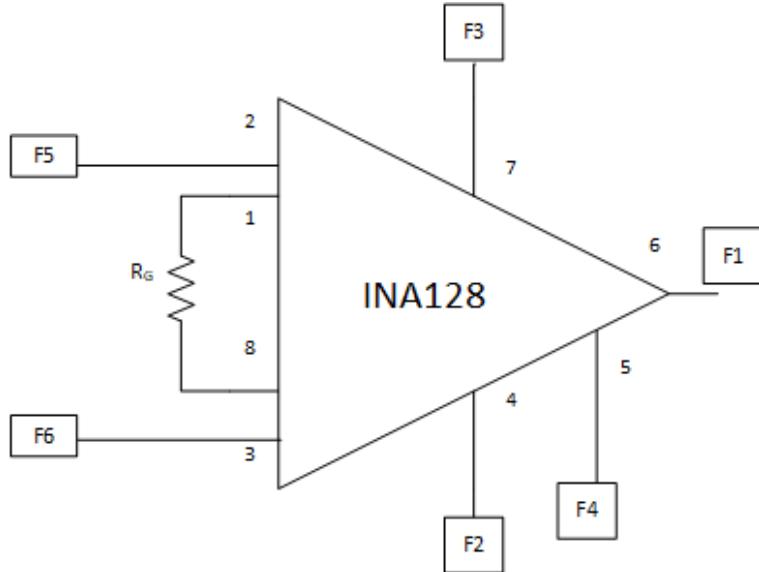


Figur 7.3: Figuren viser diagram for Instrumentationsforstærker 1 med tilhørende portnavne.

## 7.1. Hardware

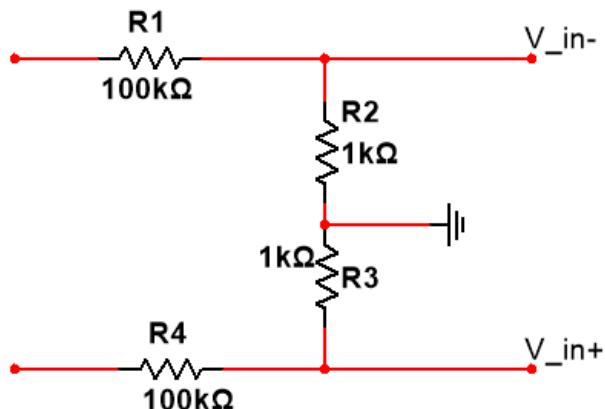
### Instrumentationsforstærker 2

Den anden INA128 anvendes til at forstærke elektrofysiologiske signaler fra måleobjektet og undertrykke commen mode støj. Det ønskes at INA128 forstærker med 100 gange, da det forventes at den målte spændingsforskæl ligger i milli- og mikrovolt området[12]. Diagram over INA128 kan ses på figur 7.4



Figur 7.4: Figuren viser diagram for Instrumentationsforstærker 2 med tilhørende portnavne.

For at forstærkningen på 100 gange kan lade sigøre, er det nødvendigt at slå op i databladet til INA128. Det kan konstateres at med en gain på 100, er det muligt at gå op til 100 kHz båndbredde, hvilken kan godkendes, der denne båndbredde ligger over anti-aliaseringsfilterets knækfrekvens på 25 kHz. Det er nu muligt at udregne størrelsen af R<sub>G</sub> modstanden. Denne størrelse er beregnet til at være 505 Ω. Til en fremtidig modultest af INA128's gain på 100 gange, blev der designet en spændingsdeler til formålet. Diagram over spændingsdelen kan ses på figur 7.5. Udregning af R<sub>G</sub> og stykliste kan ses i *Bilag 5 - Design*.

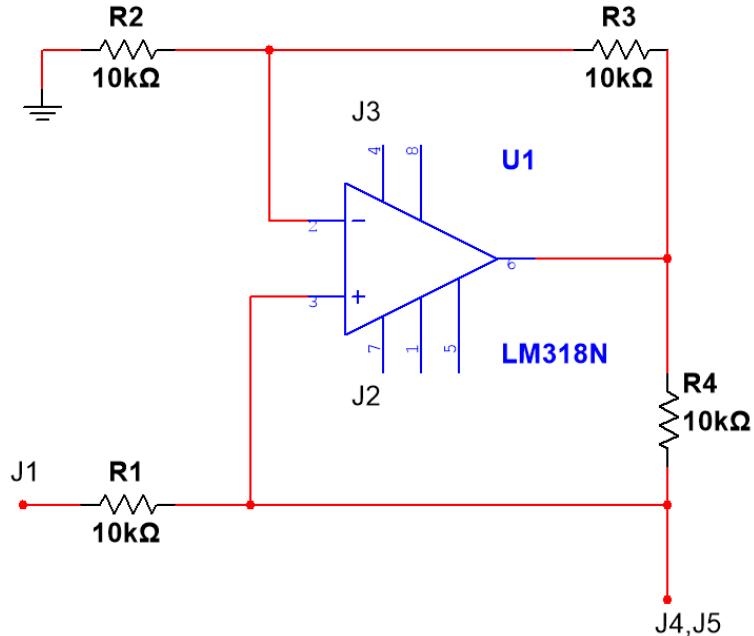


Figur 7.5: Figuren viser diagram for spændingsdelen.

## 7.1. Hardware

### 7.1.3 Strømgenerator

Strømgeneratoren i dette bachelorprojekt, har til formål at generere en strøm til måleobjektet gennem elektroderne. Dette er et krav for at kunne udføre en BI-måling på et måleobjekt[13]. Diagram over strømgeneratoren kan ses på figur 7.6.



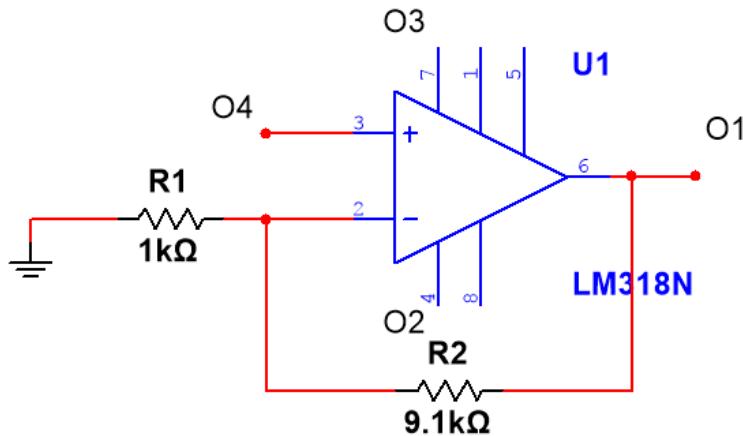
Figur 7.6: Figuren viser diagram for strømgenerator med tilhørende portnavne.

Strømgeneratoren også kaldet VCCS er designet efter en basis Howland pumpe. Ved udvælgelse af operationsforstærker kigges der på slewrate som skal overholdes. For at udregne slewrate bruges 20 kHz og 4 V. Slewrate udregnes til  $0,503 \text{ V}/\mu\text{s}$ . Her vælges operationsforstærkeren LM318, da den oplyses i databladet til at have en slewrate på 70  $\text{V}/\mu\text{s}$  og den består kun en operationsforstærker, se *Bilag 14 - Datablade*. Den forventet strøm blev udregnet til  $283 \mu\text{A}$ . Udregning af Howland pumpen, slew rate og stykliste kan læses i *Bilag 5 - Design*.

## 7.1. Hardware

### 7.1.4 OP-AMP

OP-AMP i dette bachelorprojekt har til formål at forstærke output signalet fra Instrumentationsforstærker 2. Der er valgt at benytte en ikke-inverterende operationsforstærker. Det ønskes at den forstærker op for at udnytte AD inputområde, som ligger mellem  $\pm 25$  V. Diagram over OP-AMP kan ses på figur 7.7.



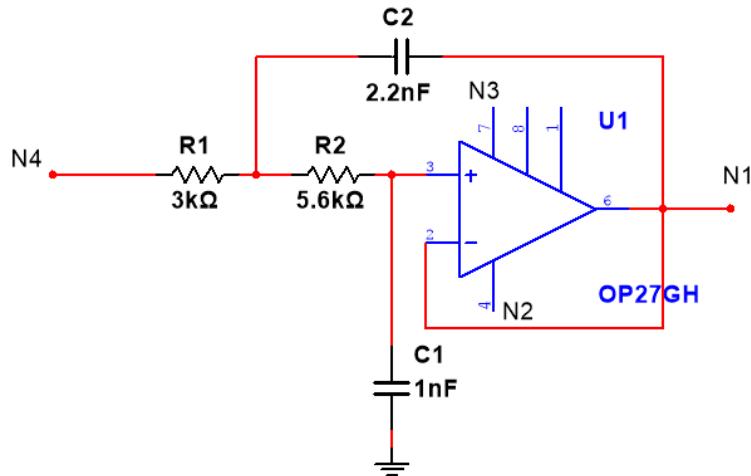
Figur 7.7: Figuren viser diagram for OP-AMP med tilhørende portnavne.

Signalet forstærkes op til 10 V, hvor gain udregnes ud fra forholdet mellem to modstande i OP-AMP kredsløbet. Den ene modstand sættes til  $1\text{k}\Omega$  og den anden modstand udregnes til  $9\text{k}\Omega$ . Slew rate udregnes til  $1,257\text{V}/\mu\text{s}$ . Igen vælges operationsforstærkeren LM318, da den oplyses i databladet til at have en slewrate på  $70\text{V}/\mu\text{s}$  og den består kun en operationsforstærker. Udregninger af gain modstande og slew rate samt styklister findes i *Bilag 5 - Design*.

### 7.1.5 AA filter

AA filter i dette bachelorprojekt, har til formål at dæmpe signalet over den halve samplingfrekvens (Nyquist frekvensen). Samplingfrekvensen vælges til 500 kHz, derfor bliver Nyquist frekvensen 250 kHz. AD er en 14 bit ADC, hvilket stiller krav om at signalet ved 250 kHz skal være dæmpet under  $1/2 * LSB$ , som i dB svarer til en dæmpning på  $20\log * 2^{15} = 90\text{dB}$ . På baggrund af spektrumanalysen i modultesten som står i *Bilag 6 - Implementering og test*, er det målte signal i forvejen dæmpet ca. 75 dB. Derfor ønskes at AA filter leverer en yderligere dæmpning med 20 dB. Dette anti-alisingsfilter designes så det tillader passering af frekvenser, der er mindre en Nyquist frekvensen og dæmper frekvenser som er højere. Den yderligere dæmpning kan lade sig gøre med et første ordens filter, da det dæmper med 20 dB pr. dekade. Dog vælges i stedet et 2. ordens filter, der dæmper 40 dB pr. dekade. Det skal bemærkes at dette filter ikke påvirker det amplitude moduleret signal (synk) som ligger ved 20 kHz, da det stadig er indenfor for passbåndet og derfor ikke blive filteret væk. Diagram over AA filter kan ses på figur 7.8.

## 7.1. Hardware



Figur 7.8: Figuren viser diagram for AA filter med tilhørende portnavne.

AA filteret designes derfor med følgende specifikationer:

- Aktivt lavpasfilter
- 2. ordens Butterworth
- Sallen key
- Knækfrekvens = 25 kHz

På baggrund af overstående specifikationer er disse indtastet i programmet FilterPro. Dette resulterer i et design med komponent værdier, stykliste og diagram over filteret.

Her foretages to yderligere udregninger slew rate og GBWP for at bestemme den korrekte operationsforstærker. Slew rate udregnes til  $1,257 \text{ V}/\mu\text{s}$  og GBWP til 2,5 MHz. Her vælges operationsforstærker OP27G, da der i databladet kan aflæses en slew rate på  $2,8 \text{ V}/\mu\text{s}$  og GBWP på 8 MHz. Hvilket stemmer fint overens med de udregnete værdier. Derudover er OP27G kendt fra tidligere semesterprojekt, hvor denne også skulle fungere som et lavpasfilter. Udregningerne for AA filter, bodeplot samt stykliste kan læses i *Bilag 5 - Design*.

## 7.2. Software

### 7.2 Software

Dette afsnit omhandler designet af softwaren, som anvendes til at håndtere AD, dataopsamling, analysering og visning af BI- og EMG-signaler. Denne designprocess har til formål at præsentere designede funktioner i Matlab. Senere implementeres disse funktioner i Matlab.

#### 7.2.1 Funktioner

Softwareen indeholder en række funktioner. Funktionerne har bestemte opgaver, hvilke funktionsnavnene afspejler af. I tabel 7.1 er der vist tre funktioner med navn, type og en beskrivelse af hver funktion. Alle funktionerne og deres beskrivelse står beskrevet i *Bilag 5 - Design*.

Navn	Type	Beskrivelse
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 tilføjer de to analog input som bruges til måling af BI og EMG. Derudover sættes samplingfrekvensen til 500 kHz og at en måling skal være 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.

Tabel 7.1: Tabellen viser beskrivelse af tre funktioner der er designet for SRM's software del.

Udover funktionernes beskrivelse er der også en beskrivelse af oprettelsen af attributterne for hver funktion. Attributterne repræsenterer bl.a. de målte signaler og analyseringen af disse. I tabel 7.2 er der vist tre funktioners input og output. Alle funktionerne og deres input/output står nærmere beskrevet i *Bilag 5 - Design*.

## 7.2. Software

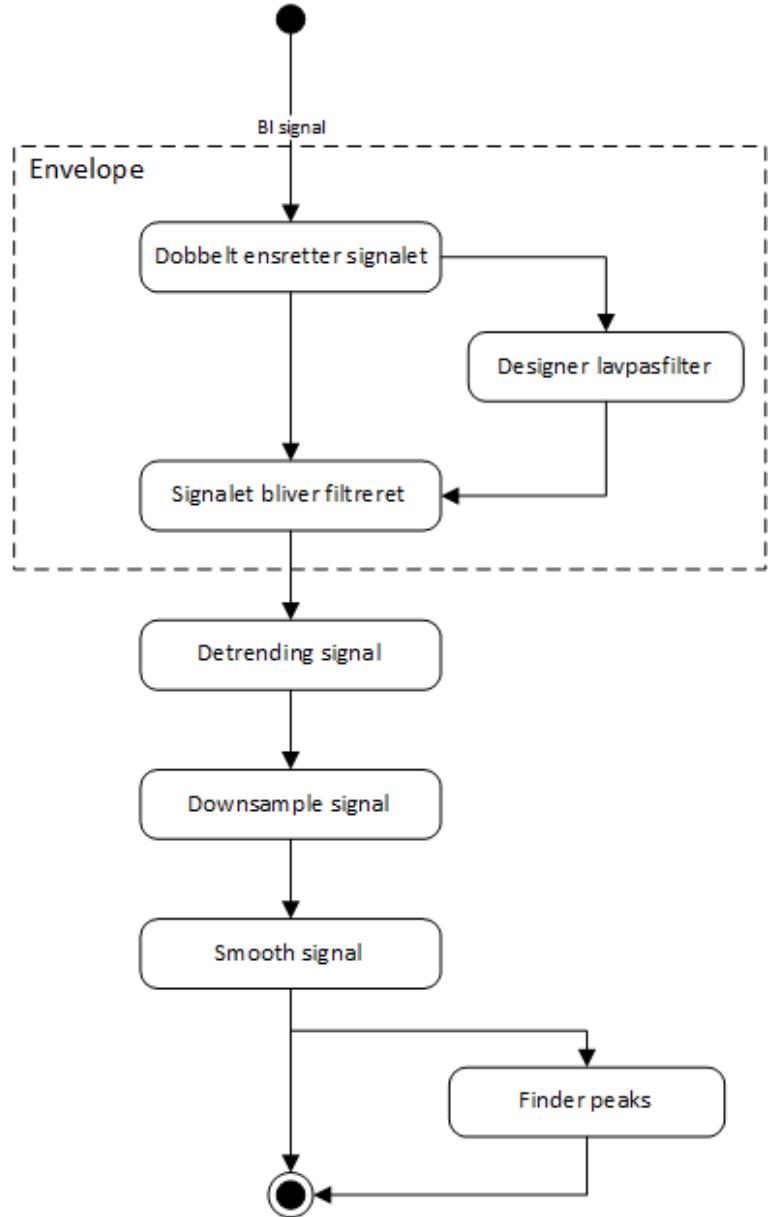
Funktion	Input	Output
Generate_SineWave		handles.GS
Read_Measurements	handles.GS	handles.BI
		handles.EMG
		handles.timestamps
Process_Measurements	handles.BI	handles.locs_synk
	handles.EMG	handles.BIsignal
	handles.timestamps	handles.EMGsignal
		handles.TID

Tabel 7.2: Tabellen viser tre funktioner med deres input og output parametre.

På figur 7.9 er der vist logikken bag behandlingen af BI signalet. Da signalet nu ligger i det digitale domæne, er det nu muligt at arbejde videre med dette BI signal vha. digitale værktøjer såsom filtrering. I denne behandling af BI signalet sker der flere ting i en bestemt rækkefølge. Først behandles signalet vha. envelope, ved at dobbelt ensrette og lavpas filtrere BI-signalet (knækfrekvens på 500 Hz og dæmpning på 40 dB pr. dekade). Dette resulterer i en konstant amplitude og samtidig flyttet BI signalet ned fra den 20 kHz bærebølge. Efterfølgende bliver BI signalet detrendet, hvilket gør at BI signalet nu ligger på et vandret over den best fittet linje i BI signalet. Dette giver mulighed for en nemmere analysering af BI-signalet.

Da BI-signalet er samplet med 500 kHz, bliver det også downsamplet, da det giver en meget mindre mængde data at analysere og arbejde videre med. Derudover bliver BI signalet smooth, for at få fremhæve synket. Til slut findes der "peaks" (BI-signalets bakke dale), som kan bruges til at tælle antal synk i BI-signalet. Resultatet af denne logik er et pænt BI signal som vises på en graf og de fundne antal synk i BI-signalet.

## 7.2. Software

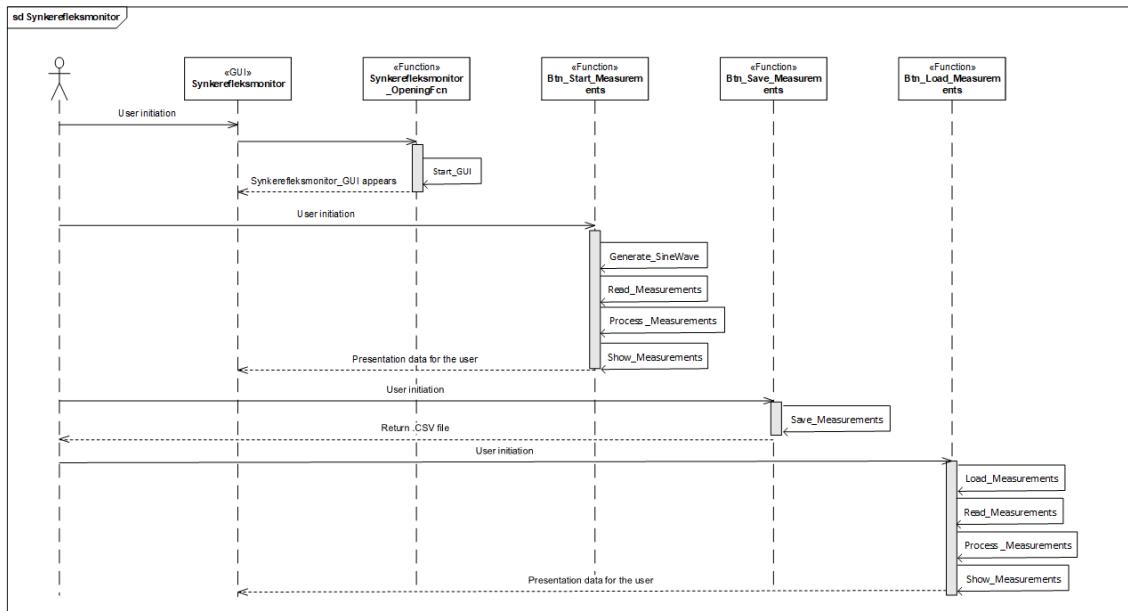


Figur 7.9: Figuren viser et UML-aktivitetsdiagram over den interne logik i funktionen `Process_Measurements`, hvor BI-signalet bliver behandlet.

### 7.2.2 Sekvens Diagram

Programmet startes ved at åbne m-filen Synkerefleksmonitor. Sundhedspersonalet kan herfra vælge at igangsætte en måling ved at trykke knappen "`Btn_Start_Measurements`". Gemme målinger ved knappen "`Btn_Save_Measurements`" og hente tidligere målinger via knappen "`Btn_Load_Measurements`". Disse knapper, samt resten af koden, kan vises i et sekvensdiagram med deres rækkefølge af kodeeksekvering. Sekvensdiagrammet kan ses på figur 7.10.

## 7.2. Software

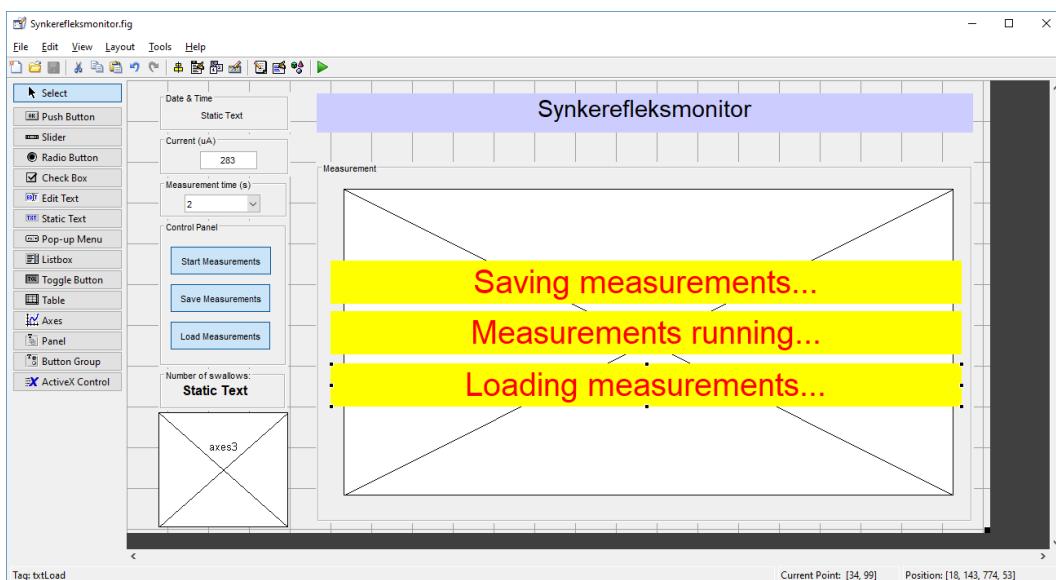


Figur 7.10: Figuren viser sekvensen af programmets kode

### 7.2.3 GUI

Softwareen til SRM består også af en GUI hvor sundhedspersonalet interagere med. På figur 7.11 kan GUI'en ses. Her har sundhedspersonalet mulighed for at foretage, gemme, og hente en tidligere måling. Designet af GUI er holdt meget simple og kræver ikke nogen yderligere introduktion af funktionaliteten, før programmet kan bruges.

Der har også været i designfasen, fokus på feedback fra systemet til bruger. Da en måling fylder meget vil dette også tage tid at gemme, men under denne proces bliver der informeret, mens der gemmes og når CSV-filen er oprettet og gemt på computeren. En detaljeret beskrivelse af alle GUI'ens funktionaliteter kan ses i *Bilag 5 - Design*.

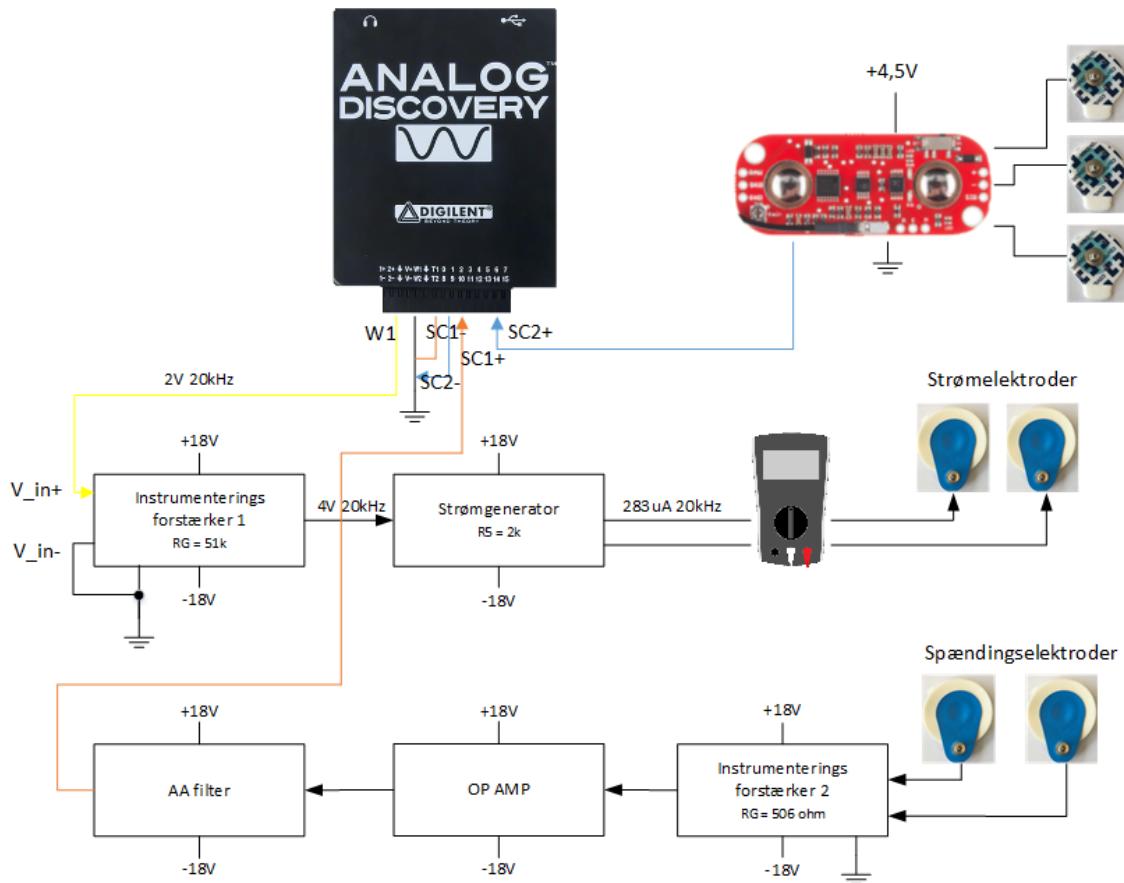


Figur 7.11: Figuren viser designet af GUI til SRM.

# Implementering 8

## 8.1 Hardware

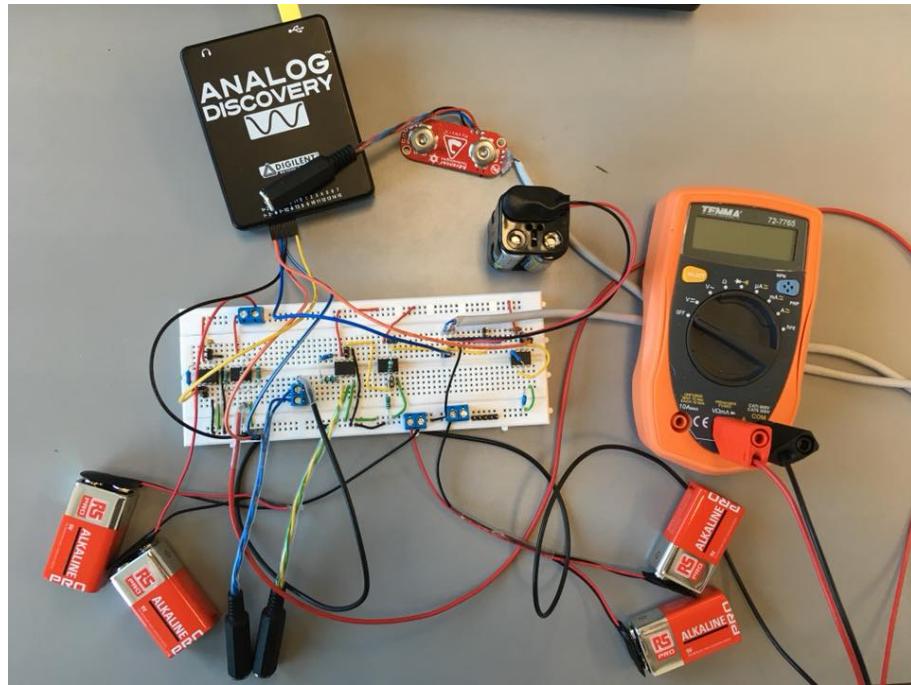
I dette kapitel beskrives kort, hvordan SRM'ens hardware og software komponenter er implementeret. Implementeringen afspejler designet, der er udarbejdet under designfasen, se *Bilag 5 - Design*. Til implementering af hardware komponenterne, er der valgt at illustrere en testopstilling ved hjælp af et diagram, inden kredsløbet bliver bygget på et fumlebræt. Denne testopstilling kan ses på figur 8.1



Figur 8.1: Et diagram der illustrerer, hvordan hele systems hardware komponenter skal implementeres på et fumlebræt.

## 8.1. Hardware

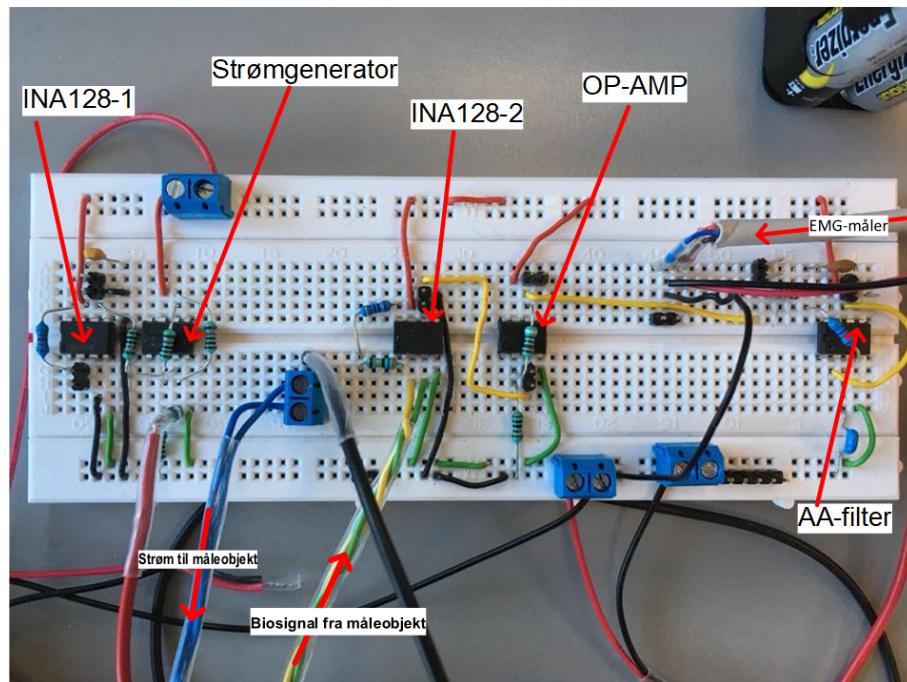
Den overstående testopstilling blev efterfølgende bygget på fumlebrættet. På figur 8.2 ses et fumlebræt, et multimeter, BI-kredsløbet, EMG-sensoren, forsyningsspændingen til kredsløbet, elektrode ledninger til hhv. BI-kredsløbet og EMG-sensoren. Fumlebrættet er tilkoblet til AD'en, som bruges til både at forsyne BI kredsløbet med et AC signal og til dataopsamling.



Figur 8.2: Et foto af alle komponenter implementeret på et fumlebræt.

Figur 8.3 viser delsystemer, som er bygget på fumlebrættet. Her er der forsøgt at gøre ledninger så korte som muligt.

### 8.1. Hardware

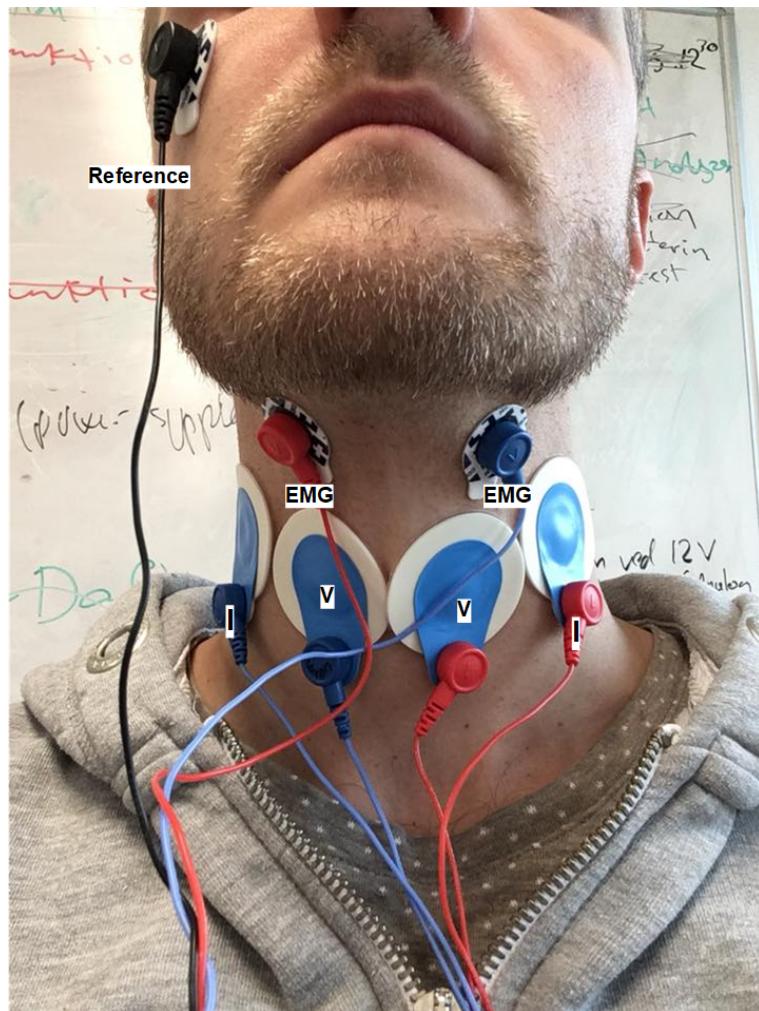


Figur 8.3: Et nært billede af, hvordan SRM'en er bygget på et fumlebræt.

## 8.1. Hardware

Det implementeret system på fumlebrættet kobles nu til måleobjektet vha. elektroder. På figur 8.4 ses de elektroder, der er tilkoblet til måleobjektet. Der er i alt brugt syv silver chloride( Ag/AgCl) elektroder som anvendes til både at transmittere strøm til måleobjektet og måle spændingsfaldet over måleregionen. Elektrode placeringen som ses på figur 8.4 er bl.a. inspireret af artiklen "*Neck Electrical Impedance for Measurement of Swallowing*".

Fire af de i alt syv elektroder er koblet til BI-kredsløbet, hvor de resterende tre elektroder er koblet til EMG-sensoren.



Figur 8.4: Her ses et foto af, hvordan elektroderne er koblet til måleobjektet. De yderste to elektroder på hver sin side benyttes til at transportere strøm(I) til måleobjektet. De to underste to elektroder anvendes til at måle spændingsfaldet(V), når måleobjektet synker. De tre små elektroder, der ses øverste, bruges til at måle EMG.

## 8.2 Software

### 8.2 Software

På baggrund af designfasen for SRM'ens software kan implementeringen påbegyndes. Til implementering af systemets software-del benyttes udviklingsværktøjet/scriptsproget Matlab, version R2017b, pga. følgende fordele:

- Matlab forører databehandlingsfunktioner som ligger klar til anvendelse
- Matlab er god til at indlæse store mængde data med få kodelinjer
- I Matlab kan man udvikle en brugergrænseflade nemt og hurtigt
- Ved brug af Matlab med Analog Discovery, kan man betjene funktionsgeneratoren, dataopsamlingsenheden og brugergrænsefladen fra ét sted

Med disse fordele var det oplagt at vælge Matlab som både udviklingsmiljø og programmeringssprog. Kodeimplementeringen er organiseret i små funktioner, som kan kaldes på tværs af hinanden. Implementeringen af koden tager højde for, at koden kan udvides uden at det påvirker andre dele af systemet. Ved en måling trykkes knappen "Start\_Measurements" hvilket kalder en række funktioner. Én af disse funktioner er funktionen "*Process\_Measurements*", som indeholder kodestykker, der behandler bl.a. BI-signalen.

```
1 function handles = Process_Measurements(handles)
2 % Digital behandling af BI og EMG
3 %% BI signal - envelope
4
5 % Dobbelt ensretter BI signal
6 BIabs = abs(handles.BI);
7
8 % Udglattr BI signal med lavpas filter.
9 % Knaekfrekvens = 500 Hz
10 % Daemper en dekade frem til 5000 Hz
11 lpFilt = designfilt('lowpassfir', 'PassbandFrequency', 0.001, ...
12                      'StopbandFrequency', 0.01, 'PassbandRipple', 0.2, ...
13                      'StopbandAttenuation', 40, 'DesignMethod', ...
14                      'kaiserwin');
15
16 BIsignal = filter(lpFilt,BIabs); %BI signalet filteret
17
18 % Detrending data
19 [p,s,mu] = polyfit((1:numel(BIsignal)),BIsignal,6);
20 f_y = polyval(p,(1:numel(BIsignal))',[],mu);
21 BI_data = BIsignal - f_y;
22
23 % Den indtastet stroem
24 strom = str2double(get(handles.txtstrom,'String'));
25 BI_dataImpedans = (BI_data/(strom*10^-5));
26
27 % Downsampler BI
28 downBI = downsample(BI_dataImpedans,20000);
29 % Smoother BI
30 smoothBI = smooth(downBI);
31
32 % Detekterer synk (peaks)
33 BI_inverted = -smoothBI;
34 [~,locs_synk] = findpeaks(BI_inverted, 'MinPeakHeight', 4.5, ...
```

## 8.2. Software

```
35         'MinPeakDistance',30);  
36 handles.locs_synk = locs_synk;  
37  
38 handles.BIsignal = smoothBI; %BI signalet gemmes i handles til senere visning
```

Yderligere beskrivelse af de resterende Callbacks og funktioner, henvises der til *Bilag 6 - Implementering og test*.

# Test 9

---

I dette kapitel beskrives de tests, der er foretaget undervejs i udviklingen af SRM’ens software og hardware. Der er i løbet dette projekt udført en modultest, en integrationstest og en accepttest. I det følgende beskrives kort, hvordan hver af disse tests er udført.

## 9.1 Modultest

### 9.1.1 Hardware

Modultesten af hver hardware komponent gennemgik to modultests. En simulerede modultests ved hjælp af simuleringssværktøjet Multisim og en praktisk test, hvor modulet, der er under test blev implementeret og efterfølgende testet. Formålet med modultesten var at verificere, om de designede resultater under designfasen kunne genskabes i både simulering og praktiske tests. Nogle komponenter gennemgik kun praktiske tests, da det ikke var muligt at simulere dem i Multisim. De fulde testbeskrivelser af hver hardware komponent kan læses i *Bilag 6 - Implementering og test*.

### 9.1.2 Software

Modultesten af softwaren er udført på en alternativ måde end man normalt gør, når man modul/enhedstester software programmer. Normalt, lige som i C# programmering, bruger man unit-test-framework til at teste at funktionerne udfører deres arbejde. Ved at anvende sådan en framework, kan man autogenerere en testrapport som dokumentation for testudførelsen. Da ingen af gruppens medlemmer er bekendt med test frameworks til Matlab, er det valgt at teste koden til hver funktion vha. debugging. Med debugging sikres det, at hver funktion fungerer efter hensigten.

## 9.2 Integrationstest

Hvor modultesten bruges til at teste at hver modul fungerer for sig selv, benyttes integrationstesten til at validere at delelementerne i systemet fungerer sammen. Her testes både hardware og software sammen. I Denne del af testen har gruppen anvendt top-down approach, se *Bilag 6 - Implementering og test*, hvordan denne er udført.

### 9.3. Accepttest

## 9.3 Accepttest

Accepttesten skal vise om produktet lever op til de funktionelle og ikke-funktionelle krav, der er udspecifieret under kravspecifikationen. Der er kun udført accepttest på *Must* og *Could* krav. Sammen med vejlederen og bivejlederen har gruppen gennemført accepttesten. Vejlederen noterede testens resultater dvs. om testen var ej testbart, fail eller godkendt. Hvis et testscenarie består testen sættes der et flueben ved Godkendt ellers noteres der ej testbart eller fail under resultater.

# Resultater 10

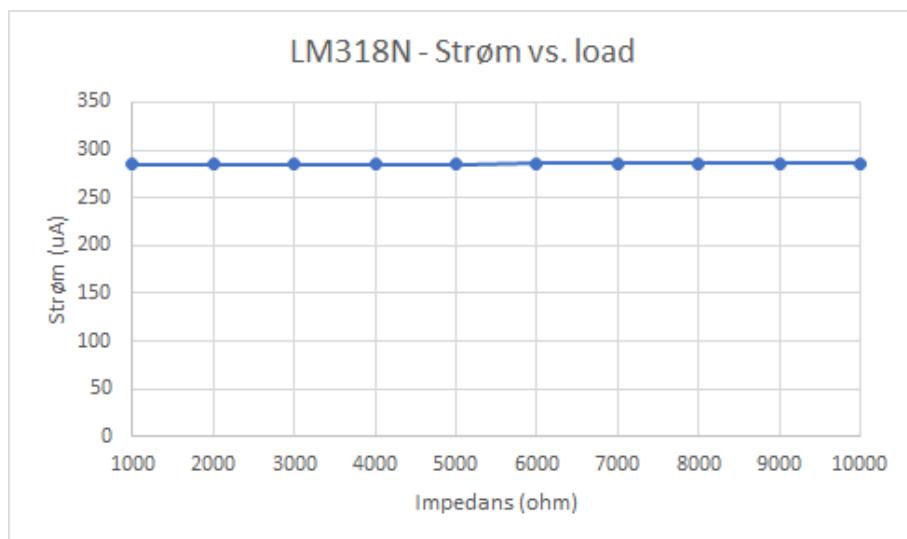
---

I dette kapitel fremlægges projektets resultater fra modultesten, integrationstesten og acceptttesten. Der fokuseres på kun få udvalgte resultater, der er vigtige for produktets funktionsdygtighed, fra hver af de nævnte testtyper. De fulde resultater, der er opnåede under disse tests henvises der til *Bilag 6 - Implementering og test*. I det følgende præsenteres først hardware resultaterne, der er opnået i modultesten og integrationstesten efterfulgt af software resultaterne, der opnået inden for den samme testtype. Til slut fremvises accepttestens resultater.

## 10.1 Modultest

### 10.1.1 Hardware

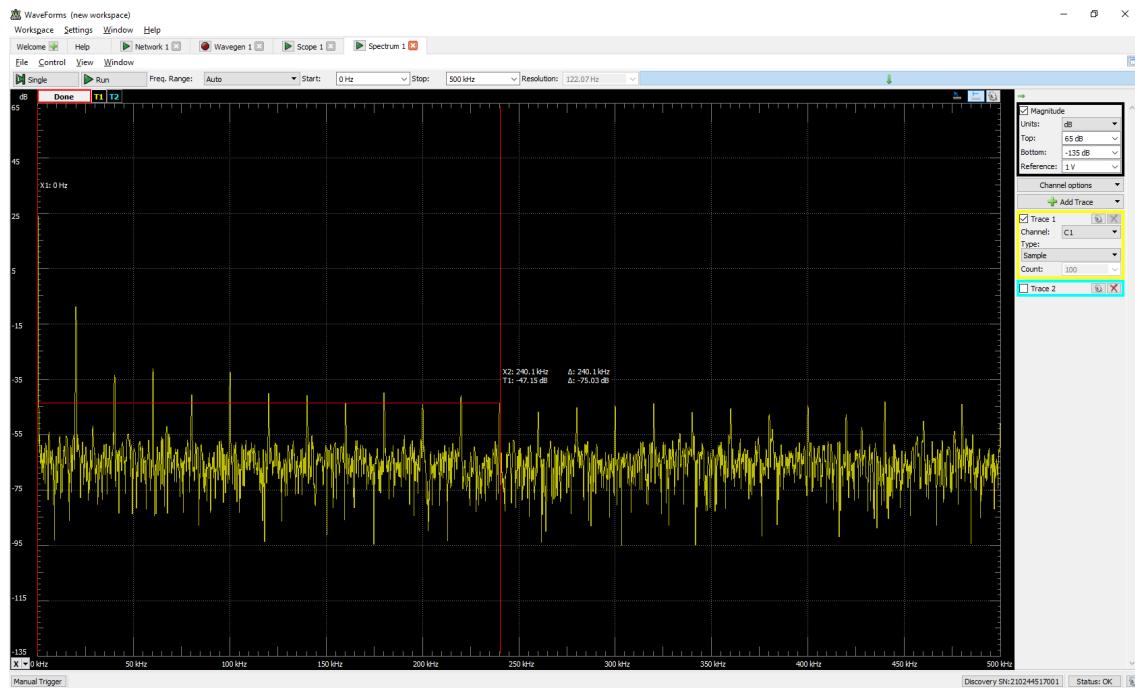
Under modultesten af hardwaredelen er der opnåede resultater for hver af de testede moduler. En af de kritiske opnåede resultater for hele systemet var resultatet fra strømgeneratoren. Figur 10.1 viser strømproduktionen fra strømgeneratoren. Her ses at strømmen er konstant, når belastningen varieres op til  $10k\Omega$ , hvilken er den højeste impedans som et menneskevæv kan leve[14, s. 49]. Til at skabe en ohmsk ændring, er der anvendt en variabel modstand.



Figur 10.1: Output-strømmen fra strømgeneratoren, når belastningen varieres fra  $1 - 10k\Omega$

### 10.1. Modultest

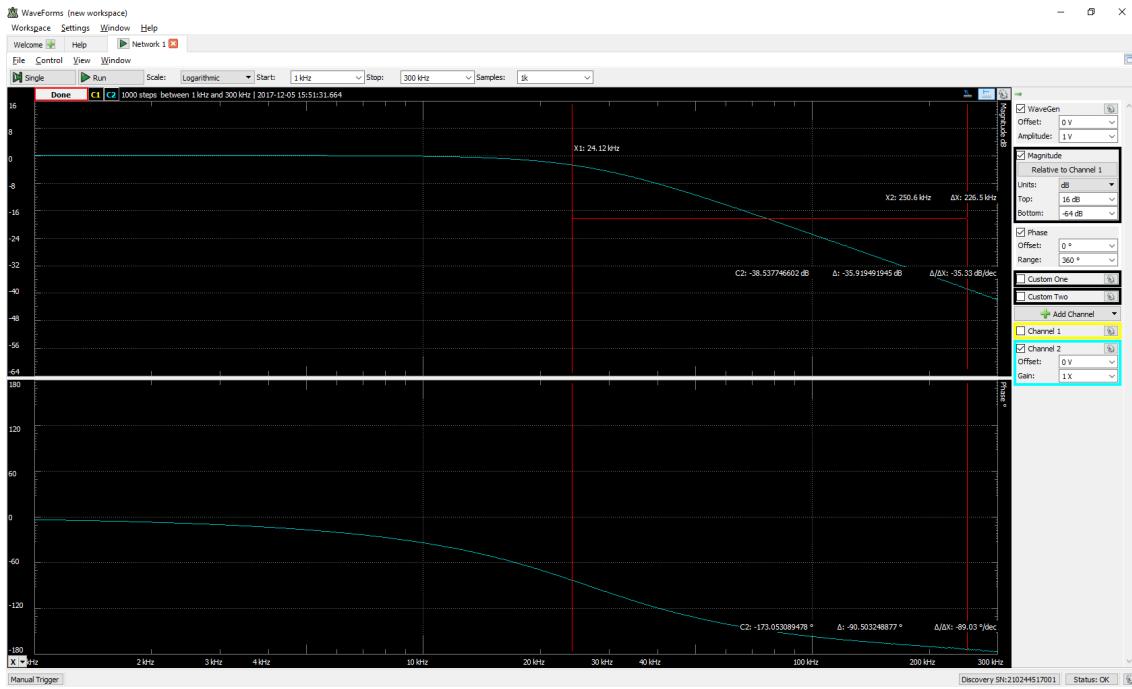
Et andet vigtigt resultatet for hele systemet var resultatet af systemets AA filter. For at afgøre, hvor meget filterets dæmpning skal være, sammensættes alle systemets komponenter for at lave en spektrumanalyse. På 10.2 kan man aflæse amplituden på det målte signal, samt hvor meget amplituden er dæmpet ved 250 kHz, som er den halve samplingfrekvens. Det kan aflæses at signalet er aftaget med 75 dB. Dette betyder at systemets AA-filter skal dæmpe signalet yderligere med 15 dB for at opfylde ADC'ens bit range, som er 90 dB.



Figur 10.2: Det implementeret frekvensspektrum, som viser at der er en samlet dæmpning på ca. 75dB som skal yderligere dæmpes til 90dB med et 2.ordens lavpasfilter.

## 10.1. Modultest

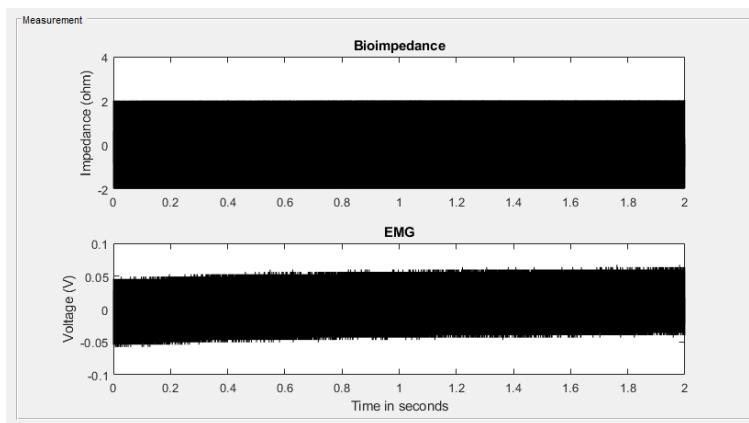
Da man nu kender, hvor meget signalet skal dæmpes, designes der et 2. ordens lavpasfilter. På figur 10.3 ses at filteret er i stand til at dæmpe et signal med mere end 15 dB.



Figur 10.3: Resultat om filterets virkning fra Network Analyzer i WaveForms.

### 10.1.2 Software

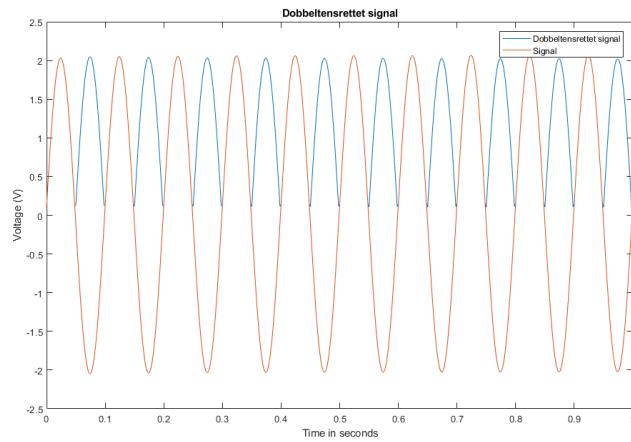
Under modultesten af softwaredelen er der opnåede resultater for hver af de testede moduler, se disse resultater i *Bilag 6 - Implementering og test*. En af de kritiske opnåede resultater for hele systemet, var resultatet fra funktionen "*Read\_Measurements*". Dette resultat kan ses på figur 10.4. Resultatet viser den ønskede simultane måling af to signaler.



Figur 10.4: Viser to vilkårlige simultane målinger.

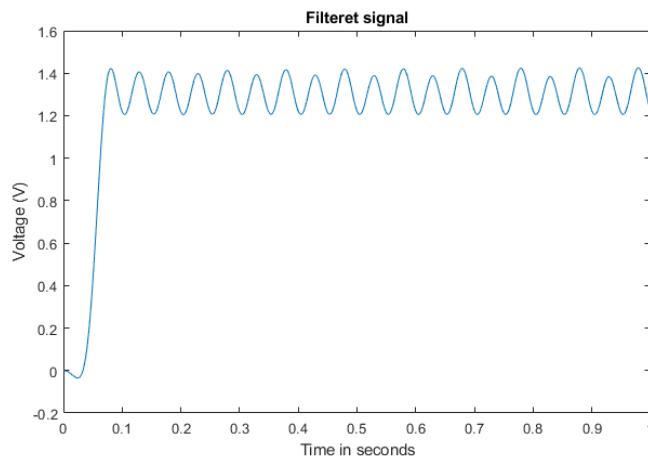
Funktionen *Process\_Measurements* har til opgave at behandle BI-signalet ved brug af envelope. Med et test signal er det lykkedes at dobbelt ensrette, hvilket kan ses i figur 10.5. Ved at se på testsignalet (rød), går det over til at blive dobbelt ensrettet (blå).

## 10.2. Integrationstest



Figur 10.5: Resultatet af dobbelt ensretning af testsignalet.

Dernæst blev testsignalet lavpas filteret, se figur 10.6.



Figur 10.6: Resultatet efter testsignalet er blevet lavpas filteret

## 10.2 Integrationstest

I integrationstesten bliver alle modulerne samlet til et system. Dette blev gjort vha. Top-down metoden hvor enkelt modul løbende blev tilføjet. Undervejs blev der noteret spændinger og ændringer for hvert modul. Dette resulterede i tabel 10.1.

## 10.2. Integrationstest

Navn	Input	Output
Analog Discovery		2 V / 20 kHz
Instrumentationsforstærker 1	2 V / 20 kHz	4 V / 20 kHz
VCCS	4 V / 20 kHz	283 $\mu$ A / 20 kHz
Instrumentationsforstærker 2	Biosignal	1,67 V
Op-AMP	1,67 V	14,3 V
AA filter	14,3 V	13,4 V

Tabel 10.1: Oversigt over input og output for hver komponent..

Da elektroderne blev påsat måleobjektet, kunne det konstateres at den stabile strøm på 283  $\mu$ A se figur 10.7 ændrede sig til 104  $\mu$ A se figur 10.8.

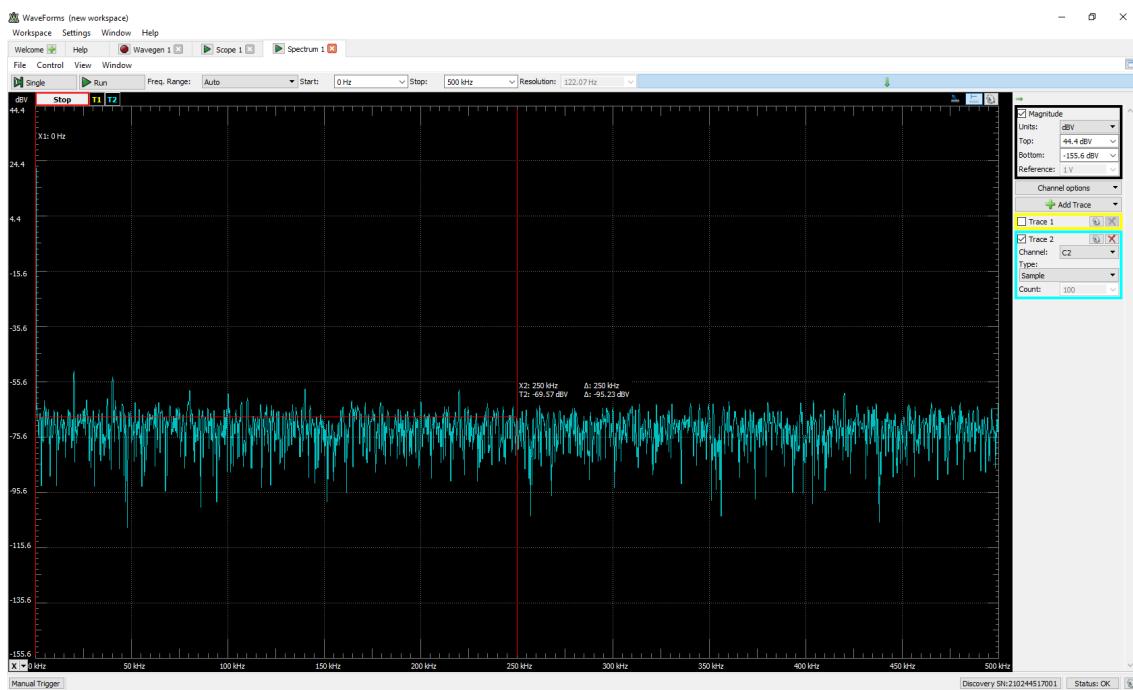


Figur 10.7: Strømmen uden påsatte elektroder



Figur 10.8: Strømmen med påsatte elektroder

Efter AA filteret er blevet tilføjet var det muligt at lave en ny spektrum analyse. Dette resultat kan ses på figur 10.9. AA filter's dæmping kunne nu aflæses til 95 dB ved 250 kHz.



Figur 10.9: Resultatet af den nye spektrumanalyse.

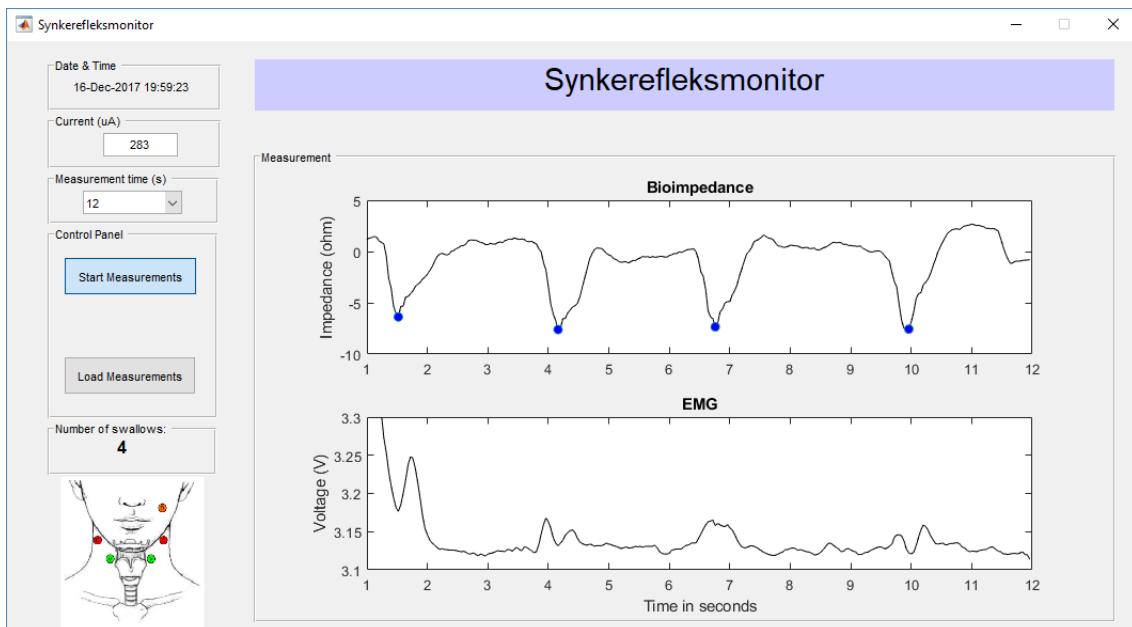
## 10.2. Integrationstest

Da MyoWare Muscle Sensor blev tilføjet, aflæses den konstante strøm til at være  $283 \mu A$ , se figur 10.10.



Figur 10.10: Strømmen efter MyoWare Muscle Sensor blev tilføjet.

Figur 10.11 viser resultatet af den sidste del af integrationstesten. Resultatet viser et målt BI-signal og EMG-signal simultant. Det kan også ses at hvert synk i BI-signalet har samtidig udslag i EMG målingen. Det kan også ses at antal synk bliver registeret og vist.



Figur 10.11: Resultatet af integrationen af hardware og software.

### 10.3. Accepttest

## 10.3 Accepttest

### 10.3.1 Funktionelle krav

De funktionelle krav som dette projekt har prioriteret højst er de krav, der er defineret i *Must og Should*. Til opfyldelsen af disse krav, er der benyttet use cases, der sammen definerer, hvordan disse krav opnås. De detaljeret testudførsel og resultater kan læses i *Bilag 6 - Implementering og test*. I tabel 10.2 præsenteres use casens resultat udfald.

Use case nr.	Krav type	Testresultat
1	Funktionelle krav	Godkendt
2	Funktionelle krav	Godkendt
3	Funktionelle krav	Godkendt

Tabel 10.2: Resultaterne for de funktionelle krav, der er defineret i kravspecifikationen

De tre use cases tilsammen opfylder kravene i *Must og Should* i kravspecifikationen med undtagelse krav nummer 9. Se kapitel 3, hvorfor dette krav ikke er opfyldt.

### 10.3. Accepttest

#### 10.3.2 Ikke-funktionelle krav

Tilforskels fra de funktionelle krav er de ikke-funktionelle krav ikke organiseret i use cases. De ikke-funktionelle krav består af punkter, der definerer produktets kvalitetsaspekter. Herunder opsummeres resultaterne af accepttesten for de ikke-funktionelle krav.

Krav nr.	Krav type	Testresultat
1	ikke-funktionelle krav	ej testbart
2	ikke-funktionelle krav	ej testbart
3	ikke-funktionelle krav	ej testbart
4	ikke-funktionelle krav	Godkendt
5	ikke-funktionelle krav	Godkendt
6	ikke-funktionelle krav	ej testbart
7	ikke-funktionelle krav	ej testbart
8	ikke-funktionelle krav	Godkendt
9	ikke-funktionelle krav	ej testbart
10	ikke-funktionelle krav	Godkendt
11	ikke-funktionelle krav	Godkendt

Tabel 10.3: Resultaterne for de ikke-funktionelle krav, der er defineret i kravspecifikationen

Som det ses i tabel 10.3 er der en del krav, der er mærkeret som ej testbart under accepttesten. Gruppen har været fuld bevidst om at disse krav ikke er testbare, men har alligevel medtaget det som et ønsket kvalitets parametre. Dette valg er truffet for at gøre brugeren/kunden opmærksom på, at produktet ikke er testet under de nævnte forhold og dermed skal brugeren være opmærksom på at anvende produktet under disse forhold.

# Diskussion af resultater

11

I dette kapitel vil der blive diskuteret relevante dele af de opnåede resultater og deres betydning for bachelorprojektet, samt hvilke muligheder og begrænsninger der er ved anvendelse af SRM. Til slut opsummeres der med den samlet vurdering af de opnåede resultater med relation til problemformuleringen.

## 11.1 Konstant strøm

Ud fra de forløbende tests kom strømmen til at ændre sig. Ønsket var en konstant strøm på  $283 \mu A$ . Problemet ved ikke at have en fast strøm er at det ikke bliver valide BI-signaler, da denne faste strøm bruges til at udregne impedansen af BI-signalet. Strømmen faldt til  $104 \mu A$ , da elektroderne blev påmonteret måleobjektet, hvilket ikke stemmer overens med den beregnede/målte  $283 \mu A$ . Da MyoWare Muscle Sensor blev tilføjet steg strømmen igen til  $283 \mu A$ . Det kan skyldes det at MyoWare Muscle Sensor bruger en reference elektrode, som nu har fælles stel med BI-sensoren. Dette er ikke med i designet af BI-sensoren og derfor er der ikke taget højte for dette. Det kan være en mulig tilføjelse til BI-sensoren, da referance elektrode bliver brugt hvor man ønsker at måle BI-signaler simultant med EMG-signaler[7].

## 11.2 AA filter

BI-signalet afhænger af et AA filter der er korrekt bygget og fungerer efter hensigten. Ellers vil den efterfølgende signalbehandling og visning af signalet være ubrugeligt pga. aliasering. Testene viser at AA filter fungerer efter hensigten ved at blive dæmpet ned til 95 dB ved 250 kHz.

## 11.3 Elektrode placering

Ved brug af de store EKG elektroder var der begrænset fleksibilitet mht. placeringen af disse elektroder. Inspirationen af placeringer af elektroderne blev fundet i flere artikler.[15] [16]. Forskellige placeringer af elektroder har indflydelse på det optagte BI-signal[17].

## 11.4 Digital signal behandling

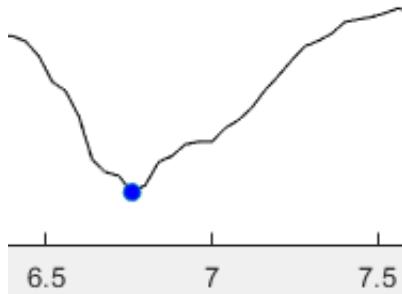
Da signalerne er samplet med en forholdsvis høj samplingrate på 500 kHz, giver det en stor mængde data. Med fordel kan denne store mængde data være med til at det er muligt at signal behandle BI-signalet i det digitale domæne. Behandlingen af envelope i det digitale

## 11.5. GUI

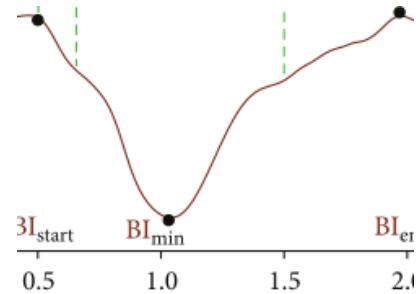
domæne, gjorde at det nu ikke var nødvendigt med yderligere hardware komponenter, såsom ensretter og et lavpas filter.

### 11.5 GUI

Figur 11.1 og 11.2 viser et synk, optaget med SRM'en og en af de fundne litteratur. Når disse to synk sammenlignes med hinanden kan det konstateres at de samme adfærd. Både længden af synket og selve synkets bakkedal er sammenlignelige. Længden af synket kan i begge tilfælde aflæses til at være ca. et sekund. Synkets bakkedal målt med SRM har også samme signatur. På dette grundlag er der argumenter for at det er muligt at detektere og vise et synk med SRM sammenlignet med en tilsvarende BI-sensor.

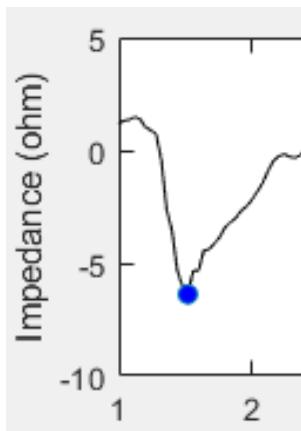


Figur 11.1: Et synk målt med SRM. X aksen viser tid (s).



Figur 11.2: Et synk målt i en artikel[6]. X aksen viser tid (s).

Variationen i et synk består af en ændring af impedansen på  $5\Omega$  [14, s. 49]. I figur 11.3 kan et synk målt med SRM aflæses som et ohmsk fald på ca.  $5\Omega$ . Det ohmske fald lægger sig fint og af hvad litteraturen oplyser [14, s. 49]. Med en yderligere fintuning af den digitale signalbehandling af BI-signalet, ville man kunne få endnu bedre synk. Her er det parametrene såsom lavpas filter, downsample og smooth man ville kunne ændre på, for at få endnu bedre synk.

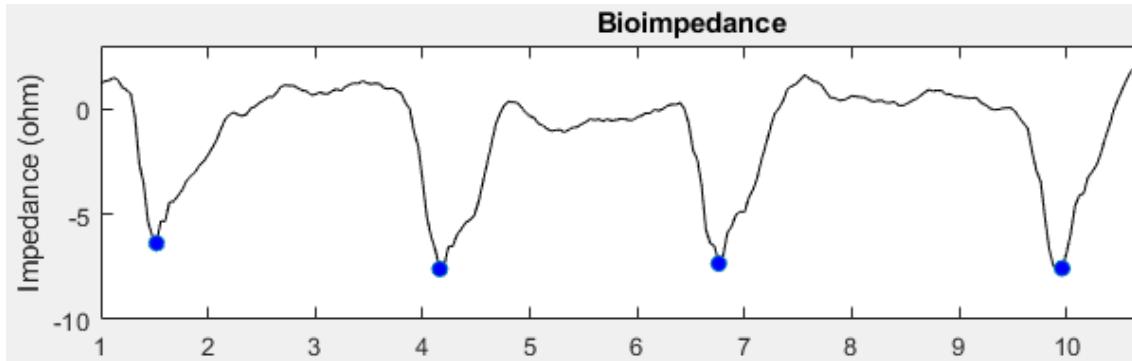


Figur 11.3: Et synk målt med SRM, hvor synket er droppet til ca.  $5\Omega$ . Dette er indenfor området for ændringen af synkets impedans.

Algoritmen der finder peaks, altså i dette tilfælde synk, kan ses på figur 11.4. Disse synk

## 11.6. EMG-sensor

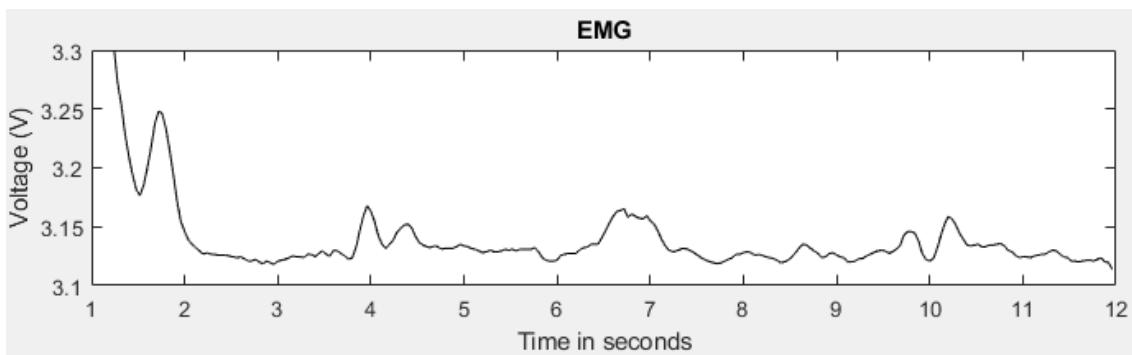
illustreres med blå prikker. I algoritmen er der sat en minimum størrelse for bakkedalen og afstanden i mellem hvert synk. Da dette er en meget forsimplet algoritme, vil der ikke blive fundet synk, hvis værdierne ikke er indenfor disse områder. Dette vil give en fejltælling af antal synk.



Figur 11.4: Algoritmen der finder antal synk i en måling og informere sundhedspersonalet om antallet i GUI.

## 11.6 EMG-sensor

På figur 11.5 er EMG-målingen vist. EMG-sensoren består af hardware der selv sørge for envelope og yderligere udglatning af EMG-signalet. Da EMG-signalet også er samplet ved 500 kHz giver det en mængde data man ønsker at reducere. Den nuværende signalbehandling består i at downsample EMG signal og efterfølgende smooth. Dette er måske ikke nødvendigt, men disse parametre kan også justeres til man får det ønskede resultat.



Figur 11.5: En EMG måling med SRM. Her kan der aflæses fire udsving på EMG signalet.

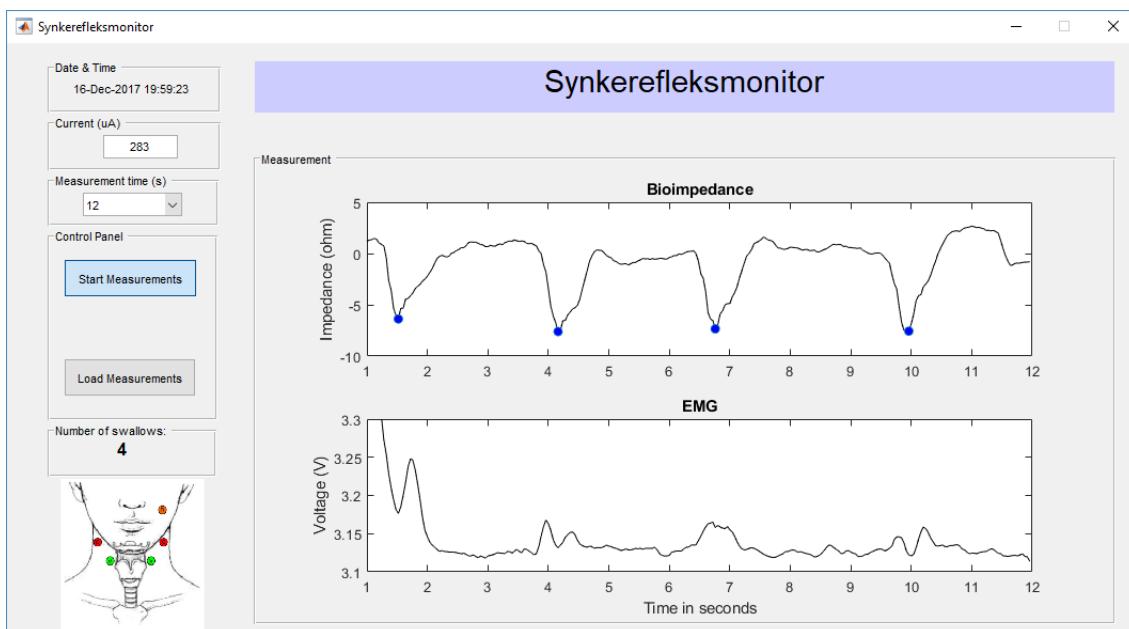
Det målte EMG-signal kan sammenlignes med et EMG-signal fra MyoWare Muscle Sensor's datablad *Bilag 14 - Datablade*. EMG signalet ser ud til at have samme peak, ved hvert EMG aktivitet. Udføringen med EMG måleren var, at optil det første sekund af en måling, genererede EMG måleren en høj peak. Hvilken kan muligvis relateres til når funktionsgeneratoren starter, når der foretages en måling. Dog påvirker det ikke resten af målingen.

## 11.6. EMG-sensor



Figur 11.6: Et eksampel på EMG signal fra MyoWare Muscle Sensor's datablad.

Det færdige resultat af SRM kan ses på figur 11.7. Resultatet er simultane målinger af BI- og EMG-signaler. I BI-signalen vises antal synk, som vises ude til venstre i GUI. Det er muligt at indskrive den akutelle strøm og vælge hvor langtid en måling skal foretages. Det er samtidig muligt at foretage de ønskede handlinger vha. de tre knapper.



Figur 11.7: Det komplette interface af SRM.

Den samlet vurdering af de opnåede resultater med relation til problemformuleringen kan opstilles i punktform. Disse punkter er samtidig resultater som vi er særlig stolte af.

## 11.6. EMG-sensor

-Udviklet funktionel Bioimpedans-sensor	✓
-Prisbillig i forhold til kommercielle BI-sensorer	✓
-SRM kan monitorere synkefrekvensen	✓
-SRM detektere synkefrekvensen	✓
-Integreret kommercial EMG-sensor	✓
-Målingerne er simultane	✓
-Brugergrænseflade til SRM	✓
-Ingen målinger fra personer med Dysfagi	÷

# Konklusion 12

---

Formålet med bachelorprojektet var at udvikle et device bestående af en prisbillig BI-sensor og EMG-sensor. Devicet kan monitorere og detektere synkefrekvensen hos personer der har en normal synkefunktion. Dette device har resulteret i et proof-of-concept system kaldet SRM. Bachelorprojektet startede med en analyse om Dysfagi, og samtidig opbygning af en BI-sensor. Dette resulterede i en række krav som blev prioriteret vha. MoSCoW-metoden. SRM har gennem accepttesten vist sig at opfylde alle *Must* krav samt de fleste *Should* krav i kravspecifikationen. Dog var det ikke muligt at validere SRM op imod en kommercial BI-sensor, selvom gruppen var besiddelse af denne.

Resultaterne fra tests af SRM har vist, at det er muligt at monitorere både BI- og EMG-signaler simultant, samtidig med at antal registeres af en algoritme. Det var ikke muligt at foretage tests på personer med dysfagi, da der ikke ønskes at påføre yderligere traume på et i forvejen ramt vævssegment. De resultater SRM har kunne producere har været til tider fine og andre gange ikke brugbare. Det skyldes bl.a. at SRM er implementeret på et fumlebræt, som gør at det kan være svært at reproducere resultater, da det er følsomt over for berøring og støj fra nærliggende kilder såsom computer.

Bachelorprojektet har omhandlet en del hardware udvikling. Dette resulterede i en projektstart, hvor der var mange ting som skulle undersøges i hvordan BI måles og bygges. Det at have mulighed for at bygge videre på de tidligere semesters læring, hjalp dog en hel del. Bachelorprojektet har givet et større kendskab om hardware og udviklingen af software til at styre en måleenhed.

Der er dog stadig en del yderligere udviklingsarbejde for at SRM bliver mere stabil og nøjagtig. SRM vil kunne senere blive anvendt til klinisk brug på patienter som et objektiv beslutningsunderstøttende værktøj for klinikeren.

# Fremtidigt arbejde 13

---

Dette kapitel beskrives og prioriteres en række fremtidige indsatsområder som er oplagt at arbejde videre med i en videreudvikling af SRM'en. Disse indsatsområder består af nødvendige forbedringer af produktet og færdiggørelse af de krav, som står specifiseret i projektets kravspecifikation, men ikke er nået implementeret.

## 13.1 Færdiggørelse af de funktionelle krav

*Could og Would* kravene i dette projekt er nedprioriteret i forhold til *Must og Should* kravene, da det er vurderet at disse krav ikke er kritiske for at realisere en funktionsdygtigt SRM. Implementering af disse krav vil for eksempel øge muligheden for at diskriminere, vha. machine learning, imellem bevægelse, der er forårsaget af et synk eller andre bevægelser som hovedbevægelser eller hoste. Implementering af et sådan krav vil også øge målingernes troværdighed. En videreudvikling af SRM'en burde derfor indeholde opfyldelsen af *Could og Would*.

## 13.2 Færdiggørelse af de ikke-funktionelle krav

Der er under de ikke-funktionelle krav medtaget en række krav som under accepttesten er mærkeret som ikke testbart. I en videreudvikling af SRM'en bør derfor indeholde realisering og forbedring af disse ikke testbare krav. Hvis disse krav bliver gjort testbare vil det betyde at SRM'en kvalitet bliver forøget.

## 13.3 Risikoanalyse

Risikoanalyse spiller en essentiel rolle ved udviklingen af medicinsk udstyr, da den belyser potentielle farer, der er forbundet med produktet. Hvis SRM'en skal bruges til kliniske undersøgelser er det nødvendigt at produktet går igennem en risikoanalyse efterfulgt af en risikohåndteringsplan. Man kan med fordel følge den harmoniserede standard DS/EN ISO 14971 når man udfører en risikohåndtering. Ved at følge denne standard, kan man være sikker på at SRM'en opfylder de love, der gælder for medicinsk udstyr. Der er hverken, i dette projekt, foretaget en risikoanalyse eller risikohåndtering. Dette diskvalificerer SRM'en til at blive anvendt i kliniske undersøgelser. Det skal også nævnes, at det aldrig har været planen at udføre sådan nogle analyser, da SRM'en kun er et proof-of-concept, men dette er uundgåeligt, hvis produktet skal bruges som et medicinsk udstyr. Derfor burde en videreudvikling af dette produkt indeholde både en risikoanalyse og en risikohåndteringsplan.

#### 13.4. Algoritme forbedringer

Et indsatsområde som er oplagt at arbejde med i en videreudvikling af SRM'en er at forbedre behandling af de målte signaler. Det udviklet algoritme til databehandling under dette projekt fokuserer på kun basale funktionaliteter, der skal til for at behandle et signal. En forbedring af algoritmen kan bl.a medføre reducering hardware komponenterne på fumlebrættet ved at fjerner EMG-måleren og nøjes kun med BI kredsløbet. Dette betyder ikke at man eksludere emg signalet. Det man i stedet gøre er at benytte BI kredsløbet til at måle både bioimpedans og emg. Dette kan lade sig gøre, ved at man under databehandlingen af det målte signal, vha. BI kredsløbet, udtrækker både bioimpedans og emg fra det samme data. Denne teknik er forsøgt eksperimenteret kort under dette projektet, men droppet efterfølgende til fordel for den nuværende løsning. Yderligere beskrivelse om den nævnte teknik henvises til artiklen [18].

#### 13.5 Flere test

Under udviklingen af SRM'en har der i flere omgange været uforklarlig udfald, hvor SRM'en ikke kunne detektere et synk. Om disse udfald skyldes systemet eller interfacet mellem systemet og måleobjektet, burde flere tests afdække. Der også brug for at teste SRM'en på flere raske objekter, hvor man variere måleobjekternes køn, vægt og race. Der er kun foretaget tests på to raske objekter under udvikling af SRM'en, hvilken ikke er nok til at vurdere, hvordan SRM'en virker på større populationer. Det er derfor nødvendigt at teste systemet mere for at identificere de uforklarlige udfald, der er omtalt, samt mere tests på flere raske personer for at estimere, hvordan SRM'en virker på forskellige grupper personer.

#### 13.6 Validering

SRM'en skal valideres op imod kommercial bioimpedans måler for at verificere, om SRM'en er troværdig. Gruppen har forsøgt, som beskrevet i kapitel 7, at validere SRM'en op imod en kommercial bioimpedans måler uden held. Dette bør ikke opgives, da sådan en validering kan give en indikation om SRM'en fungerer efter hensigten. Derfor vil det være oplagt at sammenligne det to apparater ved videreudvikling af SRM'en.

#### 13.7 Wearable device

En oplagt mulighed til en fremtidig videreudvikling er at gøre SRM'en wearable. Første trin i den retning vil være at opbygge BI kredsløbet med dens tilhørende komponenter på et print. Dette betyder bl.a. at Analog Discovery's opgaver i systemet flyttes til printet ved at man bygger delesystemerne som funktionsgeneratoren og ADC'en på printet. Desuden skal man enten bygge en ny emg-måler kredsløb på det sammen print eller montere den kommersielle EMG-måler på printet sammen BI-måler kredsløbet. Fordelen ved et sådan en wearable device er at man ikke behøver at begrænse brugerden af systemet til en målestasjon.

## 13.8. Anvendelsesmuligheder

### **13.8 Anvendelsesmuligheder**

En fremtidig anvendelsesmulighed i SRM'en kan være at man fremover kan få et apparat, der kan erstatte eller supplere de nuværende apparater, der bruges at undersøge synespisevanskkeligheder på dysfagipatienter. En anden anvendelsesmulighed er at brugeren kan tage devicet med hjem og måle sig selv uden professionel supervision. Devicet vil også kunne bruges på patienter med trachealtube. SRM'en kan være med til at evaluere, hvornår trachealtuberen kan fjernes. Disse anvendelsesmuligheder kan kun blive realistiske, hvis produktet forbedres med bl.a de nævnte indsatsområder i dette kapitel.

# Bilagsliste 14

---

## ***Bilag 1 - Kravspecifikation***

Indeholder systembeskrivelse med aktør kontekstdiagram og aktørbeskrivelse. Beskrivelse af funktionelle med use case diagram og ikke-funktionelle krav.

## ***Bilag 2 - Accepttestspezifikation***

Består af Accepttest af funktionelle krav ver. 1.0 & 1.1 og Accepttest af ikke-funktionelle krav ver. 1.0 & 1.1.

## ***Bilag 3 - Analyse***

Introduktion til bioimpedans og BI-måler samt dens komponenter. Resultater fra simuleringer og fumlebræt.

## ***Bilag 4 - Arkitektur***

Hardware diagrammerne BDD, IBD og blokbeskrivelse. Software diagrammet BDD.

## ***Bilag 5 - Design***

Design af hardware komponenter med diagrammer, beregninger og stykliste og softwaren med SD samt funktionernes beskrivelse.

## ***Bilag 6 - Implementering og test***

Består af implementering af hardware komponenter og software funktioner. Derefter kommer modultest af hardware komponenter og software funktioner. Til slut kommer integrationstesten og accepttesten.

## ***Bilag 7 - Samarbejdsaftale***

Indeholder samarbejdsaftalen.

## **Bilag 8 - Om Dysfagi**

Baggrunden om Dysfagi.

## **Bilag 9 - Forprojekt**

Forprojektet til Synkerefleksmonitor.

## **Bilag 10 - Mail korrespondance**

Mails korrespondance med interne og eksterne personer.

## **Bilag 11 - Søgeprotokol**

Litteratursøgning om emnet Dysfagi, bioimpedans, Matlab og EMG.

## **Bilag 12 - Indkøb- og ordreseddeler**

Indkøb af komponenter til bachelorprojektet hos ekstern leverandør.

## **Bilag 13 - Logbog**

En daglig beretning om hvilke arbejdsopgaver der er arbejdes på den pågældende dag samt tanker/udfordringer og hvad der skal gøres den efterfølgende dag.

## **Bilag 14 - Datablade**

Datablade over: Analog Discovery, INA128P, LM318, OP27G, MyoWare Muscle Sensor, Blue sensor R, Kendall electrodes,

## **Bilag 15 - Værktøjer**

En liste over anvendte værktøjer for udviklingsprocessen i dette bachelorprojekt.

## **Bilag 16 - Tidsplan**

Revisionshistorik over tidsplan udført i Teamgantt.

## **Bilag 17 - Møder**

Indeholder samtlige mødeindkaldelser og møderefereater.

*Bilag 18 - Vejledning til udfærdigelse af projektrapporter*

*Bilag 19 - Synkerefleksmonitor Software*

# Figurer

---

1.1	Illustration af, hvordan emg-og bioimpedans signaler opfører sig under vejrtrækning og mad/drikke indtagelse[6]	2
1.2	Figuren viser et biologisk væv repræsenteret som et elektrisk kredsløb. Intracellulærvæsken består af modstanden $R_I$ og kondensatoren $X_C$ , der har kapacitive egenskaber. $R_E$ er modstanden i ekstracellulærvæsken	3
1.3	Illustration af det overordnet system som dette projekt vil realisere	4
2.1	Aktør-kontekst diagrammet illustrerer det overordnet system. Her ses to aktører, der direkte interagerer med SRM'en. Den tredje aktør er en offstage-aktør, der kommunikerer med systemet igennem elektrodeaktør.	6
2.2	Use case diagram for synkerefleksmonitoren. Systemet består af tre usecases, der tilsammen bruges til at starte, måle, oploade tidligere målinger og gemme BI og EMG målinger	8
4.1	ASE-modellen som er udviklet af Aarhus Ingenørskole[11].	13
4.2	V-modellens udviklingsfaser[11]	13
4.3	Den modifieret ASE-model.	14
5.1	Diagram over det angivet kredsløb fra artiklen[9]	17
5.2	Diagram over testopstilling af det angivet kredsløb	18
5.3	Illustration af testopstillingen på et fumlebræt. Testopstillingen indeholder en instrumentationsforstærker, INA128, til venstre og en strømgenerator, LF412CN, til højre.	18
6.1	Figuren viser de enkelte komponenter, som hardware-delen består af. Overordnet består systemet af en BI-sensor, en EMG-sensor og Analog Discovery, der bruges til dataopsamling og som funktionsgenerator. Udover det er der en PC blok.	20
6.2	Figuren viser et internt blokdiagram, der illustrerer den interne relation og signalflow mellem delsystemer for SRM. Hver port repræsenterer en fysisk grænseflade på blokken. Overordnet set indeholder diagrammet to hovedblokke med hver deres subkomponenter. Den ene af de store blokke repræsenterer en BI-sensor og den anden blok repræsenter en EMG-sensor.	22
6.3	Figuren viser block definition diagrammet for det ønsket software. Diagrammet indeholder en hovedblok, der består af fire andre blokke, som hver indeholder Matlab funktioner. Disse funktioner tilsammen mäter, analyserer og viser to målinger simultant.	24
7.1	Figuren viser de commercielle komponenter, samt de enkelte komponenter, som skal designes for at realisere SRM.	25

## Figurer

7.2	Figuren viser AD's funktioner i det samlede system. AD fungerer som funktionsgenerator og som dataopsamlingsmodul. . . . .	26
7.3	Figuren viser diagram for Instrumentationsforstærker 1 med tilhørende portnavne. . . . .	27
7.4	Figuren viser diagram for Instrumentationsforstærker 2 med tilhørende portnavne. . . . .	28
7.5	Figuren viser diagram for spændingsdeleren. . . . .	28
7.6	Figuren viser diagram for strømgenerator med tilhørende portnavne. . . . .	29
7.7	Figuren viser diagram for OP-AMP med tilhørende portnavne. . . . .	30
7.8	Figuren viser diagram for AA filter med tilhørende portnavne. . . . .	31
7.9	Figuren viser et UML-aktivitetsdiagram over den interne logik i funktionen <i>Process_Measurements</i> , hvor BI-signalet bliver behandlet. . . . .	34
7.10	Figuren viser sekvensen af programmets kode . . . . .	35
7.11	Figuren viser designet af GUI til SRM. . . . .	35
8.1	Et diagram der illustrerer, hvordan hele systemets hardware komponenter skal implementeres på et fumlebræt. . . . .	36
8.2	Et foto af alle komponenter implementeret på et fumlebræt. . . . .	37
8.3	Et nært billede af, hvordan SRM'en er bygget på et fumlebræt. . . . .	38
8.4	Her ses et foto af, hvordan elektroderne er koblet til måleobjektet. De yderste to elektroder på hver sin side benyttes til at transportere strøm(I) til måleobjektet. De to inderste to elektroder anvendes til at måle spændingsfaldet(V), når måleobjektet synker. De tre små elektroder, der ses øverste, bruges til at måle EMG. . . . .	39
10.1	Output-strømmen fra strømgeneratoren, når belastningen varieres fra $1 - 10k\Omega$	44
10.2	Det implementeret frekvensspektrum, som viser at der er en samlet dæmpning på ca. 75dB som skal yderligere dæmpes til 90dB med et 2.ordens lavpasfilter. . . . .	45
10.3	Resultat om filterets virkning fra Network Analyzer i WaveForms. . . . .	46
10.4	Viser to vilkårlige simultane målinger. . . . .	46
10.5	Resultatet af dobbelt ensretning af testsignalet. . . . .	47
10.6	Resultatet efter testsignalet er blevet lavpas filteret . . . . .	47
10.7	Strømmen uden påsatte elektroder . . . . .	48
10.8	Strømmen med påsatte elektroder . . . . .	48
10.9	Resultatet af den nye spektrumanalyse. . . . .	48
10.10	Strømmen efter MyoWare Muscle Sensor blev tilføjet. . . . .	49
10.11	Resultatet af integrationen af hardware og software. . . . .	49
11.1	Et synk målt med SRM. X aksen viser tid (s). . . . .	53
11.2	Et synk målt i en artikel[6].X aksen viser tid (s). . . . .	53
11.3	Et synk målt med SRM, hvor synket er droppet til ca. $5\Omega$ . Dette er indenfor området for ændringen af synkets impedans. . . . .	53
11.4	Algoritmen der finder antal synk i en måling og informere sundhedspersonalet om antallet i GUI. . . . .	54
11.5	En EMG måling med SRM. Her kan der aflæses fire udsving på EMG signalet. . . . .	54
11.6	Et eksampel på EMG signal fra MyoWare Muscle Sensor's datablad. . . . .	55
11.7	Det komplette interface af SRM. . . . .	55

# Tabeller

---

1.1	Indeholder gruppemedlemmernes navne og hovedansvarsområder . . . . .	4
2.1	Aktørbeskrivelse for det samlede system . . . . .	6
2.2	MoSCoW opdeling af kravene til synkerefleksmonitoren. . . . .	7
2.3	Fully dressed for use casen <i>Start Measurements</i> . . . . .	9
6.1	Tabellen viser blokbeskrivelse for to blokke. . . . .	22
6.2	Figuren viser signalbeskrivelsen for to signaler. . . . .	23
7.1	Tabellen viser beskrivelse af tre funktioner der er designet for SRM's software del. . . . .	32
7.2	Tabellen viser tre funktioner med deres input og output parametre. . . . .	33
10.1	Oversigt over input og output for hver komponent. . . . .	48
10.2	Resultaterne for de funktionelle krav, der er defineret i kravspecifikationen . . .	50
10.3	Resultaterne for de ikke-funktionelle krav, der er defineret i kravspecifikationen	51

# Litteratur

---

- [1] Sundhedsstyrelsen. National klinisk retningslinje for øvre dysfagi. <http://sundhedsstyrelsen.dk/media/7E4C638B32204D5F97BCB9805D12C32F.ashx>, 2015.
- [2] Annette Kjaersgaard. Difficulties in swallowing and eating following acquired brain injury - From a professional and a patient perspective. 2013.
- [3] Martin. Bommersholt, Patientombuddets læringsenhed, and Maja. Bennett. Tema-rapport om dysfagi. 15 Juni, 2012.
- [4] A. M. Kelly, P. Leslie, T. Beale, C. Payten, and M. J. Drinnan. Fibreoptic endoscopic evaluation of swallowing and videofluoroscopy: Does examination type influence perception of pharyngeal residue severity? *Clinical Otolaryngology*, 31(5):425–432, 2006.
- [5] Gary H. McCullough, Robert T. Wertz, John C. Rosenbek, Russell H. Mills, Wanda G. Webb, and Katherine B. Ross. Inter- and intrajudge reliability for videofluoroscopic swallowing evaluation measures. *Dysphagia*, 16(2):110–118, 2001.
- [6] Corinna Schultheiss, Thomas Schauer, Holger Nahrstaedt, and Rainer O. Seidl. Automated detection and evaluation of swallowing using a combined emg/bioimpedance measurement system. *Scientific World Journal*, 2014, 2014.
- [7] H. Nahrstaedt, C. Schultheiss, R. O. Seidl, and T. Schauer. Swallow detection algorithm based on bioimpedance and EMG measurements. In *IFAC Proceedings Volumes (IFAC-PapersOnline)*, 2012.
- [8] Mette Christensen, Elisabeth Lundbak Strand. Bachelor project: Swallows, Et System til Screening og Monitorering af Dysfagi. Technical report, 2017.
- [9] Kevin R. Aroom, Matthew T. Harting, Charles S. Cox, Ravi S. Radharkrishnan, Carter Smith, and Brijesh S. Gill. Bioimpedance Analysis: A Guide to Simple Design and Implementation. *Journal of Surgical Research*, 153(1):23–30, 2009.
- [10] Ingeniørhøjskolen Aarhus Universitet. Specification , Part 1 System Specification Specification , Part 1. pages 1–43, 2014.
- [11] Ingeniørhøjskolen Aarhus Universitet. Development Processes ASE.
- [12] Peter Johansen. Instrumentationsforstærkeren. pages 1–9, 2014.
- [13] Steven Brantlov, Leigh C. Ward, Lars Jødal, Søren Rittig, and Aksel Lange. Critical factors and their impact on bioelectrical impedance analysis in children: a review. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 41(1):22–35, 2017.

## Litteratur

- [14] Christopher J Chester. Electrical-Impedance Biofeedback Instrument for Swallowing Rehabilitation. 2014.
- [15] Chris J Chester, Paul T Gaynor, Richard D Jones, and Maggie-Lee Huckabee. Electrical bioimpedance measurement as a tool for dysphagia visualisation.
- [16] Corinna Schultheiss, Thomas Schauer, Holger Nahrstaedt, and Rainer O. Seidl. Evaluation of an EMG bioimpedance measurement system for recording and analysing the pharyngeal phase of swallowing. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 2013.
- [17] Yoshitake Yamamoto, Yasuhiko Seki, Kinya Utsuyama, and K E N Akashi. Neck Electrical Impedance for Measurement of Swallowing. 118(3):35–44, 2000.
- [18] H. Nahrstaedt, T. Schauer, and R.O. Seidi. Bioimpedance based measurement system for a controlled swallowing neuro-prosthesis. *Artificial organs*, 34(8):A38, 2012.