



## AARHUS SCHOOL OF ENGINEERING

BACHELORPROJEKT

---

# Synkerefleksmonitor

---

Projektnummer: 17129

***Udarbejdet af:***

Martin Banasik	(201408398)
Mohammed Hussein Mohamed	(201370525)

***Vejleder:***

Thomas Nielsen

***Bivejleder:***

Samuel Alberg Thrysoe

19. december 2017

# Resumé Abstract

1

## Baggrund

Dysfagi er en gennemgående følgesygdom for apopleksipatienter. 30% af denne patientgruppe har dysfagi. Forekomsten af dyfagi observeres også hos Parkinson og Alzheimer patientgrupperne. Personer der er ramt af dysfagi har en større risiko for at blive ramt af lungebetegnelse, og kan resultere med døden til følge. Screening af dysfagipatienter er præget af subjektive vurderinger, som medfører dårligere behandlingsforløb. Formålet med dette bachelorprojekt er at udvikle et proof-of-concept produkt, der på sigt kan blive støtteværktøj, der kan give objektive vurderinger af synkefunktionen.

## Materialer og metoder

Der er under dette projekt 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 mäter 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 musklernes elektriske aktivitet og spændingen som den injicerede strøm har resulteret 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 ustabil, 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 foreslået en række indsatsområder, som er oplagt at have med i et fremtidigt udviklingsarbejde.

# Indholdsfortegnelse

---

<b>Kapitel 1 Resumé Abstract</b>	<b>1</b>
<b>Kapitel 2 Forord</b>	<b>5</b>
<b>Kapitel 3 Forkortelser</b>	<b>6</b>
<b>Kapitel 4 Ordforklaringer</b>	<b>7</b>
<b>Kapitel 5 Indledning</b>	<b>8</b>
5.1 Baggrund . . . . .	8
5.2 Problemformulering . . . . .	10
5.3 Formål . . . . .	10
5.4 Projektdeltagere og hovedansvarsområder . . . . .	11
<b>Kapitel 6 Krav</b>	<b>12</b>
6.1 Systembeskrivelse . . . . .	12
6.2 Aktørbeskrivelse . . . . .	13
6.3 Funktionelle krav . . . . .	14
6.4 Ikke-funktionelle krav . . . . .	17
<b>Kapitel 7 Afgrænsning</b>	<b>18</b>
<b>Kapitel 8 Metode og proces</b>	<b>19</b>
8.1 Analyse og designmetode . . . . .	19
8.2 Den gennemførte proces . . . . .	22
<b>Kapitel 9 Analyse</b>	<b>24</b>
<b>Kapitel 10 Arkitektur</b>	<b>27</b>
10.1 Hardware . . . . .	27
10.1.1 Blok definition diagram . . . . .	27
10.1.2 Internal blok diagram . . . . .	28
10.1.3 Blokbeskrivelse . . . . .	29
10.2 Software . . . . .	30
10.2.1 Blok definition diagram . . . . .	30
<b>Kapitel 11 Design</b>	<b>32</b>
11.1 Hardware . . . . .	32
11.1.1 Analog Discovery . . . . .	32
11.1.2 Instrumentationsforstærker . . . . .	34
11.1.3 Strømgenerator . . . . .	35

## Indholdsfortegnelse

11.1.4 OP-AMP . . . . .	36
11.1.5 AA filter . . . . .	37
11.2 Software . . . . .	38
11.2.1 Funktioner . . . . .	38
11.2.2 Sekvens Diagram . . . . .	41
11.2.3 GUI . . . . .	41
<b>Kapitel 12 Implementering</b>	<b>43</b>
12.1 Hardware . . . . .	43
12.2 Software . . . . .	46
<b>Kapitel 13 Test</b>	<b>48</b>
13.1 Modultest . . . . .	48
13.1.1 Hardware . . . . .	48
13.1.2 Software . . . . .	48
13.2 Integrationstest . . . . .	48
13.3 Accepttest . . . . .	49
<b>Kapitel 14 Resultater</b>	<b>50</b>
14.1 Modultest . . . . .	50
14.1.1 Hardware . . . . .	50
14.1.2 Software . . . . .	52
14.2 Integrationstest . . . . .	53
14.3 Accepttest . . . . .	55
14.3.1 Funktionelle krav . . . . .	55
14.3.2 Ikke-funktionelle krav . . . . .	57
<b>Kapitel 15 Diskussion af resultater</b>	<b>58</b>
15.1 Konstant strøm . . . . .	58
15.2 AA filter . . . . .	58
15.3 Simultane målinger . . . . .	58
15.4 Elektrode placering . . . . .	58
15.5 Digital signal behandling . . . . .	59
15.6 GUI . . . . .	59
15.7 EMG måler . . . . .	60
<b>Kapitel 16 Konklusion</b>	<b>63</b>
<b>Kapitel 17 Fremtidigt arbejde</b>	<b>64</b>
17.1 Færdiggørelse af de funktionelle krav . . . . .	64
17.2 Færdiggørelse af de ikke-funktionelle krav . . . . .	64
17.3 Risikoanalyse . . . . .	64
17.4 Algoritme forbedringer . . . . .	65
17.5 Flere test . . . . .	65
17.6 Validering . . . . .	65
17.7 Wearable device . . . . .	65
17.8 Anvendelsesmuligheder . . . . .	66

Indholdsfortegnelse

<b>Kapitel 18 Bilagsliste</b>	<b>67</b>
<b>Figurer</b>	<b>69</b>
<b>Tabeller</b>	<b>71</b>
<b>Litteratur</b>	<b>72</b>

# **Forord** 2

---

Dette bachelorprojekt er udarbejdet af en gruppe bestående af to, 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. 04.september 2017, skal afleveres d. 19. december 2017 og forsvares d. 17. januar 2018.

Alle dokumenter, der udvikles i dette bachelorprojektet kommer enten under bilag eller i hovedrapporten. Udoover dokumenter er der også source kode og billeder. Disse dokumenter afleveres på [www.eksamen.au.dk](http://www.eksamen.au.dk) som pdf og zip-fil.

# Forkortelser 3

---

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 4

---

Dysfagi

Præ-orale fase

Orale fase

Faryngeale fase

Apopleksi Parkinson Alzheimer Muskelsvind Spastisk lammelse Aspiration Impedans Ohms lov Hyoid Lar

Scrum

# Indledning 5

---

## 5.1 Baggrund

En normal synkeproces er kendtegnet, ved at føden fra den bageste 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 nedre og øvre 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 % 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 bredt 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 reproducirbarhed. 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 tilstrækkelig pålidelige, ofte ikke gentagelige og dyre i pris [4] [5] [6] [7]. Der er derfor brug for alternative metoder, som kan give objektive vurderinger,

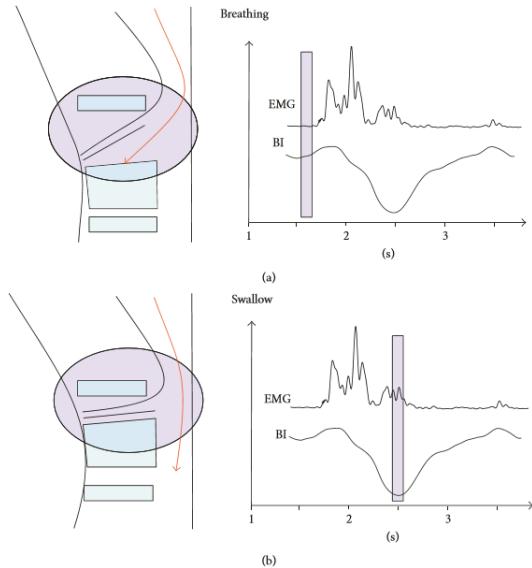
## 5.1. Baggrund

som er billig i pris og ikke-invasiv. En af disse metoder er at kombinere elektromyografi (EMG) og bioimpedans sensorer. Et forudgående projekt til dette projekt har anvendt en prisvenlig EMG sensor af typen MyoWareTM Muscle Sensor til at mÅle synkesignaler pÅ raske personer med succes [8, s. 58]. I dette projekt anvendes ogsÅ den samme EMG sensor for at reproducere de samme resultater. EMG alene er ikke tiltrækkelig til at vurdere synkefunktionen, da den kun bidrager med informationer om muskelaktiviteten i de muskler, der deltager i synkningen [6]. Derfor er der i dette projekt valgt at kombinere EMG'en med en prisbillig bioimpedans sensor, som en gruppe forskere har anbefalet, samt beskrevet en opskrift til udviklingen af sådan en bioimpedans sensor [9].

Denne bioimpedans sensor benyttes til at mÅle den elektriske impedans i vævet ved at udnytte forholdet mellem spænding og strøm jf. Ohms lov.

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

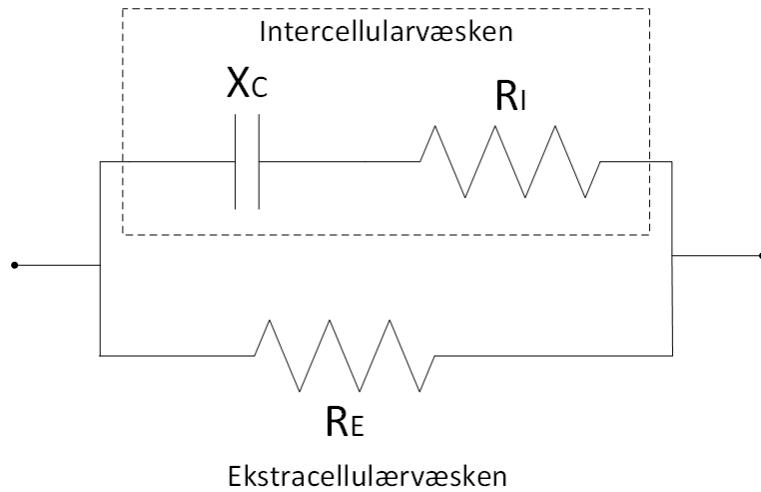
Under væske- og/eller fødeindtagelse samt vejrtrækning ændres forholdet mellem spænding og strøm i svælget og det er denne ændring som bioimpedans sensoren skal mÅle. Som det ses pÅ figur 5.1, er svælget Åben og fuld af luft under vejtrækning. Luft er dårlig til at lede strøm og har en høj elektrisk 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 bioimpedans signalet og lave svingninger i EMG signalet for raske personer. For personer med dysfagi vil dropet i bioimpedans signalet være lavere [6]. I dette projekt udvikles en bioimpedans sensor, der kan mÅle det nævnte drop i spændingen. Sammen med BI-måleren anvendes en kommercial EMG-måler, der supplerer bioimpedansen.



*Figur 5.1: Illustration af, hvordan emg-og bioimpedans signaler opfører sig under vejtrækning og mad/drikke indtagelse[6]*

## 5.2. Problemformulering

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



Figur 5.2: 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

## 5.2 Problemformulering

Dette projekt undersøger muligheden for at udvikle et device, der består af en bioimpedans sensor og en EMG-måler, 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 bioimpedans 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 bioimpedans sensor og EMG-måler til måling af dysfagi ?

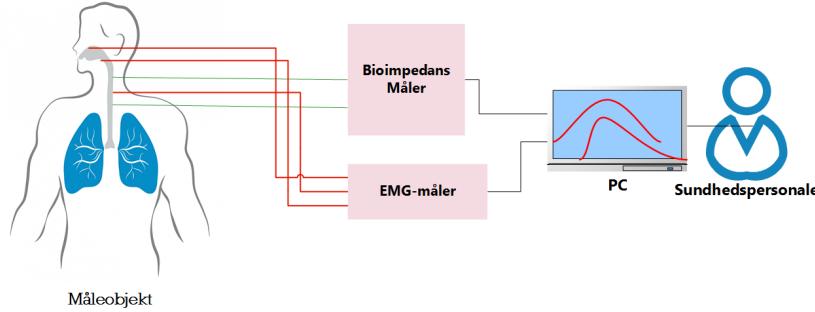
Ved hjælp af primærlitteratur og sekundærlitteratur vil disse spørgsmål blive besvaret gennem dette projekt.

## 5.3 Formål

Formålet med dette projekt er at udvikle et produkt, der består af en bioimpedansmåler(BI-måler), der kan måle pålidelige bioimpedans signaler, samt kombinere BI-måleren

#### 5.4. Projektdeltagere og hovedansvarsområder

med en kommercial EMG sensor for at kunne detektere synkefrekvensen på raske objekter. Det overordnet system, der vil blive realiseret består af en BI sensor med elektroder, som er koblet til et raskt objekt, en EMG måler med tre elektroder, som også er koblet til det samme objekt og en pc, som anvendes til processering og visning af data til et sundhedspersonale, se figur 5.3.



Figur 5.3: Illustration af det overordnet system som dette projekt vil realisere

Projektet vil fokusere på udvikling af den anbefalede prisbillige bioimpedans-måler(BI-måler). Det er ligeledes projektets mål at genskabe de to signaler, der er vist på figur 5.1. EMG-måleren bruges som supplerende redskab til BI-måleren, 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 projekt er på Proof-of-Concept stadie og må derfor ikke anvendes til klinisk brug. Det er ikke projektets mål at udvikle en endelig BI-måler, der kan sættes i produktion eller anvendes til screening af personer med mistanke for dysfagi.

#### 5.4 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 sit ansvarsområde. Tabel 5.1 viser den valgte ansvarsfordeling.

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

Tabel 5.1: indeholder gruppemedlemmernes navne og hovedansvarsområder

# Krav 6

---

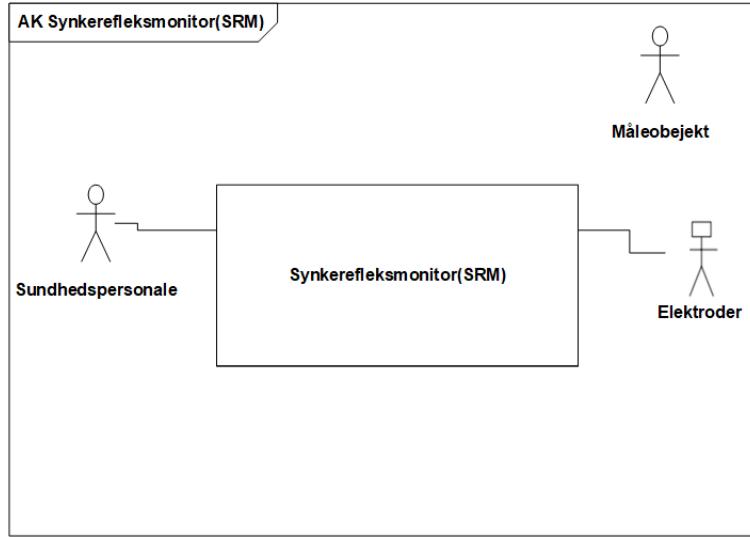
På baggrund af et møde med Jim Jensen fra Hammel Neurocenter, som er projektets udbyder, hvor udfordringer med nuværende behandlinger og udredninger af dysfagipatienter blev diskuteret, er der udarbejdet en kravspecifikation til et system kaldet Synkerefleksmonitor (SRM). Formålet med mødet var ikke 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 udbyders 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.

## 6.1 Systembeskrivelse

Figur 6.1 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 måleregionen måles spændinger, som opstår, når forholdet mellem spænding og strøm ændrer sig. De målte spændinger omdannes til digitale værdier vha. en A/D-konverter. Tilslut 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*.

## 6.2. Aktørbeskrivelse



*Figur 6.1: 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 en anden aktør.*

## 6.2 Aktørbeskrivelse

Til aktør-kontekst diagrammet følger der en en aktør beskrivelse, der beskriver kort hver aktørs funktion, se tabel 6.1.

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 Actor	Måleobjektet leverer biosignaler, som elektroderne kan måle.

*Tabel 6.1: Aktørbeskrivelse for det samlede system*

### 6.3. Funktionelle krav

## 6.3 Funktionelle krav

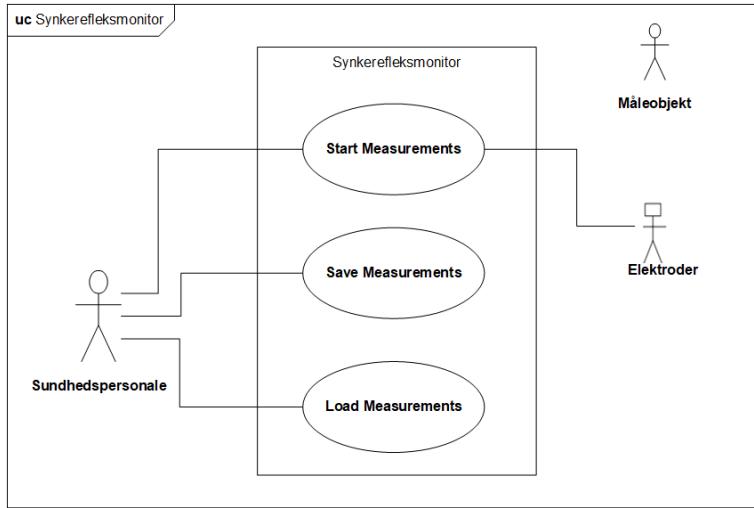
Tabel 6.2 beskriver de funktionelle krav, der stilles til applikationen SRM'en. Nogle krav er vigtigere end andre, og de prioriteres vha. MosCow-metoden. Kravene i *Must og Should* kategorien prioriteres højest. I dette projekt bestræbes det at opfylde kravene i *Must og Should*.

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 måler</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. Systemt 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 6.2: MoSCoW opdeling af kravene til synkerefleksmonitoren.

### 6.3. 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 6.2 ses det to aktører, der interagerer med tre use cases. Herunder beskrives funktionaliteten af disse use cases.



Figur 6.2: UseCase diagram for syncerefleksmonitoren. 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 trykker på denne knap, køres der en række funktioner, der til sammen, starter, mäter, behandler og visualisere to målinger. I *Bilag 6 - Implementering og test* kan du bl.a. læse om de underliggende funktioner, som eksekveres, når denne knap aktiveres af brugeren.

**Use Case 2 - Save Measurements:** Denne use case muliggør at brugeren kan gemme to 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.

### 6.3. 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)
Samtidige forekomster	1 måling pr. kørsel
Forudsætninger	BI-måleren og EMG-måleren er ledige og operationelle. Elektroderne påsat måleobjektet og GUI-vinduet er åbent
Resultat	To målinger foretages og vises til brugeren
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 6.3: Fully dressed for use casen Start Measurements

## 6.4. Ikke-funktionelle krav

### 6.4 Ikke-funktionelle krav

Hvor de funktionelle krav kortlægger applikationens specifikke adfærd, fokuserer ikke-funktionelle krav 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<sup>+</sup>*. 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 projekt 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(0.17h) 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 svært at teste under dette projektets rammer. Herunder ses et pr. af dem:

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

Selvom disse krav 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 7

---

Projektet 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 ikke er muligt at opfylde. For at validere gruppens BI-måler med en kommercial BI-måler, 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 pga. manglende respons fra Steven Brandtlov side, se "*bilag 11 - Mail korrespondance*". Da gruppen endelig kom i besiddelse af BI-måleren, fungerede den ikke efter dens brugeranvisning. Efter flere mislykkede mail korrespondance med Brandtlov, blev gruppen enig om at henstille dette krav.

# **Metode og proces** 8

---

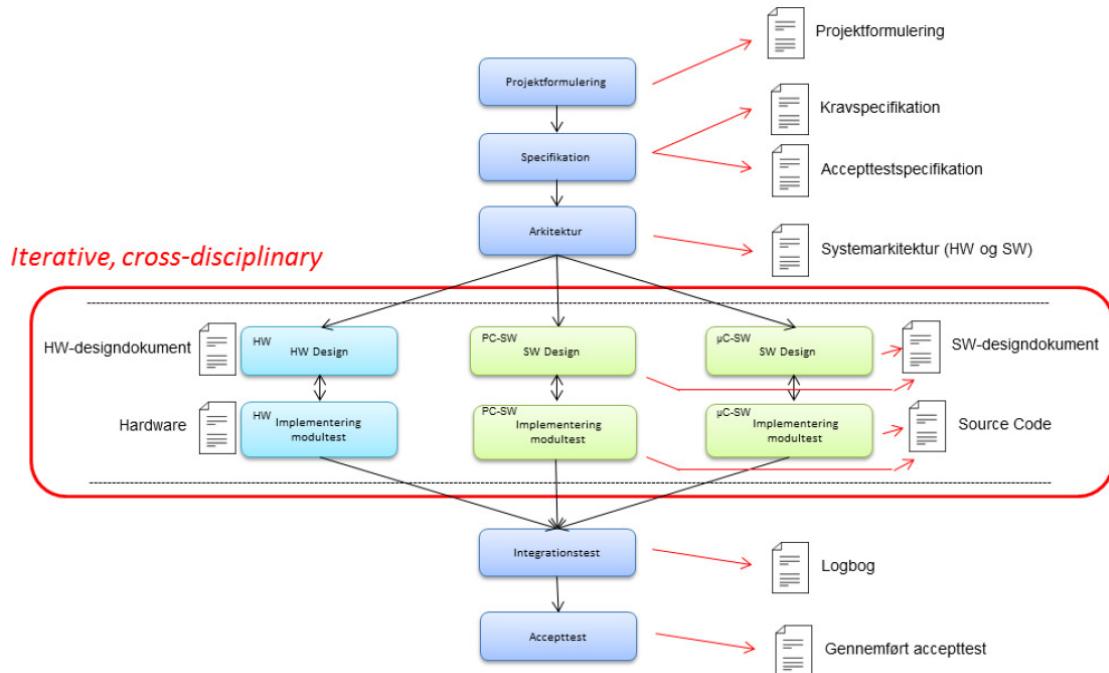
I dette kapitel er der beskrevet kort hvilken analyse- og designmetode der er anvendt i bachelorprojektet.

## **8.1 Analyse og designmetode**

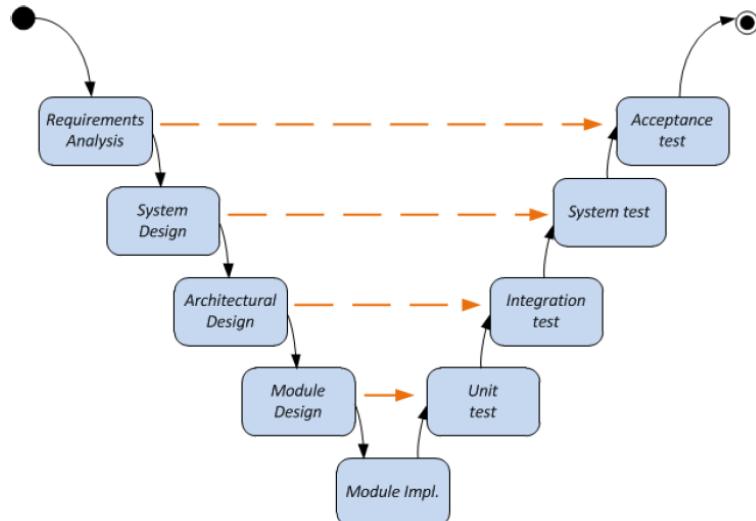
Dette afsnit har til formål at beskrive hvilke tekniske metoder, der er benyttet af udarbejdelsen af bachelorprojektet. Primært er der tale om metoder fra faget ISE. I dette afsnit bliver der også beskrevet hvilke arbejdsredskaber, der er benyttet til udførelse af bachelorprojektet og rapporten.

Udviklingsforløbet er udarbejdet efter V-modellen, figur 8.2 og ASE-modellen figur 8.1 [11], som er udviklet af Aarhus Ingeniørskole. 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 veldokumenteret bachelorprojekt. Disse faser kombineres med V-modellen. I dette bachelorprojekt er der udført modultest på alle moduller opført i både hardware og software. Efter at kunne godkende modultestene, er en integrationstest blevet udført, hvor det bygget hardware og software er sammensat og testet som et samlet system. Her gøres det klart at systemet fungerer som intentionen, inden accepttesten nåes. Accepttesten undersøger om alle krav specificeret i kravspecifikationen er overholdt. Vejleder, Thomas Nielsen, Adjunkt på Institut for Ingeniørvidenskab på Aarhus Universitet, har deltaget i udførelsen af accepttesten, godkendt og underskrevet den.

## 8.1. Analyse og designmetode



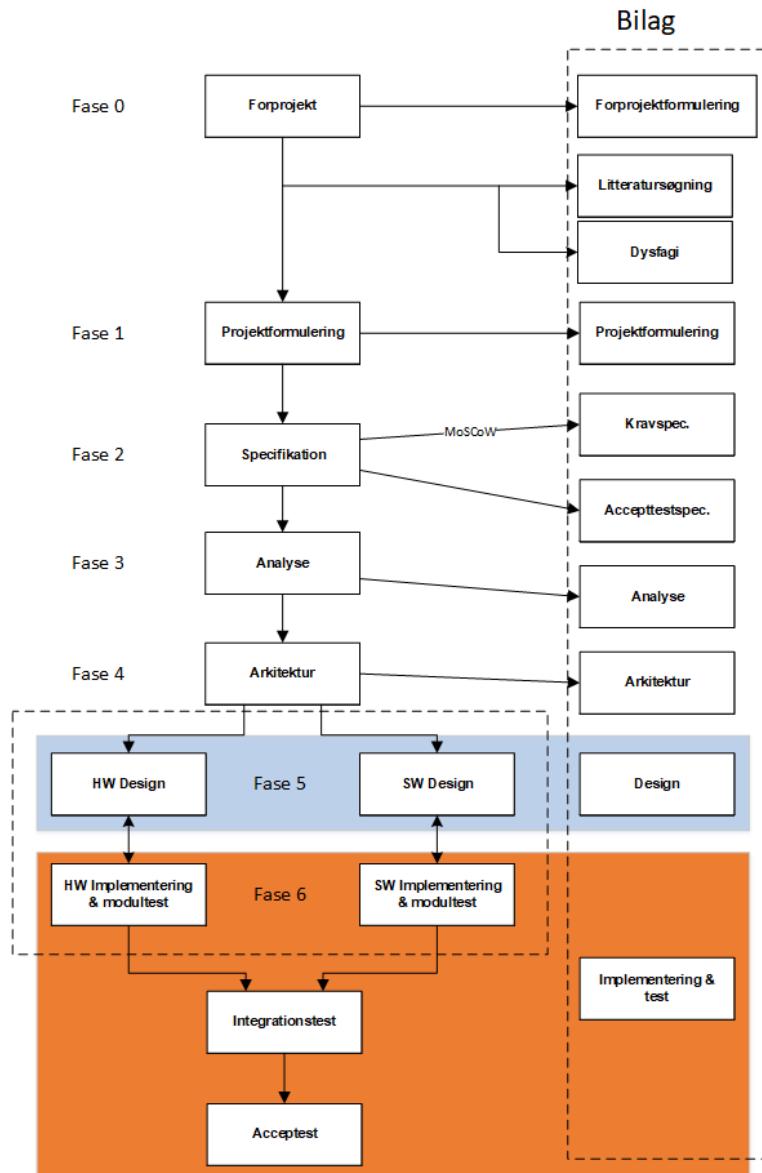
Figur 8.1: ASE-modellen[11]



Figur 8.2: V-modellens udviklingsfaser[11]

Da bachelorprojektet kræver yderligere test og undersøgelser vil denne ASE-model blive modifieret. Der er tilføjet en ekstra fase, analysefaseen. Hvilket resulterer i en modifieret ASEmodel til bachelorprojektet, som kan ses i figur 8.3.

## 8.1. Analyse og designmetode



Figur 8.3: Den modificeret ASE-model.

Bachelorprojektets udvikling blev gennemført kan deles op i faserne nul til seks.

### Fase 0

Fase nul bestod af et forprojekt, hvor der blev udarbejdet en projektformulering på baggrund af en udleveret projektbeskrivelse og i samarbejde med vejleder. Her blev der udarbejdet udkast til kravspecifikation (MoSCoW analyse) og projektplan. Disse kan ses i *Bilag 10 - Forprojekt*.

### Fase 1

Fase et bestod i at finde litteratur om emnet dysfagi og udvikling af en måler til at detektere synk. Der blev søgt primær litteratur ved bl.a. Embase og Pubmed samtidig suppleret med sekundær litteratur i form af lærebøger fra tidligere semestre. Søgeprotokollen kan ses i *Bilag 12 - Søgeprotokol*. Dette resulterede i en projektformulering til bachelorprojektet.

## 8.2. Den gennemførte proces

### Fase 2

I fase to blev MoSCoW kravene sat på baggrund af projektformuleringen. Dette resulteret i dokumenterne kravspecifikation og accepttestspezifikation. Kan læses i *Bilag 1 - Kravspecifikation* og *Bilag 2 - Accepttestspezifikation*.

### Fase 3

Den tredje fase begyndte, vha. af den nye viden og de nye krav, med at udføre analysen. Første del af analysen bestod af at realisere og teste det udleveret kredsløb fra artiklen. Der blev derudover bl.a. undersøgt muligheden for anvendelse af A/D-konverter. Test og undersøgelser blev til dokumentet Analyse, hvilket kan ses i *Bilag 3 - Analyse*.

### Fase 4

Den fjerde fase blev arkitekturen til software og hardware udført, i forlængelse af analysen. Arkitekturen blev dokumenteret ved hjælp af sysML, hvor BDD og IBD diagrammer blev oprettet. Diagrammerne viste hvilke blokke SRM skulle bestå af. Arkitekturen kan læses i *Bilag 4 - Arkitektur*.

### Fase 5

I femte iterative design fase, 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 accepttest udført. Denne fase er samlet i *Bilag 6 - Implementering og test*.

## 8.2 Den gennemførte proces

Dette afsnit beskriver den ikke-tekniske del af bachelorprojektet.

### Gruppeddannelsse

Gruppen består af to sundhedsteknologistuderende, der er dannet udefra en fælles interesse for projektets beskrivelse. Begge medlemmer har, inden valget af projektet, talt sammen om mulige gruppeddannelsse, 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 udover bachelor projektet.

### Arbejdsfordeling

## 8.2. Den gennemførte proces

Arbejdesbyrden 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 afsluttet opgave i det pågældende sprint. En nærmere beskrivelse og brugen af Pivotal Tracker findes i *Bilag 16 - 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 områder fra ASE-modellen. Denne kalender havde hele gruppen adgang til og mulighed for at rette løbende gennem hele projektet. Gruppens brugen af Teamgantt og indstillinger kan læses nærmere i *Bilag 16 - Værktøjer*. For at opretholde en historik over tidsplanen blev der oprettet en versionshistorik af tidsplanen, denne kan ses i *Bilag 17 - Tidsplan*.

Det daglige arbejde blev nedskrevet i logbogen ved dagens slutning. Logbogen blev også brugt til at notere beslutninger, ændringer og større arbejde ifm. projektet. For at læse den komplette logbog ses i *Bilag 14 - 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 hvert gruppe medlem fremførte igangværende opgaver og problematikker. Fredagsmødet blev holdt for at kigge tilbage på ugen og det afsluttede sprint. En gang om ugen var der vejledermødet, med en fast dagsorden og de aktuelle emner der blev diskuteret. Alle møder kan læses i *Bilag 18 - Møder*.

### Projektlelse

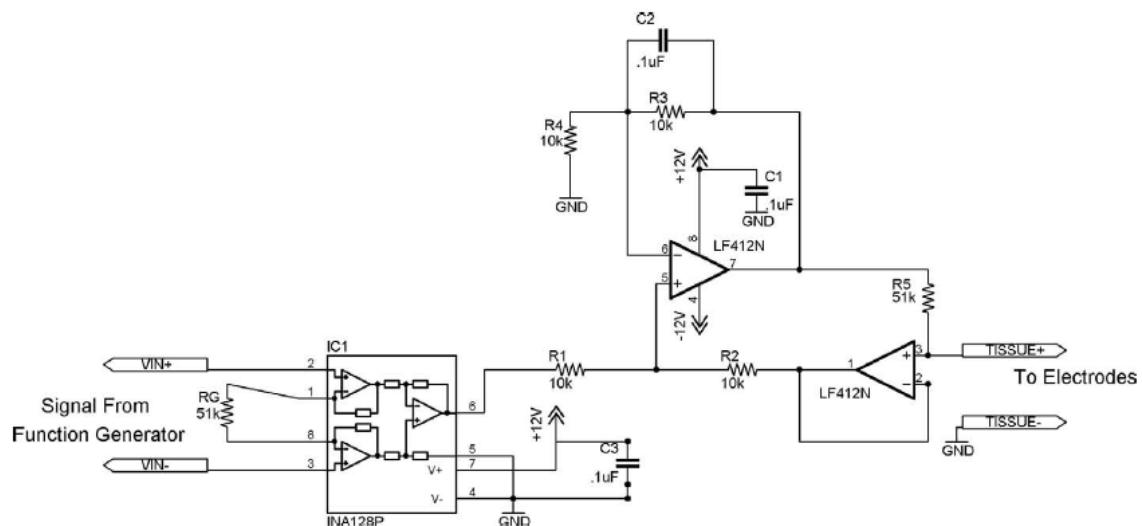
I dette bachelor projekt var der valgt ikke at have en projektleder. Der var i stedet valgt en ligefordelt og kollektiv ledelse. Det har gjort at hele gruppen har skulle have overblik i hele projektet. Samtidig har det været med til at alle i gruppen kender målet og retningen og der er tydelige kommunikation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

### Projektadministration

Rapporten og bilag er skrevet i tekstsproget Latex. Hvor alle afsnit er delt op i selvstændige .tex filer. Disse afsnit er delt op i en rapport og bilags mappe. Figurer brugt i projektet har også en selvstændig mappe. 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 9

I dette kapitel vil der kort blive opsummeret, hvad analysearbejdets formål var og de fund denne fase af projektet har affødt. Formålet med analysefasen var at undersøge og teste om et kendt kredsløb fra artiklen "*Bioimpedance Analysis: A Guide to Simple Design and Implementation*" kunne 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-måler. Yderligere har artiklen haft god erfaring med at bygge en BI-måler kredsløb, der er prisbilligt, se kredsløbet på figur 9.1. 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 sammen kredsløb kan anvendes til detektering af et synk på et andet vævstype, i dette projektes tilfælde larynx-området, skal denne analysefase undersøge.

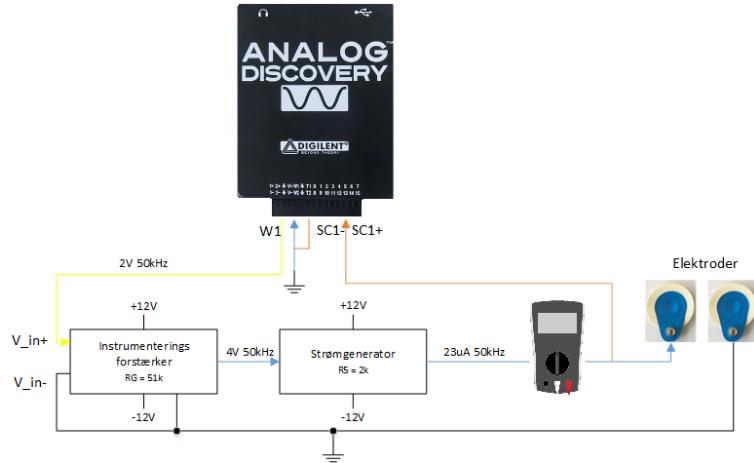


Figur 9.1: Diagram over det angivet kredsløb fra artiklen[9]

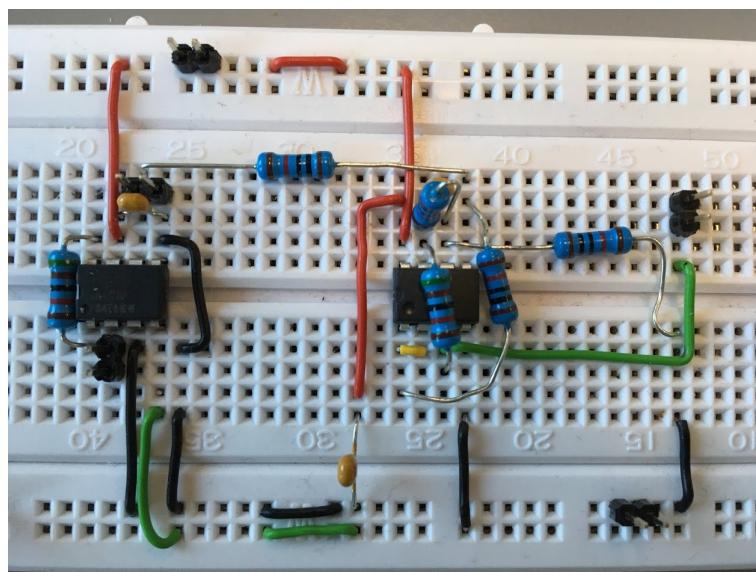
For at realisere BI-kredsløbet er der indkøbt præcist de samme elektriske komponenter som artiklens kredsløb gør brug af med undtagelse af udstyr som oscilloskop og funktionsgenerator. Disse udstyr har projektgruppens medlemmer selv anskaffet, se den samlede pris for disse komponenter i *Bilag 13 - Indkøb- 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 9.2 og 9.3 viser, hvordan testopstillingen og implementeringen af BI kredsløbet ser ud:



Figur 9.2: Diagram over testopstilling af det angivet kredsløb



Figur 9.3: 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 af BI kredsløbet på figur 9.1 kan læses i *Bilag 3 - Analyse*.

At systemet ikke er i stand til at detektere et synk kan det 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.

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 simulering af kredsløbet
- To instrumentationsforstærker, der bruges til at forstærke signalet fra funktionsgenerator og biosignal fra måleobjektet. De to instrumentationsforstærker 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.
- En anti-aliaseringsfilter til at undertrykke aliasering.
- En dataopsamlingsenhed

Med prisen og forhåndskendskabet til nogle disse 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 10

---

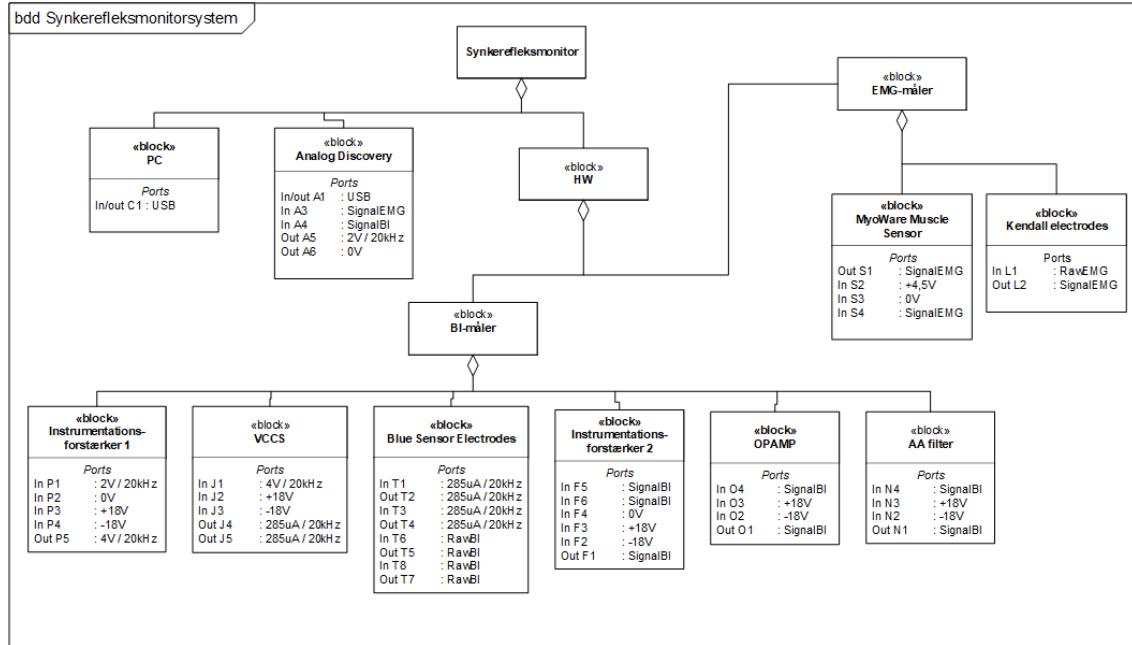
I dette kapitel beskrives systemets arkitektur for hardware og software. Arkitekturens formål er at tildele roller til de enkelte hardware og software komponenter. Når denne arkitektur er fast sat er det muligt at designe systemet i detaljer. Arkitekturen illustreres i hardware-delen i Blok definition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

## 10.1 Hardware

### 10.1.1 Blok definition diagram

Dette afsnit omhandler arkitekturen af hardwaren, som anvendes til måling, analysering og visning af bioimpedans- og EMG-målinger. Blok definition diagrammet på figur 10.1 viser det overordnet system for SRM, som består af en HW-blok med tilhørende to HW-blokke. Disse to HW-blokke består af BI-måler og EMG-måler. EMG-måleren består af to komponenter og BI-måleren består af syv blokke. Derudover er der en PC-blok og Analog Discovery blok. Disse blokke tilsammen udgør SRM.

## 10.1. Hardware



Figur 10.1: Figuren viser de enkelte komponenter, som hardware-delen består af. Overordnet består systemet af en Bioimpedansmåler, en EMG-måler og enhed som både bruges til som dataopsamlingsenhed og funktionsgenerator. Udeover det er der en PC blok.

### 10.1.2 Internal blok diagram

Internal blok diagram bruges til at vise den interne struktur og kommunikation mellem delsystemerne, denne kan ses på figur 10.2. SRM indeholder to uafhængige blokke - BI-måler og EMG-måler. De to blokke har kommunikation med blokken Analog Discovery og PC.

Kommunikationsflowet for BI-måleren, 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 ud via to elektroder (Blue Sensor Electrodes), som er påsat måleobjektet.

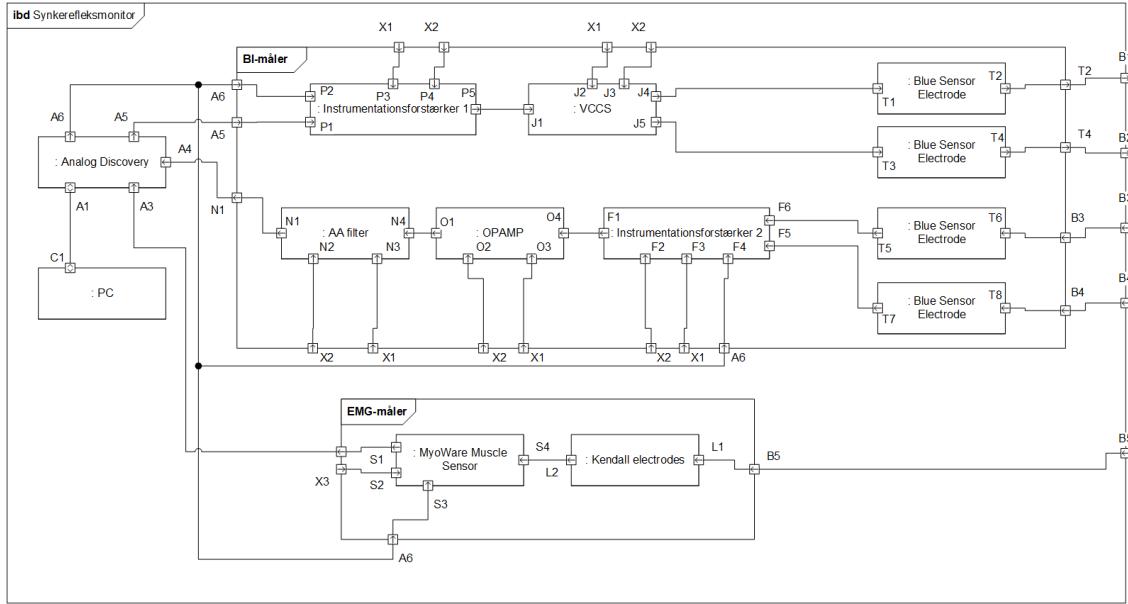
To yderligere elektroder (Blue Sensor Electrodes) påsættes på måleobjektet, for at måle en spændingsforskel. Biosignalet (spændingsforskellen) er svagt og støjfyldt (common mode støj), hvilke kræver at det bliver forstærket samt støjen reduceres. Selve forstærkningen forløber sig over en instrumentationsforstærker (fjerner common mode støj og forstærker) efterfulgt af en opamp (forstærker). Efter 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-måleren bliver forsynet med en eksitationsspænding på  $\pm 18$  V.

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

## 10.1. Hardware

+4,5 V.



Figur 10.2: 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 bioimpedansmåler-apparat og den anden blok repræsenter en elektromyografi-apparat.

### 10.1.3 Blokbeskrivelse

Da BDD og IBD ikke alene kan forklare blokkenes og signalernes funktionalitet, kan disse forklaries præcist vha. af forklarende teskst i tabeller. Tabel 10.1 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 10.1: Tabellen viser blokbeskrivelse for to blokke for SRM.

Til slut for at fuldende grænsefladebeskrivelsen, vil signalerne blive behandlet detaljeret i

## 10.2. Software

en signaltabel, tabel 10.2. 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 10.2: Figuren viser signalbeskrivelsen for to signaler for SRM

## 10.2 Software

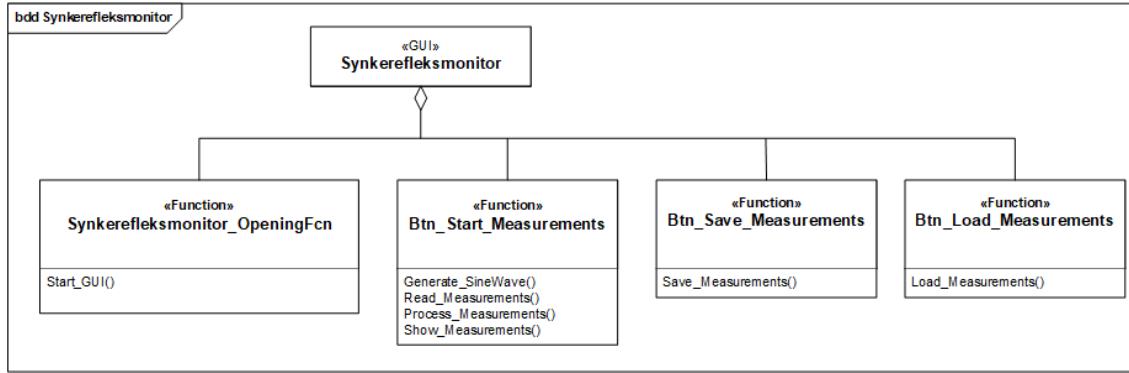
### 10.2.1 Blok definition diagram

Dette afsnit omhandler arkitekturen af softwaren, som anvendes til måling, analysering og visning af bioimpedans- og EMG-målinger. Softwarens arkitektur er drevet af de usecases, som er beskrevet i *Bilag 1 - Kravspecifikation*. Derfor udformes et BDD på baggrund af disse usecases, som består af en parent-blok og fire child-blokke, se figur 10.3.

I dette bachelorprojekt anvendes udviklingsværktøjet Matlab til at realisere projektes software-del. Udeover Matlab kode udvikles en GUI i selv samme udviklingsværktøj. Denne GUI får ligeledes objekter f.eks. knapper, tekstfelter og tekstbokse. Når Matlab GUI anvendes, skrives programmets funktionaliteter i funktioner, som så kaldes fra objekternes autogeneret callback funktioner, når de skal anvendes. Child-blokkene repræsenterer callback funktionerne og de er oprettet i hovedfilen *synkerefleksmonitor.m*. Funktionerne i child-blokkene 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 trykke 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 eksekveres beskrives vha. et sekvensdiagram, som kan læses i *Bilag 5 - Design*.

## 10.2. Software



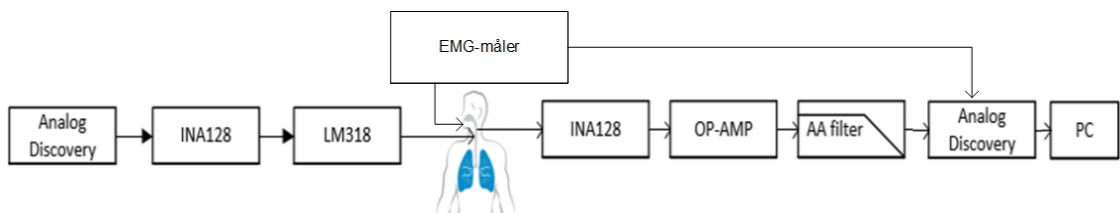
Figur 10.3: Figuren viser block definition diagrammet for det ønsket software. Diagrammet indeholder en hovedblok, der består af fire andre blokke, som hver indeholder Matlab funktioner. Disse funktioner tilsammen måler, analyserer og viser to målinger simultant.

# Design 11

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 funktion. 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 funktioner.

## 11.1 Hardware

Dette afsnit omhandler designet af hardwaren, som anvendes til at måle bioimpedans- og EMG-siganler. Figur 11.1 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 lokalt 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, en EMG-måler og er ikke blevet designet. 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 diagrammer, er portene navngivet efter BDD diagrammet i kapitlet Arkitektur.

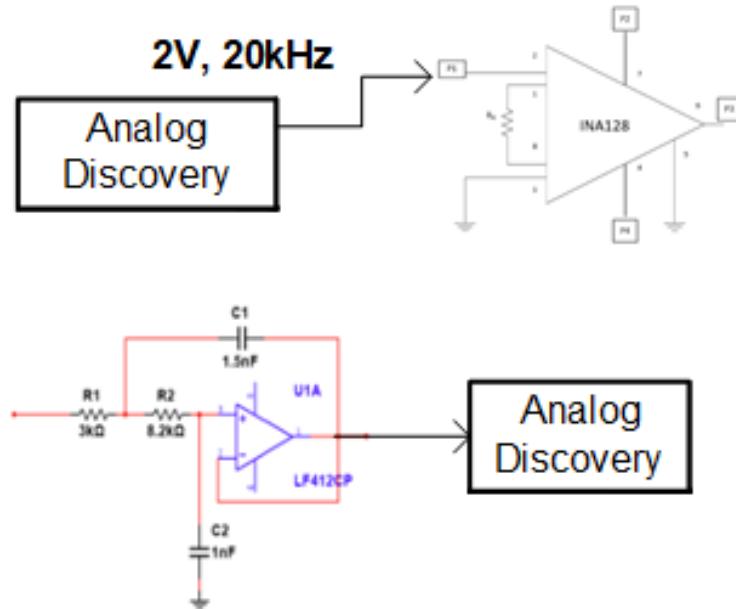


Figur 11.1: Figuren viser de enkelte komponenter, som skal designes for at realisere SRM.

### 11.1.1 Analog Discovery

AD har i dette bachelorprojekt to formål, at fungerer som funktionsgenerator og som dataopsamlingsmodul. Figur 11.2 viser disse to formål. Det ene formål er at funktionsgeneratoren laver 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-aliaseringsfilter, som bliver konverteret fra analogt til digitalt signal.

## 11.1. Hardware



Figur 11.2: Figuren viser AD's funktion i det samlede system. AD fungerer som funktionsgenerator og som dataopsamlingsmodul.

Generelt for at foretage korrekt dataopsamling af signalet 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 dataopsamlingsenhed 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 spændingsområde og opløsning, udtrykkes LSB. LSB er et udtryk for den mindste detekterbare spændningsændring som ADC'en kan detektere. I henhold til AD's datablad, se *Bilag 15 - Datablade*, er denne opløsning på 14 bit, samtidig med et spændingsområde på 8 V, resulteret i en mindste spændningsændring som AD kan detektere 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

## 11.1. Hardware

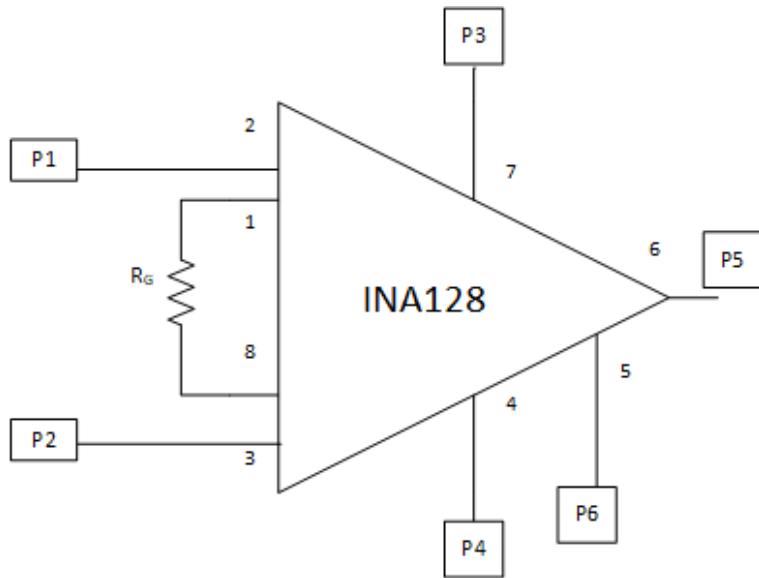
### 11.1.2 Instrumentationsforstærker

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 instrumentationsforstærker af typen INA128P. INA128P specifikationer kan læses i *Bilag 15 - 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 11.3. Udregning af  $R_G$  og stykliste kan ses i *Bilag 5 - Design*.

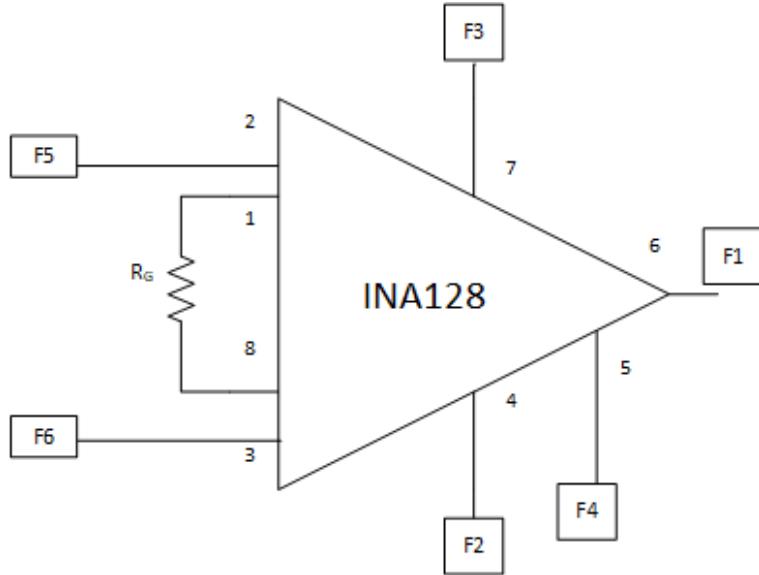


Figur 11.3: Figuren viser diagram for Instrumentationsforstærker 1 med tilhørende portnavne.

#### Instrumentationsforstærker 2

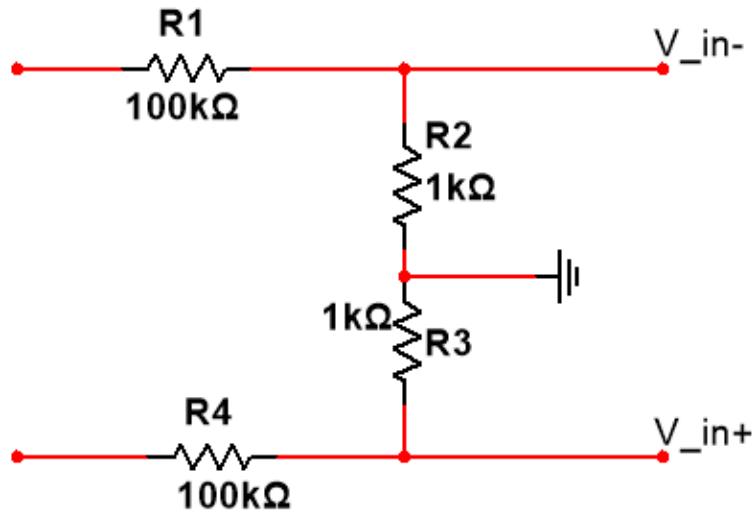
Den anden INA128 anvendes til at forstærke elektrofysiologiske signaler fra måleobjektet og undertrykkelse af commen mode støj. Det ønskes at INA128 forstærker med 100 gange, da det forventes at den målte spændingsforskæl ligger i milli- og mikrovolt området[12]. Diagram over INA128 kan ses på figur 11.4

## 11.1. Hardware



Figur 11.4: Figuren viser diagram for Instrumentationsforstærker 2 med tilhørende portnavne.

For at forstærkningen på 100 gange kan lade sig gøre, 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, hvilket fint stemmer overens da denne båndbredde ligger over anti-aliaseringsfilterets knækfrekvens på 25 kHz. Det er nu muligt at udregne  $R_G$  modstand, til  $505 \Omega$ . Til en fremtidig modultest af INA128's forstærkning, blev der designet en spændingsdeler til formålet. Diagram over spændingsdeler kan ses på figur 11.5. Udregning af  $R_G$  og stykliste kan ses i *Bilag 5 - Design*.



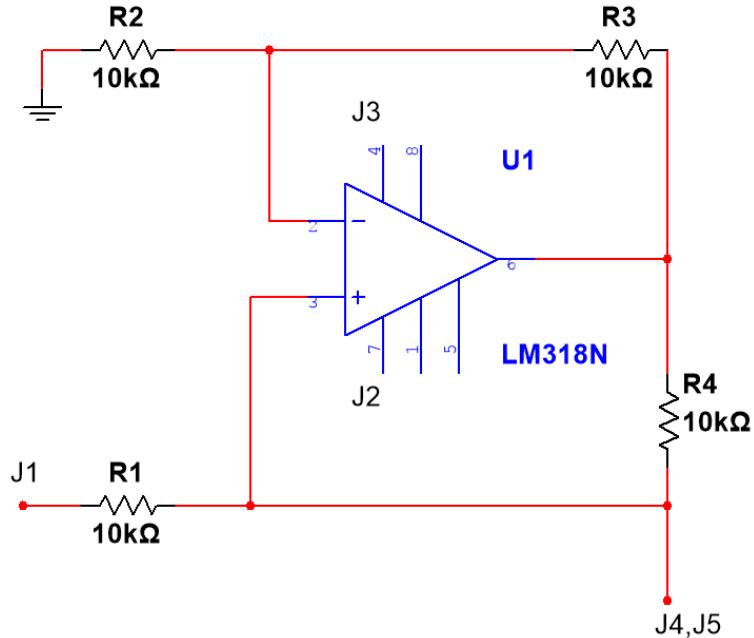
Figur 11.5: Figuren viser diagram for spændingsdeler.

### 11.1.3 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 bioimpedans

## 11.1. Hardware

måling på et måleobjekt[13]. Diagram over strømgenerator kan ses på figur 11.6.



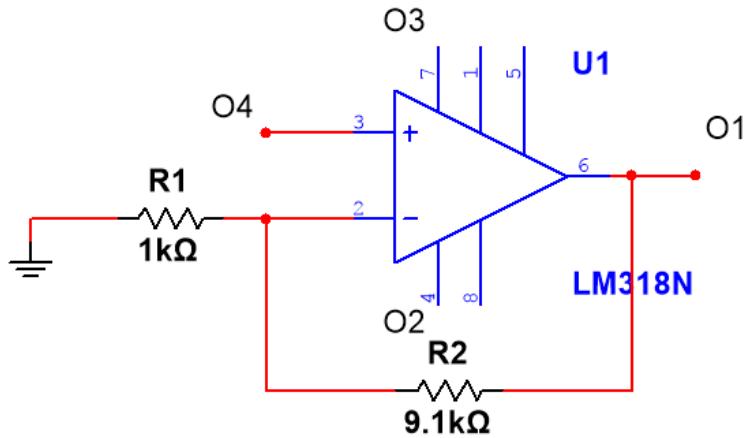
Figur 11.6: Figuren viser diagram for strømgenerator med tilhørende portnavne.

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. Den forventet strøm blev udregnet til  $283 \mu\text{A}$ . Udregning af Howland pumpen, slew rate og stykliste kan læses i *Bilag 5 - Design*.

### 11.1.4 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  $\pm 25 \text{ V}$ . Diagram over OP-AMP kan ses på figur 11.7.

## 11.1. Hardware



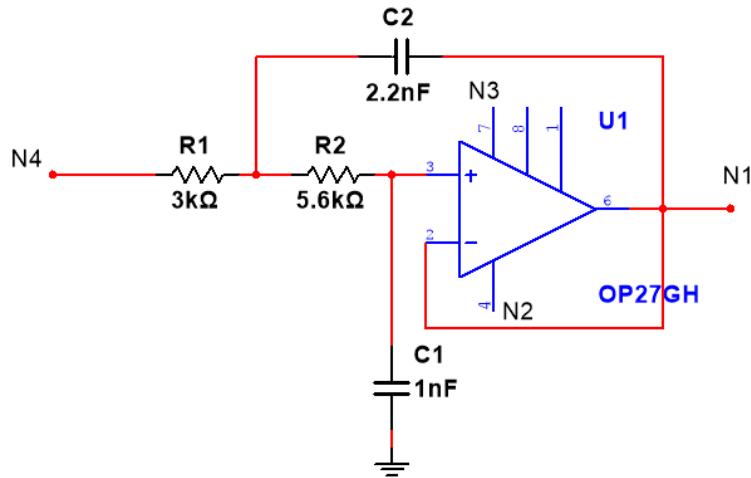
Figur 11.7: Figuren viser diagram for OP-AMP med tilhørende portnavne.

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 stykliste findes i *Bilag 5 - Design*.

### 11.1.5 AA filter

AA filter i dette bachelorprojekt, har til formål at dæmpe alt 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 signalet aflæst til sig selv til at have en dæmpning på 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 orden filter, da de dæmper med 20 dB pr. dekade. Dog vælges i stedet et 2. orden filter, der vil dæmpe 40 dB pr. dekade, da dette vil tage højde for eventuelle variationer i signalet når det optages. 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 11.8.

## 11.2. Software



Figur 11.8: Figuren viser diagram for AA filter med tilhørende portnavne.

AA filteret designes derfor med følgende specifikationer:

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

På baggrund af specifikationerne 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 i slew rate på  $2,8 \text{ V}/\mu\text{s}$  og GBWP på 8 MHz. Hvilket stemmer fint med de udregnete værdier. Derudover er OP27G kendt fra tidligere semesterprojekt, hvor denne også skulle fungere som et lav pas filter. Udregningerne for AA filter, bodeplot samt stykliste kan læses i *Bilag 5 - Design*.

## 11.2 Software

Dette afsnit omhandler designet af softwaren, som anvendes til at håndtere AD, dataopsamling, analysering og visning af bioimpedans og EMG-signaler. Denne designprocess er til for at det bliver klart hvor den tilhørende Matlab kode kan skrives i den senere implementering af SRM.

### 11.2.1 Funktioner

Softwareen indeholder en række funktioner. Funktionerne har bestemte opgaver, hvilket funktionsnavnene afspejler af. I 11.1 er der vist tre funktioner med navn, type og en

## 11.2. Software

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 tilføjder de to analog input som bruges til måling af BI og EMG. Yderligere 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 11.1: Tabellen viser beskrivelse om tre funktioner der er designet for SRM's software del.

Udover funktioneres 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 11.2 er der vist tre funktioners input og output. Alle funktionerne og deres input/output står nærmere beskrevet i *Bilag 5 - Design*.

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

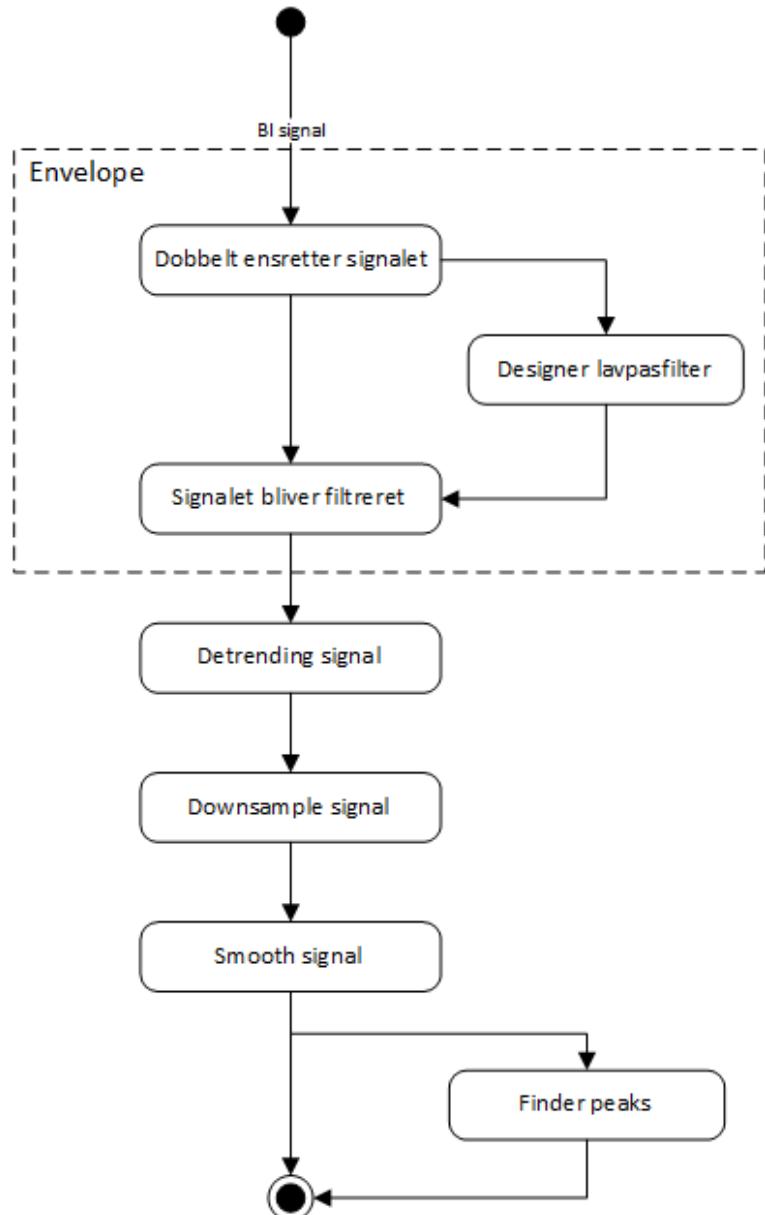
Tabel 11.2: Tabellen tre funktioners vigtigste input og output parametre.

På figur 11.9 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 dobbeltensrette og lavpasfiltrere BI signalet (knækfrekvens på 500 Hz og dæmpning på 40dB 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

## 11.2. Software

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 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 i en graf og de fundne antal synk i BI signalet.

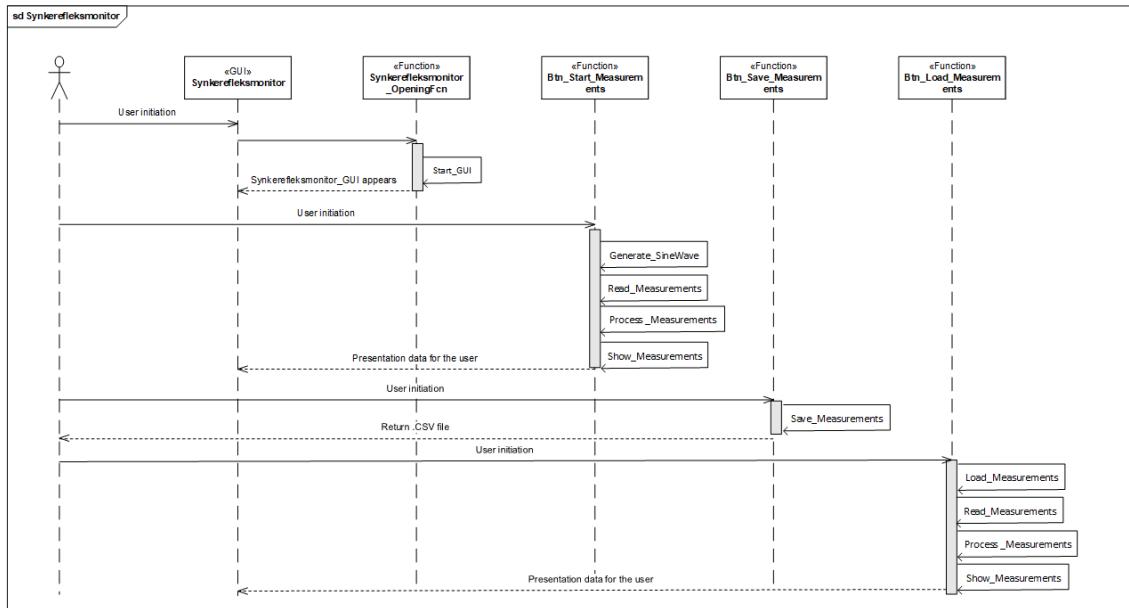


Figur 11.9: Figuren viser et UML-aktivitetsdiagram over den interne logik i funktionen `Process_Measurements`, hvor BI signalet bliver behandlet.

## 11.2. Software

### 11.2.2 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 målingerne 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 11.10.



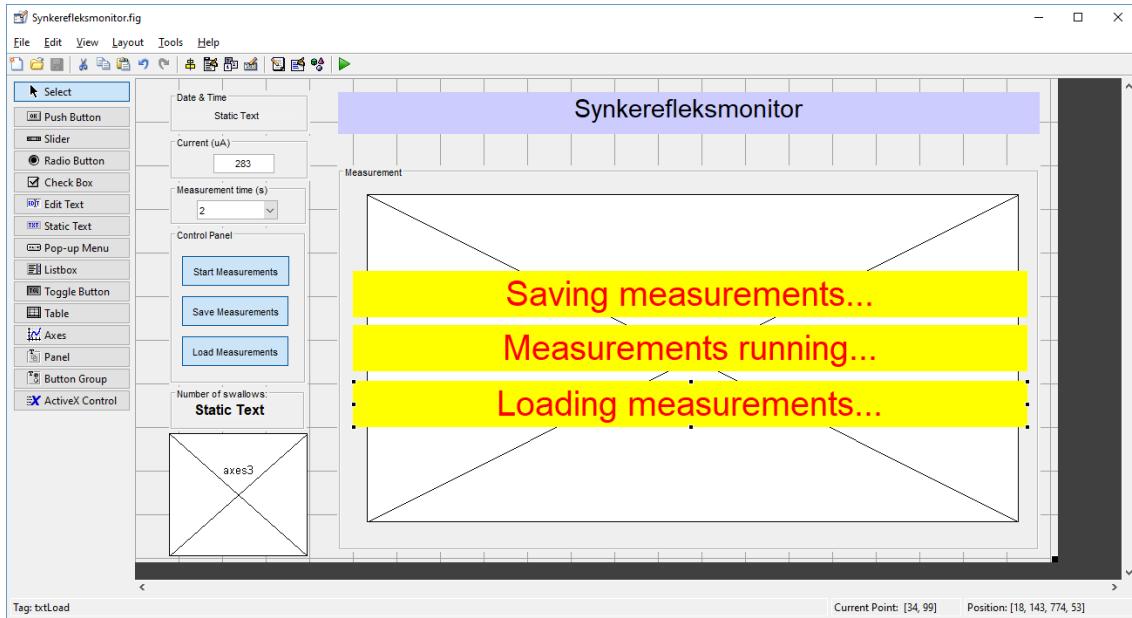
Figur 11.10: Figuren viser sekvensen af programmets kode

### 11.2.3 GUI

Softwareen til SRM består også af en GUI hvor sundhedspersonalet interagere med. På figur 11.11 kan GUI'en ses. Her har sundhedspersonalet mulighed for at foretage en måling, gemme en måling eller 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*.

## 11.2. Software

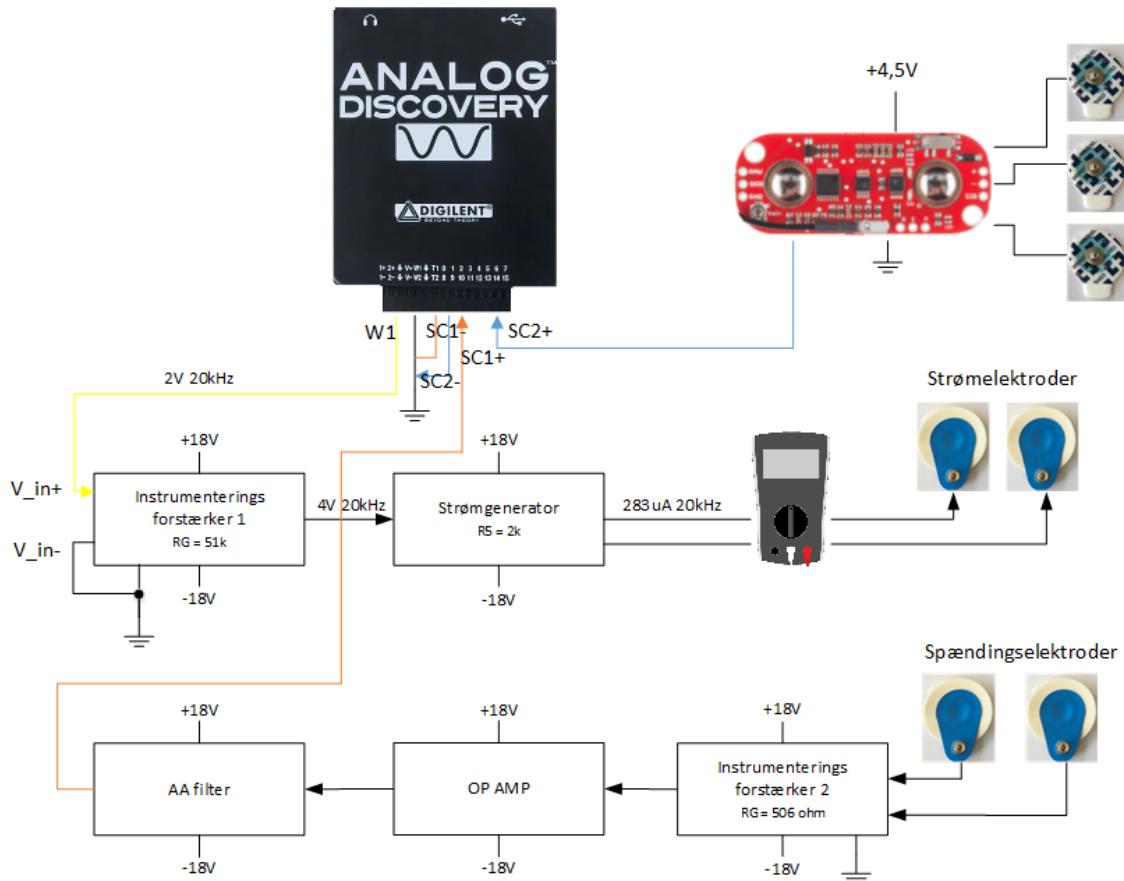


Figur 11.11: Figuren viser designet af GUI til SRM.

# Implementering 12

## 12.1 Hardware

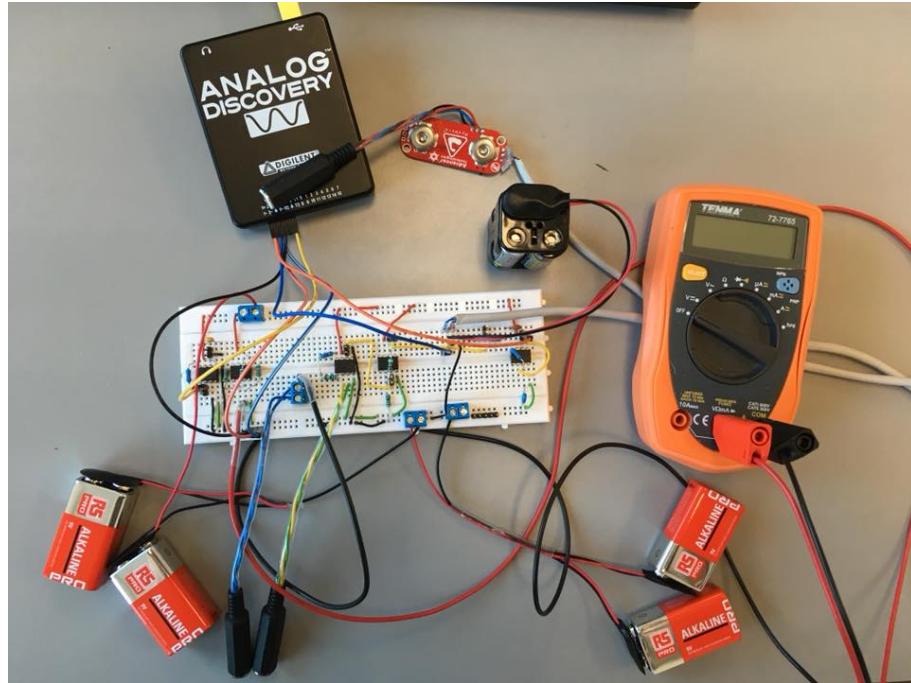
I dette kapitel beskrives kort, hvordan SRM'ens hardware og software komponenter er implementeret. Implementeringen afspejler designet, der er udarbejdet under designfasen, se *Bilag 5 - Design*. Til implementering af hardware komponenterne, er der valgt at illustrere en testopstilling ved hjælp af et diagram, inden kredsløbet bliver bygget på et fumlebræt. Denne testopstilling kan ses på figur 12.1



Figur 12.1: Et diagram der illustrerer, hvordan hele systemets hardware komponenter skal implementeres på et fumlebræt.

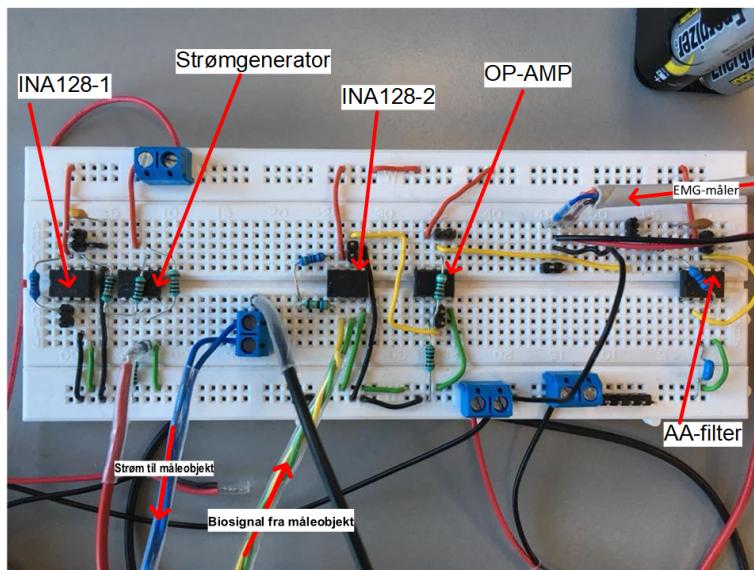
## 12.1. Hardware

Den overstående testopstilling blev efterfølgende bygget på fumlebrættet. På figur 12.2 ses det fumlebrættet, et multimeter, BI kredsløbet, EMG-måleren, forsyningsspændingen til kredsløbet, elektrode ledninger til hhv. BI kredsløbet og EMG-måleren. Fumlebrættet er tilkoblet til Analog Discovery'en, som bruges til både at forsyne BI kredsløbet og til dataopsamling.



Figur 12.2: Et foto af alle komponenter implementeret på et fumlebræt.

Figur 12.3 viser delsystemer, som er bygget på fumlebrættet. Her er der forsøgt at gøre ledninger så pæne så muligt.

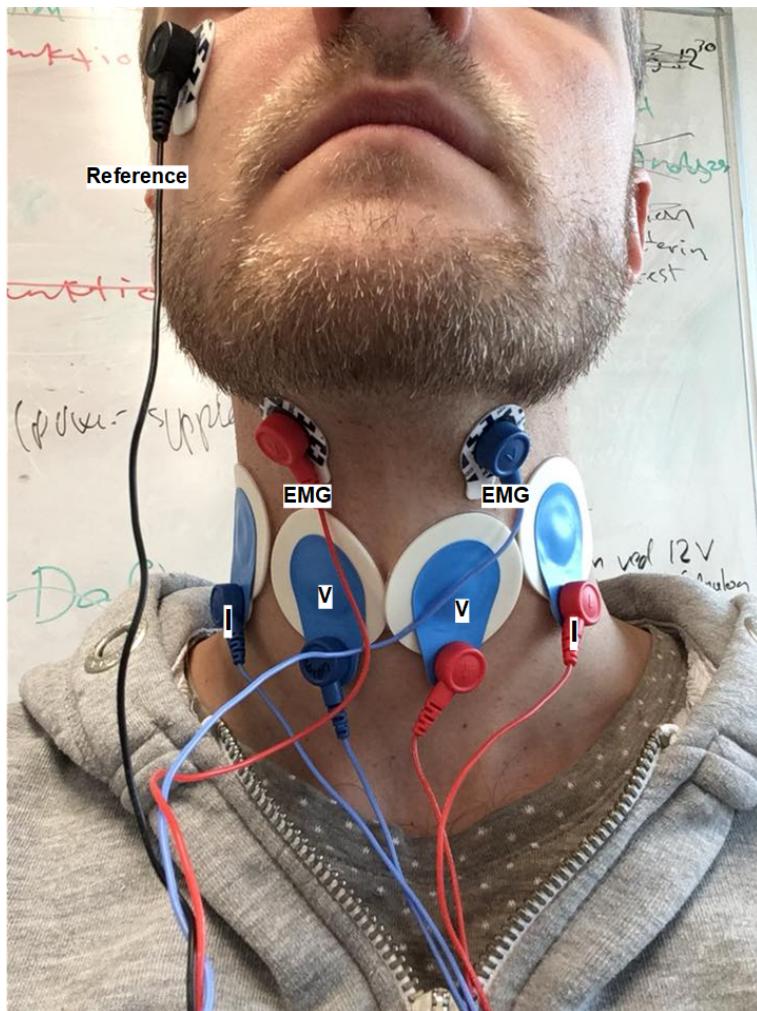


Figur 12.3: Et nært billede af, hvordan SRM'en er bygget på et fumlebræt.

## 12.1. Hardware

Det implementeret system på fumlebrættet kobles nu til måleobjektet vha. elektroder. På figur 12.4 ses de elektroder, der er tilkoblet til måleobjektet. Der er i alt brugt 7 silver chloride( Ag/AgCl) elektroder som anvendes til både at transmittere strøm til måleobjektet og måle spændingsfald over måleregionen. Elektrode placeringen som ses på figur 12.4 er bl.a inspireret af artiklen *Neck Electrical Impedance for Measurement of Swallowing*.

4 af de i alt 7 elektroder er koblet til BI kredsløbet, hvor de resterende 3 elektroder er koblet EMG-måleren.



Figur 12.4: Her ses et foto af, hvordan elektroderne er koblet til måleobjektet. De yderste 2 elektroder på hver sin side benyttes til at transportere strøm( $I$ ) til måleobjektet. De to inderste 2 elektroder anvendes til at måle spændingsfaldet( $V$ ), når måleobjektet synket. De 3 små elektroder, der ses øverste, bruges til at måle emg

## 12.2 Software

På baggrund af designfasen for SRM'ens software kan implementeringen påbegyndes. Til implementering af systemet software-del benyttes udviklingsværktøjet/scriptsproget Matlab 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. Implementering 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 signalet.

```

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, ...

```

## 12.2. 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 13

---

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

## 13.1 Modultest

### 13.1.1 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 testbeskrivelse af hver hardware komponent kan læses i *Bilag 6 - Implementering og test*.

### 13.1.2 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 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.

## 13.2 Integrationstest

Hvor modultesten bruges til at teste at hver modul fungerer for sig selv, benyttes integrationstesten til at validere at delelementer 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 dette er udført.

### 13.3. Accepttest

## 13.3 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 for *Must* og *Could* krav. Sammen med hovedvejlederen og bivejlederen har gruppen gennemført accepttesten. Hovedvejlederen noterede testens resultat 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 ved resultatet.

# Resultater 14

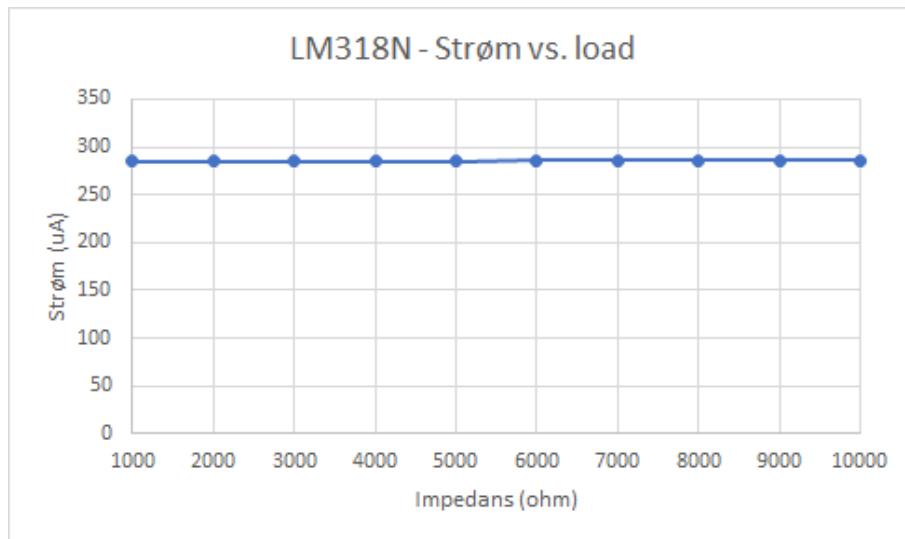
---

I denne del af rapporten fremlægges projektets resultater fra modultesten, integrations-testen og accepttesten. Der fokuseres på kun få udvalgt 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 de pågældende bilag. I det følgende præsenteres første hardware resultaterne, der er opnåede i modultesten og integrationstesten efterfulgt af software resultaterne, der opnåede inden for det samme testtype. Tilslut fremvises accepttestens resultater.

## 14.1 Modultest

### 14.1.1 Hardware

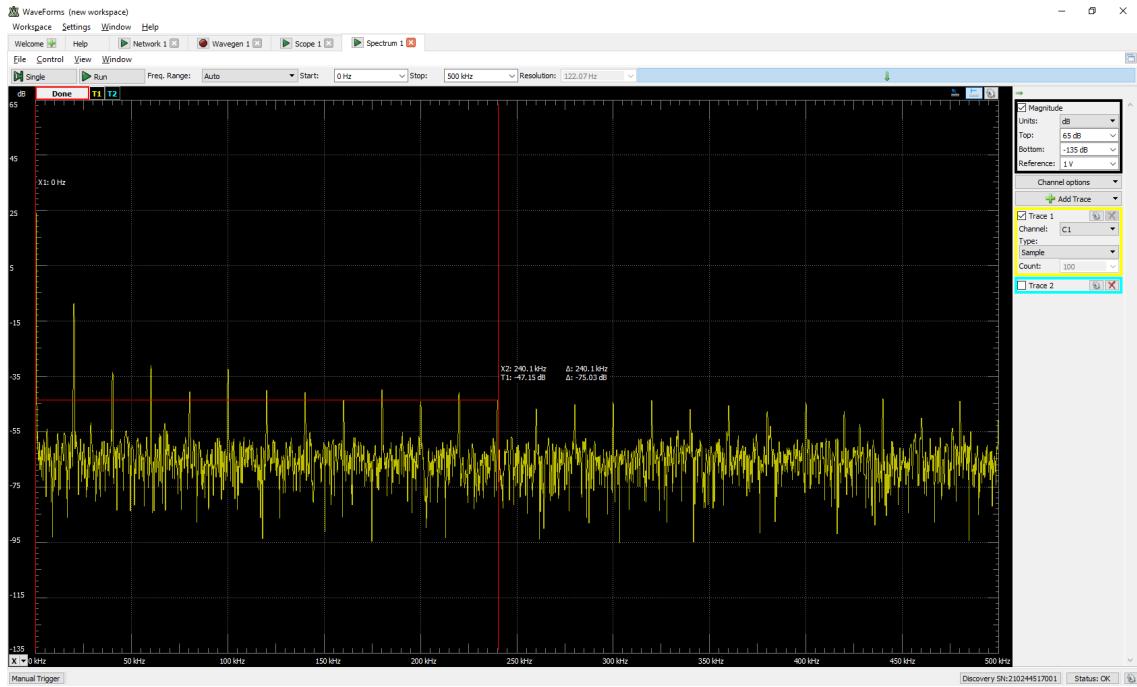
Under modultesten af hardwaredelen er der opnåede resultater for hver af de testede moduler, se disse resultater i *Bilag 6 - Implementering og test*. En af de kritiske opnåede resultater for hele systemet var resultatet fra strømgeneratoren. Figur 14.1 viser strømproduktion af strømgeneratoren. Her 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 14.1: Output-strømmen af strømgeneratoren, når belastningen varieres fra  $1 - 10k\Omega$

## 14.1. Modultest

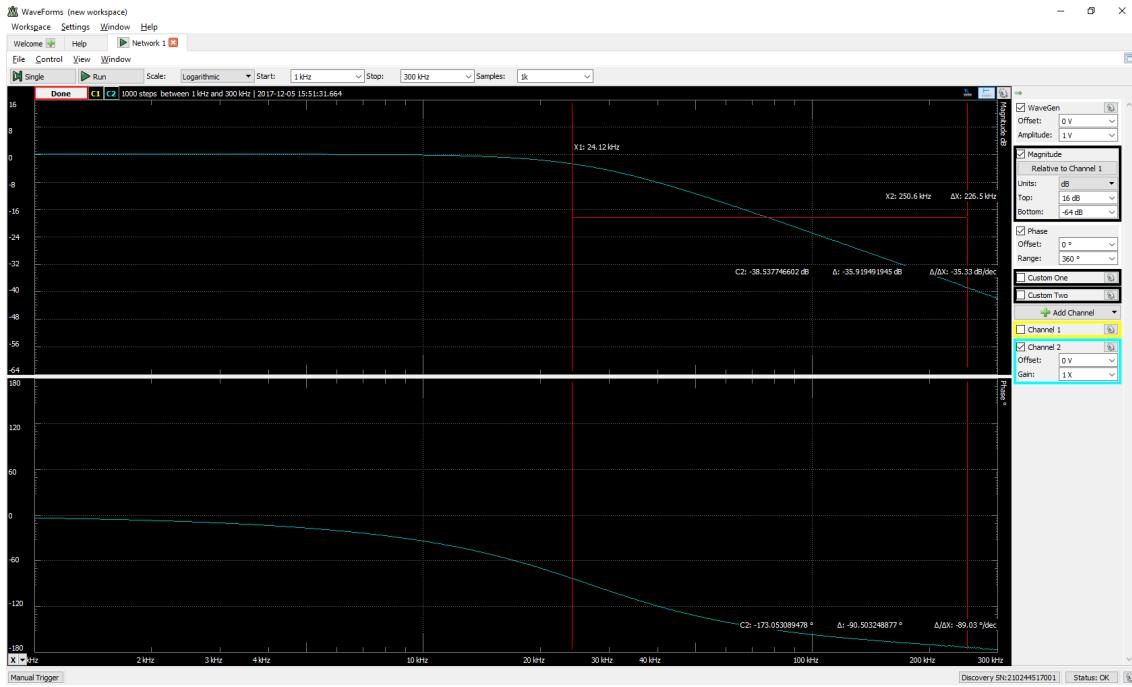
Et andet vigtigt resultatet for hele systemet var resultatet af systemets AA filter. For at afgøre, hvor meget filterets dæmpning skal være, sammensættes alle systemets komponenter for at lave en spektrumanalyse. På 14.2 kan man aflæse amplituden på den målte signal, samt hvor meget amplituden er dæmpet ved 250 kHz, som er den halve samplingfrekvens. Det kan aflæses at signalet er aftaget med 75dB. 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 14.2: 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.

## 14.1. Modultest

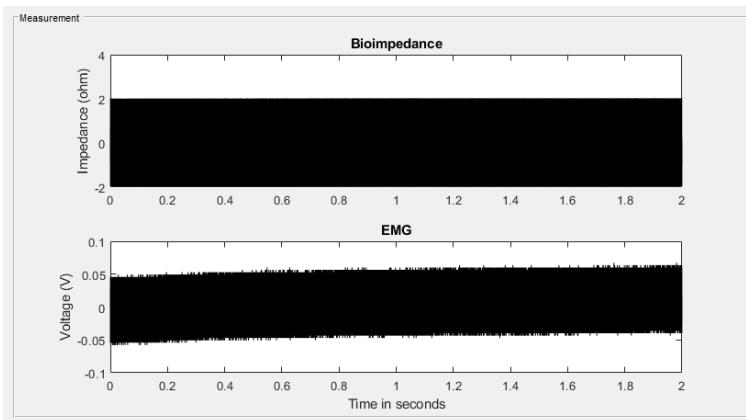
Da man nu kender, hvor meget signalet skal dæmpes, designes der et 2. ordens lavpasfilter. På figur 14.3 ses at filteret er i stand til at dæmpe et signal med mere end 15dB.



Figur 14.3: Resultat om filterets virkning fra Network Analyzer i waveforms.

### 14.1.2 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 14.4. Resultatet viser den ønskede simultane måling af to signaler.

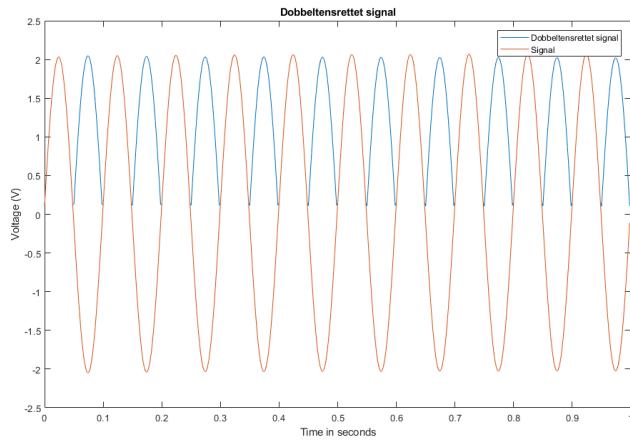


Figur 14.4: Den ønskede simultane måling med to signaler.

I funktionen *Process\_Measurements* blev bl.a. Bi signalet behandlet ved brug af envelope. Dette resulterede først i at BI signalet blev dobbelt ensrettet, hvilket kan ses i figur 14.5.

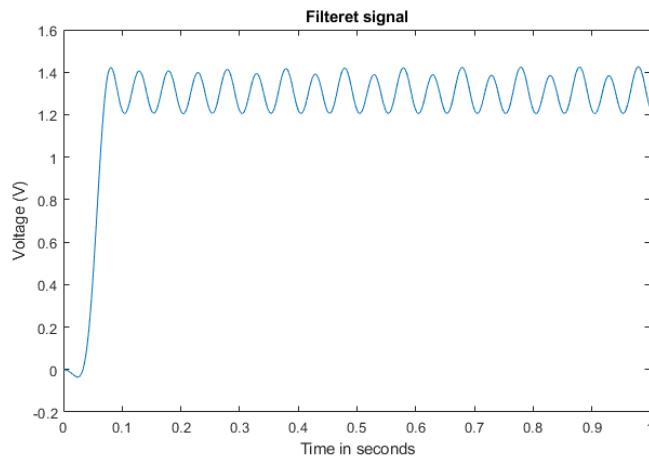
## 14.2. Integrationstest

Ved at se på det oprindelige BI signal (rød), går det over til at blive dobbelt ensrettet (blå).



Figur 14.5: Resultatet af dobbelt ensretning af BI signalet.

Dernæst blev BI signalet lavpas filteret, se figur 14.6.



Figur 14.6: Resultatet efter BI signalet er blevet lavpas filteret

## 14.2 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 14.1.

## 14.2. 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 uA / 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 14.1: 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 14.7 ændrede sig til 104  $\mu$ A se figur 14.8.

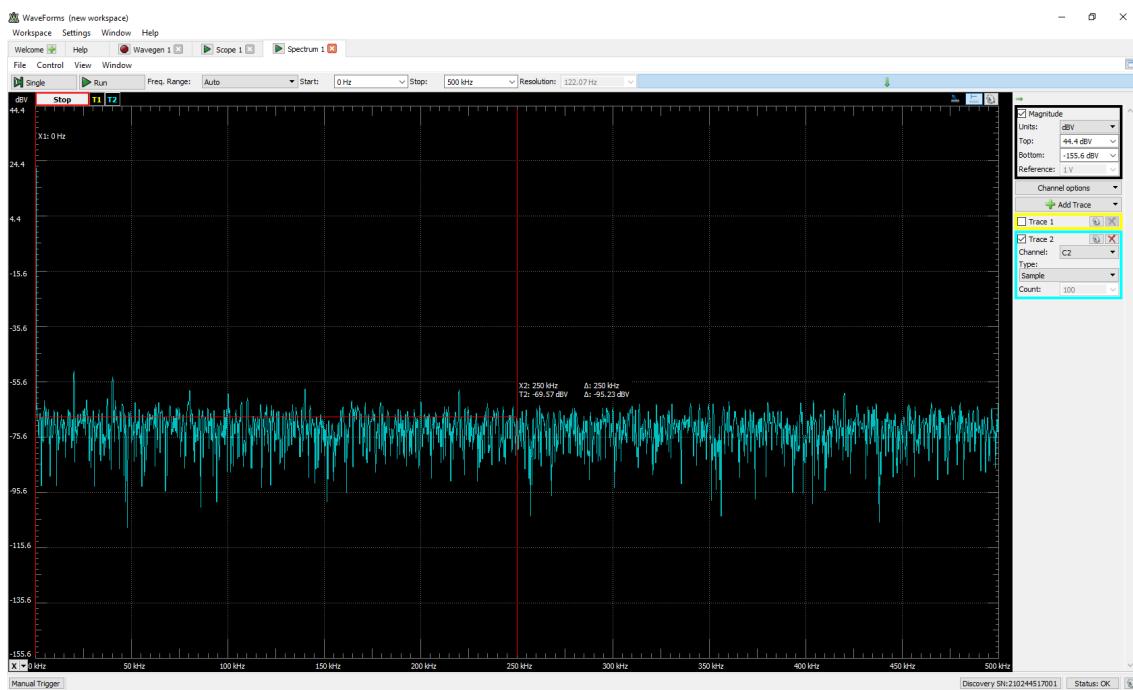


Figur 14.7: Strømmen uden påsatte elektroder



Figur 14.8: Strømmen med påsatte elektroder

Efter AA filter er blevet tilføjet var det muligt at lave en ny spektrum analyse. Dette resultat kan ses på figur 14.9. AA filter's dæmping kunne nu aflæses til 95 dB ved 250 kHz.



Figur 14.9: Resultatet af den nye spektrumanalyse.

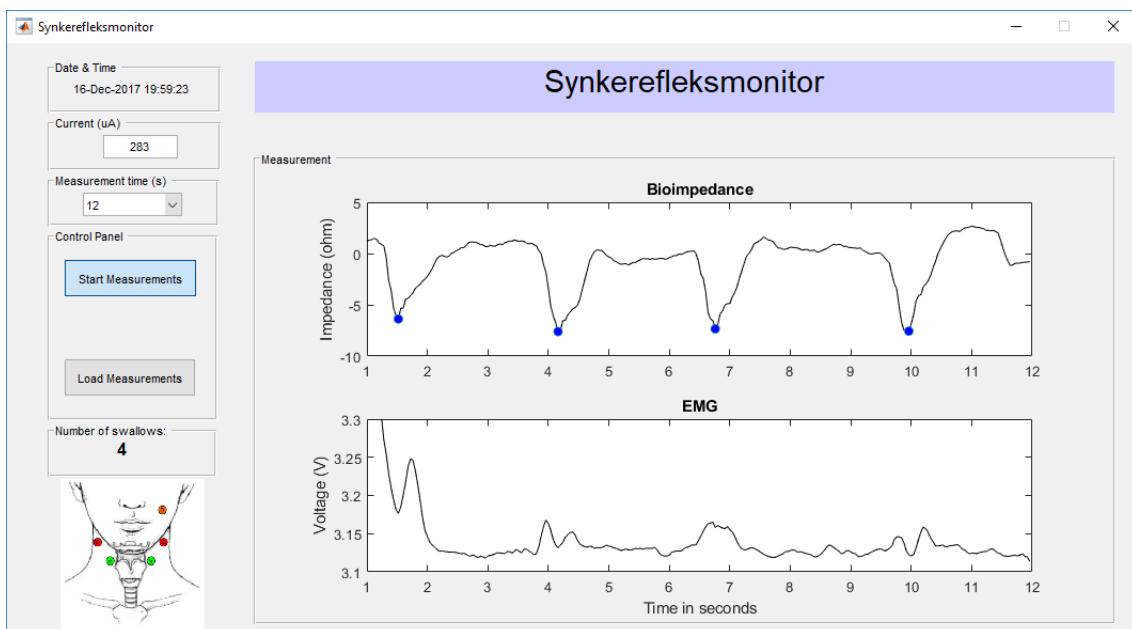
### 14.3. Acceptttest

Da MyoWare Muscle Sensor blev tilføjet, aflæses den konstante strøm til at være  $283 \mu A$ , se figur 14.10.



Figur 14.10: Resultatet efter BI signalet er blevet lavpas filteret

Figur 14.11 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 14.11: Resultatet af integrationen af hardware og software.

## 14.3 Acceptttest

### 14.3.1 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 14.2 præsenteres use casens resultat udfald.

Use case nr.	Krav type	Testresultat
1	Funktionelle krav	Godkendt

### 14.3. Accepttest

2	Funktionelle krav	Godkendt
3	Funktionelle krav	Godkendt

Tabel 14.2: 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 7, hvorfor dette krav ikke er opfyldt.

## 14.3. Accepttest

### 14.3.2 Ikke-funktionelle krav

Tilforskæl 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. Disse skal være testbart. Herunder opsummeres resultaterne af accepttesen 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 14.3: Resultaterne for de ikke-funktionelle krav, der er defineret i kravspecifikationen

Som det ses i tabel 14.3 er der en del krav, der er mærkeret som ej testbart under accepttesten. Gruppen har været fuld bevidst om at disse krav ikke er testbart, men har alligevel medtaget 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, der ikke testet.

# Diskussion af resultater

15

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.

## 15.1 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 gør, 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 måleren. Dette er ikke med i designet af BI måleren og derfor ikke tage høje for dette. Det kan være en mulig tilføjelse til BI måleren, da reference elektrode bliver brugt hvor man ønsker at måle BI signaler simultant med EMG signaler[7].

## 15.2 AA filter

BI signalet afhænger af at AA filteret er korrekt bygget og fungere 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.

## 15.3 Simultane målinger

Ved at kunne foretage simultane målinger med BI og EMG signal, er hele essensen med at have disse to parametre. Dette gør at detektionen af et synk bliver mere valide, da der vil kunne konkluderes om det var et synk og ikke en anden bevægelse ved det pågældende tidspunkt.

## 15.4 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] [? ]. Forskellige placeringer af elektroder har indflydelse på det optagte BI signal[16].

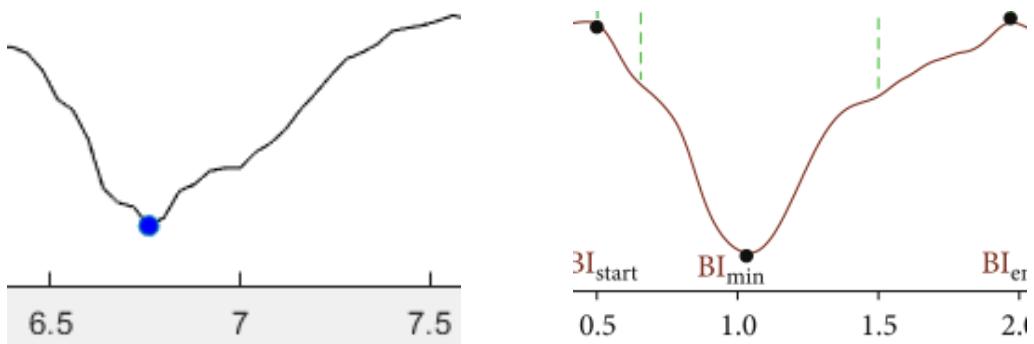
## 15.5 Digital signal behandling

### 15.5 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 være med til at det er muligt at signal behandle BI signal i det digitale domæne. Behandlingen af envelope i det digitale domæne, gjorde at det nu ikke var nødvendigt med yderligere hardware komponenter, såsom ensretter og et lavpas filter.

### 15.6 GUI

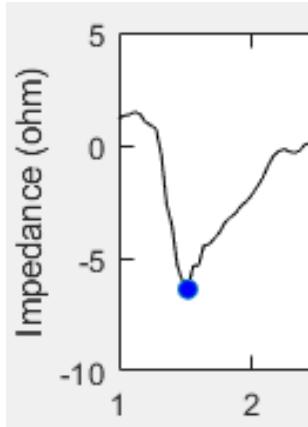
Figur 15.1 og 15.2 viser et synk, optaget med SRM og et fra en anden BI måler. Når disse to synk bliver stillet op imod hinanden ligner de meget godt hinanden. Både længden af synket og selve synkets bakkedal er sammenlignelige. Længden af synket kan i begge tilfældet aflæses til at være ca. et sekund. 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 prototype BI måler.



Figur 15.1: Et synk målt med SRM. X aksen viser tid (s).  
Figur 15.2: Et synk målt i en artikel[6]. X aksen viser tid (s).

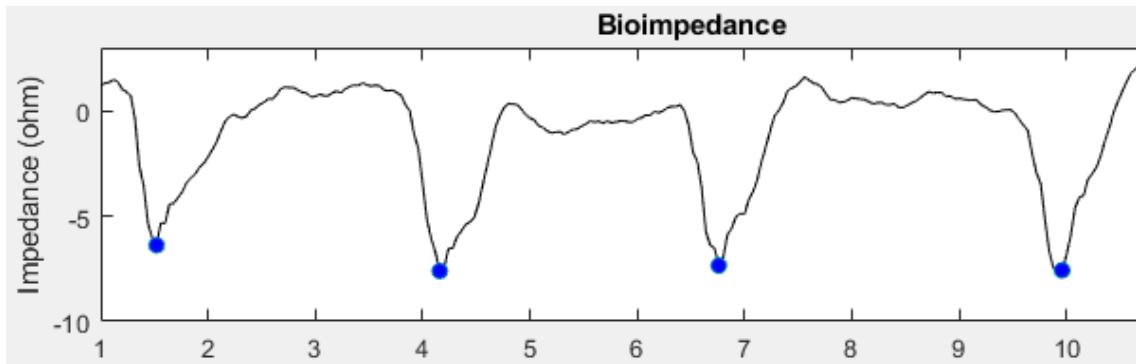
Variationen i et synk består af en ændring af impedansen på  $5\Omega$  [14, s. 49]. I figur 15.3 kan et synk målt med SRM aflæses til at gå ned til ca.  $5\Omega$ . Den målte ændring lægger sig fint og af hvad litteraturen oplyser. Ved en yderligere fintuning af den digitale signal behandling af BI 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 for endnu bedre synk.

## 15.7. EMG måler



Figur 15.3: 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 15.4. Disse synk illustreres med blå prikker. I Algoritimen 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.

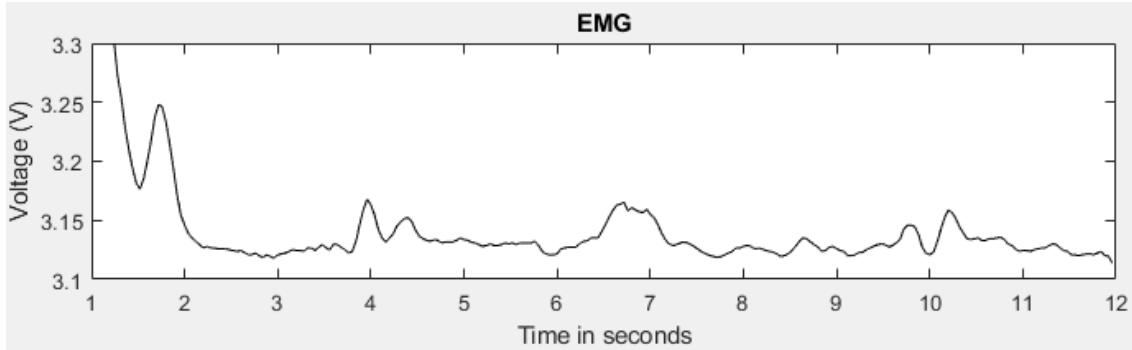


Figur 15.4: Algoritmen der finder antal synk i en måling og informere sundhedspersonalet om antallet i GUI.

## 15.7 EMG måler

På figur 15.5 er EMG målingen vist. EMG måleren 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.

### 15.7. EMG måler



Figur 15.5: En EMG måling med SRM. Her kan der aflæses fire udsving på EMG signalet.

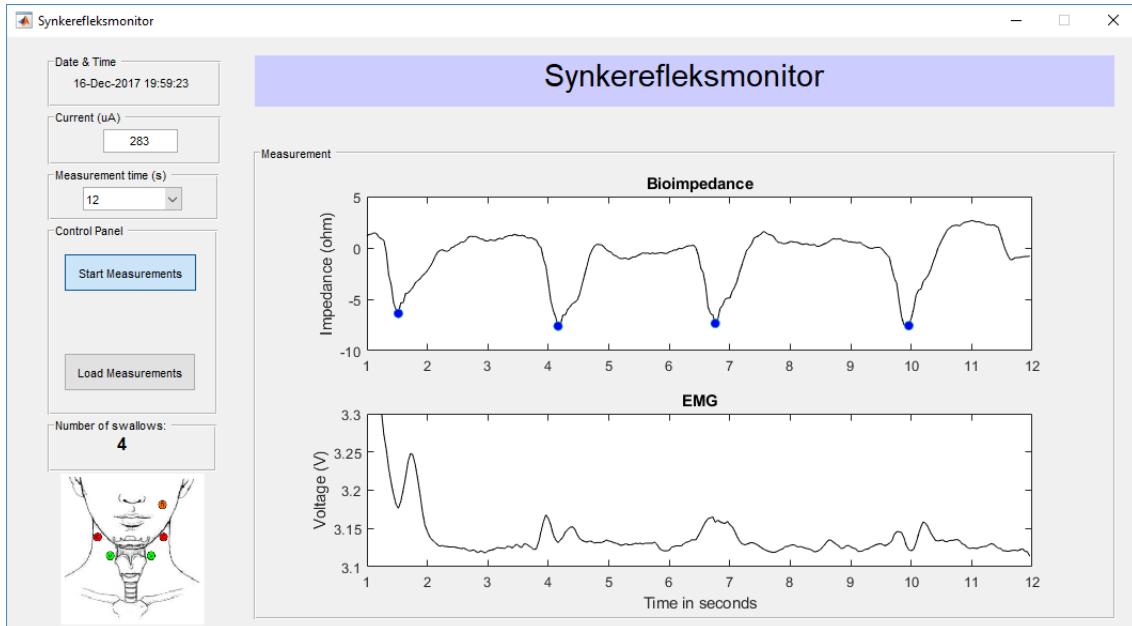
Det målte EMG signal kan sammenlignes med et EMG signal fra MyoWare Muscle Sensor's datablad *Bilag 15 - Datablade*. EMG signalet ser ud til at have samme peak, ved hvert EMG aktivitet. Udføringen med EMG måleren var, at optil det første sekund af en måling, genererede EMG måleren en høj peak. Hvilken kan muligvis relateres til når funktionsgeneratoren starter, når der foretages en måling. Dog påvirker det ikke resten af målingen.



Figur 15.6: Et eksampel på EMG signal fra MyoWare Muscle Sensor's datablad.

Det færdige resultat af SRM kan ses på figur 15.7. Resultatet er simultane målinger af BI og EMG. I BI 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.

## 15.7. EMG måler



Figur 15.7: 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.

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

# Konklusion 16

---

Formålet med bachelorprojektet var at udvikle et device bestående af en prisbillig bioimpedans måler og EMG måler. Deviceet skulle tilsammen kunne monitorere og detektere synkefrekvensen hos personer der er ramt af dysfagi. Dette device har resulteret i et proof-of-concept system kaldet SRM. Bachelorprojektet startede med en analyse af baggrunden for Dysfagi, og samtidig opbygning af bioimpedans måler. Dette resulterede i en række krav som blev prioriteret vha. MoSCoW-metoden. SRM har gennem acceptesten 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 kommerciel BI måler, selvom gruppen var besiddelse af denne.

Resultaterne fra test af SRM kan det konkluderes at det var muligt at monitorere både BI og EMG signaler simultant, samtidig mens synk detekteres vha. algoritme. Det var ikke muligt at foretage test 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 for ringe. Det skyldes bl.a. at SRM er implementeret på et fumlebræt, 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 elektroteknisk. 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 beslutningsunderstøttene værktøj for klinikeren.

# Fremtidigt arbejde 17

---

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.

## 17.1 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*.

## 17.2 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.

## 17.3 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.

## 17.4 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 ekscludere emg signalet. Det man i stedet gør 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 [17].

## 17.5 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.

## 17.6 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.

## 17.7 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.

## 17.8. Anvendelsesmuligheder

### **17.8 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 synespisevanskeligheder 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 18

---

## *Bilag 1 - Kravspecifikation*

Indholder 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 funktionelle krav ver. 1.0 & 1.1.

## *Bilag 3 - Analyse*

## *Bilag 4 - Arkitektur*

## *Bilag 5 - Design*

## *Bilag 6 - Implementering og test*

## *Bilag 7 - Samarbejdsaftale*

## *Bilag 8 - Om Dysfagi*

## *Bilag 10 - Forprojekt*

## *Bilag 11 - Mail korrespondance*

## *Bilag 12 - Søgeprotokol*

## *Bilag 13 - Indkøb- og ordreseddel*

## *Bilag 14 - 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 15 - Datablade*

Analog Discovery, INA128P, LM318, OP27G, MyoWare Muscle Sensor

## *Bilag 16 - Værktøjer*

## *Bilag 17 - Tidsplan*

## *Bilag 18 - Møder*

# Figurer

---

5.1	Illustration af, hvordan emg-og bioimpedans signaler opfører sig under vejrtrækning og mad/drikke indtagelse[6] . . . . .	9
5.2	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 . . . . .	10
5.3	Illustration af det overordnet system som dette projekt vil realisere . . . . .	11
6.1	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 en anden aktør. . . . .	13
6.2	UseCase diagram for synkerefleksmonitoren. Systemet består af tre usecases, der tilsammen bruges til at starte, måle, oploade tidligere målinger og gemme BI og EMG målinger . . . . .	15
8.1	ASE-modellen[11] . . . . .	20
8.2	V-modellens udviklingsfaser[11] . . . . .	20
8.3	Den modifieret ASE-model. . . . .	21
9.1	Diagram over det angivet kredsløb fra artiklen[9] . . . . .	24
9.2	Diagram over testopstilling af det angivet kredsløb . . . . .	25
9.3	Illustration af testopstillingen på et fumlebræt. Testopstillingen indeholder en instrumentationsforstærker, INA128, til venstre og en strømgenerator, LF412CN, til højre. . . . .	25
10.1	Figuren viser de enkelte komponenter, som hardware-delen består af. Overordnet består systemet af en Bioimpedansmåler, en EMG-måler og enhed som både bruges til som dataopsamlingsenhed og funktionsgenerator. Udover det er der en PC blok. . . . .	28
10.2	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 repræsenter en bioimpedansmåler-apparat og den anden blok repræsenter en elektromyografi-apparat. . . . .	29
10.3	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. . . . .	31
11.1	Figuren viser de enkelte komponenter, som skal designes for at realisere SRM. .	32

## Figurer

11.2	Figuren viser AD's funktion i det samlede system. AD fungerer som funktionsgenerator og som dataopsamlingsmodul. . . . .	33
11.3	Figuren viser diagram for Instrumentationsforstærker 1 med tilhørende portnavne. . . . .	34
11.4	Figuren viser diagram for Instrumentationsforstærker 2 med tilhørende portnavne. . . . .	35
11.5	Figuren viser diagram for spændingsdeler. . . . .	35
11.6	Figuren viser diagram for strømgenerator med tilhørende portnavne. . . . .	36
11.7	Figuren viser diagram for OP-AMP med tilhørende portnavne. . . . .	37
11.8	Figuren viser diagram for AA filter med tilhørende portnavne. . . . .	38
11.9	Figuren viser et UML-aktivitetsdiagram over den interne logik i funktionen <i>Process_Measurements</i> , hvor BI signalet bliver behandlet. . . . .	40
11.10	Figuren viser sekvensen af programmets kode . . . . .	41
11.11	Figuren viser designet af GUI til SRM. . . . .	42
12.1	Et diagram der illustrerer, hvordan hele systemets hardware komponenter skal implementeres på et fumlebræt. . . . .	43
12.2	Et foto af alle komponenter implementeret på et fumlebræt. . . . .	44
12.3	Et nært billede af, hvordan SRM'en er bygget på et fumlebræt. . . . .	44
12.4	Her ses et foto af, hvordan elektroderne er koblet til måleobjektet. De yderste 2 elektroder på hver sin side benyttes til at transportere strøm(I) til måleobjektet. De to inderste 2 elektroder anvendes til at måle spændingsfaldet(V), når måleobjektet synket. De 3 små elektroder, der ses øverste, bruges til at måle emg	45
14.1	Output-strømmen af strømgeneratoren, når belastningen varieres fra $1 - 10k\Omega$ .	50
14.2	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. .	51
14.3	Resultat om filterets virkning fra Network Analyzer i waveforms. . . . .	52
14.4	Den ønskede simultane måling med to signaler. . . . .	52
14.5	Resultatet af dobbelt ensretning af BI signalet. . . . .	53
14.6	Resultatet efter BI signalet er blevet lavpas filteret . . . . .	53
14.7	Strømmen uden påsatte elektroder . . . . .	54
14.8	Strømmen med påsatte elektroder . . . . .	54
14.9	Resultatet af den nye spektrumanalyse. . . . .	54
14.10	Resultatet efter BI signalet er blevet lavpas filteret . . . . .	55
14.11	Resultatet af integrationen af hardware og software. . . . .	55
15.1	Et synk målt med SRM. X aksen viser tid (s). . . . .	59
15.2	Et synk målt i en artikel[6].X aksen viser tid (s). . . . .	59
15.3	Et synk målt med SRM, hvor synket er droppet til ca. $5\Omega$ . Dette er indenfor området for ændringen af synkets impedans. . . . .	60
15.4	Algoritmen der finder antal synk i en måling og informere sundhedspersonalet om antallet i GUI. . . . .	60
15.5	En EMG måling med SRM. Her kan der aflæses fire udsving på EMG signalet. .	61
15.6	Et eksampel på EMG signal fra MyoWare Muscle Sensor's datablad. . . . .	61
15.7	Det komplette interface af SRM. . . . .	62

# Tabeller

---

5.1	indeholder gruppemedlemmernes navne og hovedansvarsområder . . . . .	11
6.1	Aktørbeskrivelse for det samlede system . . . . .	13
6.2	MoSCoW opdeling af kravene til synkerefleksmonitoren. . . . .	14
6.3	Fully dressed for use casen <i>Start Measurements</i> . . . . .	16
10.1	Tabellen viser blokbeskrivelse for to blokke for SRM. . . . .	29
10.2	Figuren viser signalbeskrivelsen for to signaler for SRM . . . . .	30
11.1	Tabellen viser beskrivelse om tre funktioner der er designet for SRM's software del. . . . .	39
11.2	Tabellen tre funktioners vigtigste input og output parametre. . . . .	39
14.1	Oversigt over input og output for hver komponent. . . . .	54
14.2	Resultaterne for de funktionelle krav, der er defineret i kravspecifikationen . . .	56
14.3	Resultaterne for de ikke-funktionelle krav, der er defineret i kravspecifikationen	57

# 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] Yoshitake Yamamoto, Yasuhiko Seki, Kinya Utsuyama, and K E N Akashi. Neck Electrical Impedance for Measurement of Swallowing. 118(3):35–44, 2000.
- [17] H. Nahrstaedt, T. Schauer, and R.O. Seidi. Bioimpedance based measurement system for a controlled swallowing neuro-prosthesis. *Artificial organs*, 34(8):A38, 2012.