



AARHUS SCHOOL OF ENGINEERING

BACHELORPROJEKT

Synkerefleksmonitor

Projektnummer: 17129

Udarbejdet af:

Martin Banasik

(201408398)

Mohammed Hussein Mohamed

(????)

Vejleder:

Thomas Nielsen

Bivejleder:

Samuel Alberg Thrysøe

19. december 2017

Resumé Abstract 1

Indholdsfortegnelse

Kapitel 1	Resumé Abstract	1
Kapitel 2	Forord	4
Kapitel 3	Forkortelser	5
Kapitel 4	Ordforklaringer	6
Kapitel 5	Indledning	7
5.1	Baggrund	7
5.2	Problemformulering	9
5.3	Formål	9
5.4	Projektdeltagere og hovedansvarsområder	10
Kapitel 6	Krav	11
6.1	Systembeskrivelse	11
6.2	Aktørbeskrivelse	12
6.3	Funktionelle krav	13
6.4	Ikke-funktionelle krav	16
Kapitel 7	Afgrænsning	17
Kapitel 8	Metode og proces	18
8.1	Udviklingsværktøjer	18
8.1.1	Analyse og designmetode	18
8.2	Den gennemførte proces	21
8.3	Beskriv Processen 1-2 sider - ikke tekniske del	22
Kapitel 9	Analyse	24
Kapitel 10	Arkitektur	27
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
Kapitel 11	Design	32
11.1	Hardware	32
11.1.0.1	Analog Discovery	32

Indholdsfortegnelse

11.1.0.2 Instrumentationsforstærker	34
11.1.0.3 Strømgenerator	34
11.1.0.4 OP-AMP	35
11.1.1 AA filter	35
11.2 Software	36
Kapitel 12 Implementering	37
12.1 Hardware	37
12.2 Software	39
Kapitel 13 Test	42
Kapitel 14 Resultater	43
Kapitel 15 Diskussion af resultater	44
Kapitel 16 Konklusion	45
Kapitel 17 Sikkerhed	46
Kapitel 18 Fremtidigt arbejde	47
Kapitel 19 Bilagsliste	48
Figurer	49
Tabeller	51
Litteratur	52

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 vejleder er tilknyttet Ingeniørhøjskolen Aarhus Universitet.

Bachelorprojektet 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. Udover dokumenter er der også source kode og billeder. Disse dokumenter afleveres på www.eksamen.au.dk som pdf og zip-fil.

Forkortelser 3

SRM - Synkereflexmonitor

BI-måler - Bioimpedans-måler

EMG-måler -

BDD -

IBD -

AD - Analog Discovery

ADC - Analog-til-digital-konverter

LSB - Analog-til-digital-konverter

VCCS - Analog-til-digital-konverter

GBWP - Gain Bandwidth Product

Ordforklaringer 4

SRM - Medicinsk teknologivurdering

VCR - Vstdansk Center for Rygmavsskade

FilterPro -

Indledning 5

5.1 Baggrund

En normal synkeproces er kendetegnet, ved at føden fra den bageste del af mundhulen transporteres 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 synkebesværligheder.
- 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 synkebesværligheder, en all-around klinisk undersøgelse, der estimerer synkebesværlighedens 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 klinikeren rapporterer undervejs i undersøgelsen og dette kan forringe undersøgelsens reproducerbarhed. Resultatet kan være underdiagnostik og derved dårlig tilrettelæggelse af et behandlingsforløb. I *Bilag 8 - Om Dysfagi* belyses hvordan FEES og FVES foretages. Begge undersøgelser anvendes til at vurdere aspirationsrisiko og til at angive anbefalinger for oral indtagelse, men flere studier viser, at begge metoder ikke er 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 vejtrækning 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 droppet 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 kommerciel 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

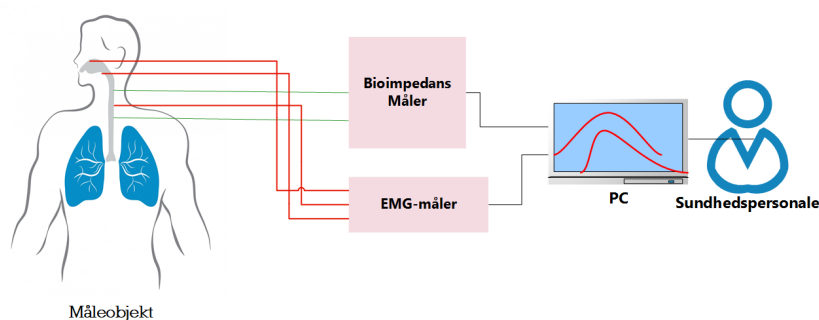
Dette projekt undersøger muligheden for at udvikle et device, der består af en bioimpedans sensor og en EMG-måler, der tilsammen kan monitorere og detektere synkefrekvensen hos raske personer. Deviceet bliver fremover omtalt som synkereflexsmonitor(SRM). Dette Projekt vil søge svar på følgende spørgsmål:

- 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 systematisk og ikke-systematisk litteratursøgning vil disse spørgsmål blive besvaret gennem dette projekt.

5.3 Formål

Formålet med dette projekt er at udvikle et produkt, der består af en bioimpedans-måler(BI-måler), der kan måle pålidelige bioimpedans signaler, samt kombinere BI-måleren med en kommerciel 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 5.2.



Figur 5.2: 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

5.4. Projektdeltagere og hovedansvarsområder

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 isolere sig kun til sit ansvarsområder. 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

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 udspecificeret af gruppens medlemmer uden indblanding af projektets udbyder. Fra udbydernes side var der kun et ønske om at bidrage med udvikling af nye metoder til udredning af dysfagipatienter, hvilken dette projekt også har intentioner om.

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

6.1 Systembeskrivelse

Figur 6.1 illustrer 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 illustrer 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

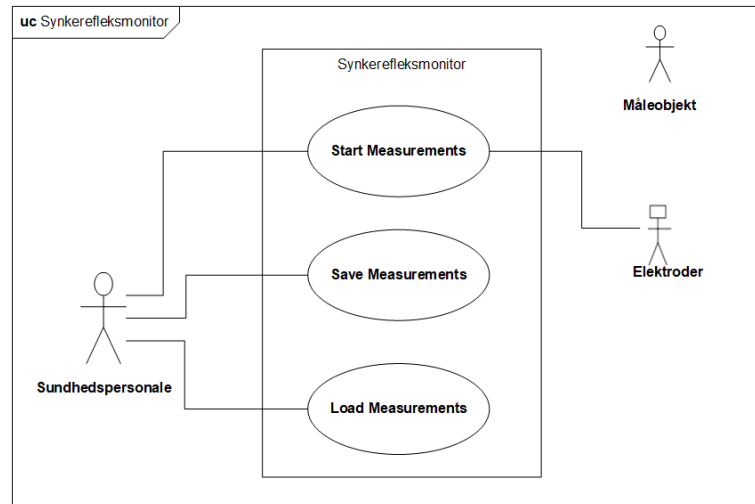
Tabel 6.2 beskriver de funktionelle krav, der stilles til applikationen SRM'en. Nogle krav er vigtigere end andre, og de prioriteres vha. MosCow-metoden. Kravene i *Must og Should* kategorien prioriteres højest. I dette projekt bestræbes det at opfylde kravene i *Must og Should*.

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

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 synkerefleksmonitoren. Systemet består af tre usecases, der tilsammen bruges til at starte, måle, oploade tidligere målinger og gemme BI og EMG målinger

Use Case 1 - Start Measurements: Denne use case bruges bl.a. til at igangsætte en måling. Når sundhedspersonalet trykker på denne knap, køres der en række funktioner, der til sammen, starter, måler, 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">1. Sundhedspersonalet trykker på knappen "Start Measurements "2. En række funktioner køres automatisk og systemet sørger for at to målinger foretages simultant <p>[<i>Undtagelse 2.a:</i>] Systemet foretager ikke målinger</p>
Undtagelser	<ol style="list-style-type: none">2.a Applikationen genstartes og hovedscenarie 1 i use casen gentages

Tabel 6.3: Fully dressed for use casen Start Measurements

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 projekts tilfælde gruppen, opfatter som kvalitet. Ved brug *(F)URPS* skal man tage stilling til produktets funktionalitet, brugervenlighed, pålidelighed, ydeevne og supportering [10]. Man kan vælge at udvide modellen til *(F)URPS⁺*. Her skal man yderligere forholde sig til flere kvalitetsbegreber. Lige som i de funktionelle krav er de ikke-funktionelle krav prioriteret ved brug af Moscow-metoden. Der er valgt at inddrage kun *must-kategorien*. I dette 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. Det skal oplyses at under de ikke-funktionelle krav er der medtaget nogle krav, som er svært at teste. Herunder ses én af dem:

- Synkerefeksmonitoren hardware skal kunne fungere under et temperaturforhold, der ligger mellem 10 til 40°C.

Selvom dette krav ikke kan testes, har vi valgt at inkludere det, da det er vigtigt at tage stilling til, hvordan produktet skal virke under varme 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 kræves 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 kommerciel BI-måler, har gruppen taget kontakt til Steven Brandtlov, fra Indkøb og Medicoteknik Skejby Sygehus, gennem Peter Johansen, lektor på Institut for Ingeniørvidenskab 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

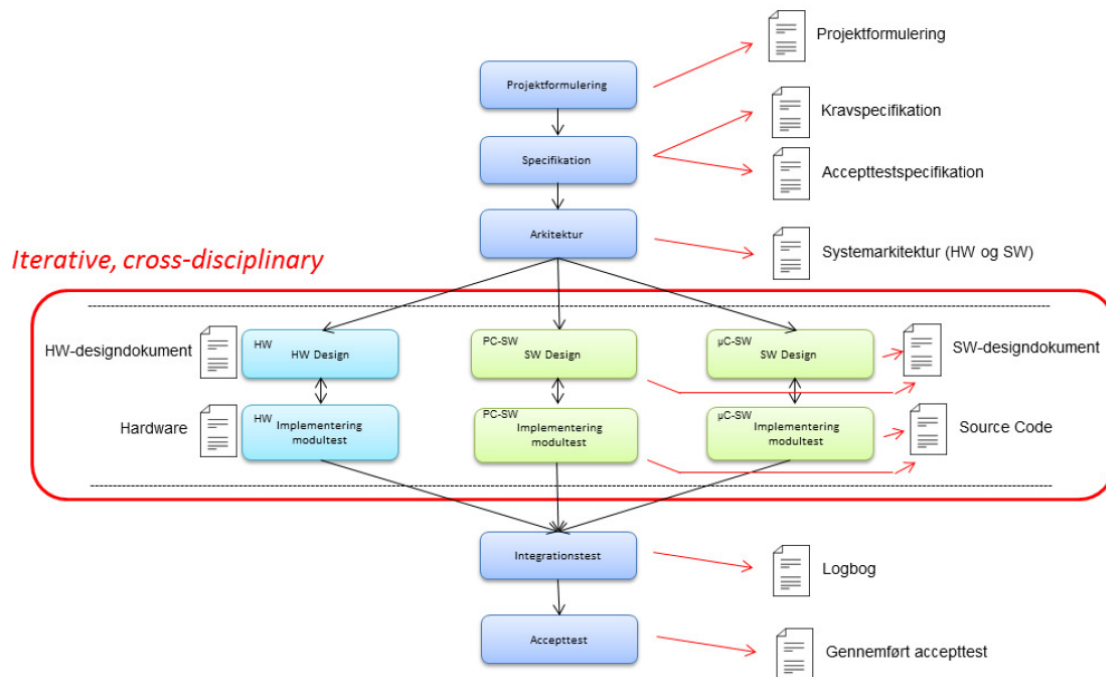
8.1 Udviklingsværktøjer

8.1.1 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.

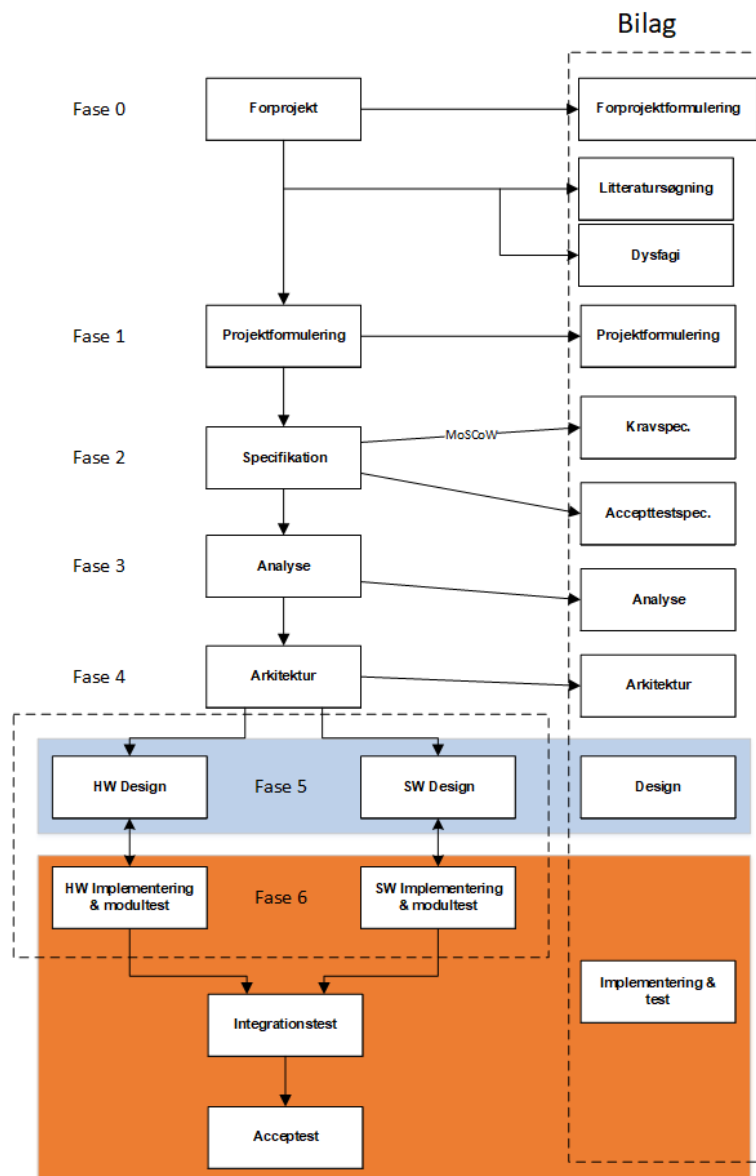
Udviklingsforløbet er udarbejdet efter V-modellen og ASE-modellen [11] som er udviklet af Aarhus Ingeniørskole. ASE-modellen anvendes til udvikling af software og hardware, som er delt op i faser. For hver fase kommer en række artefakter som tilsammen resulterer i et veldokumenteret bachelorprojekt. 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 er undersøger om alle krav i specificeret i kravspecifikationen er overholdt. Vejleder, Thomas Nielsen, lærer ved Aarhus Ingeniør Højskole, har deltaget i udførelsen af accepttesen, godkendt og underskrevet den. Brugen af ASE-modellen og kombinationen af V-modellen har resulteret i denne veldokumenteret rapport.

8.1. Udviklingsværktøjer



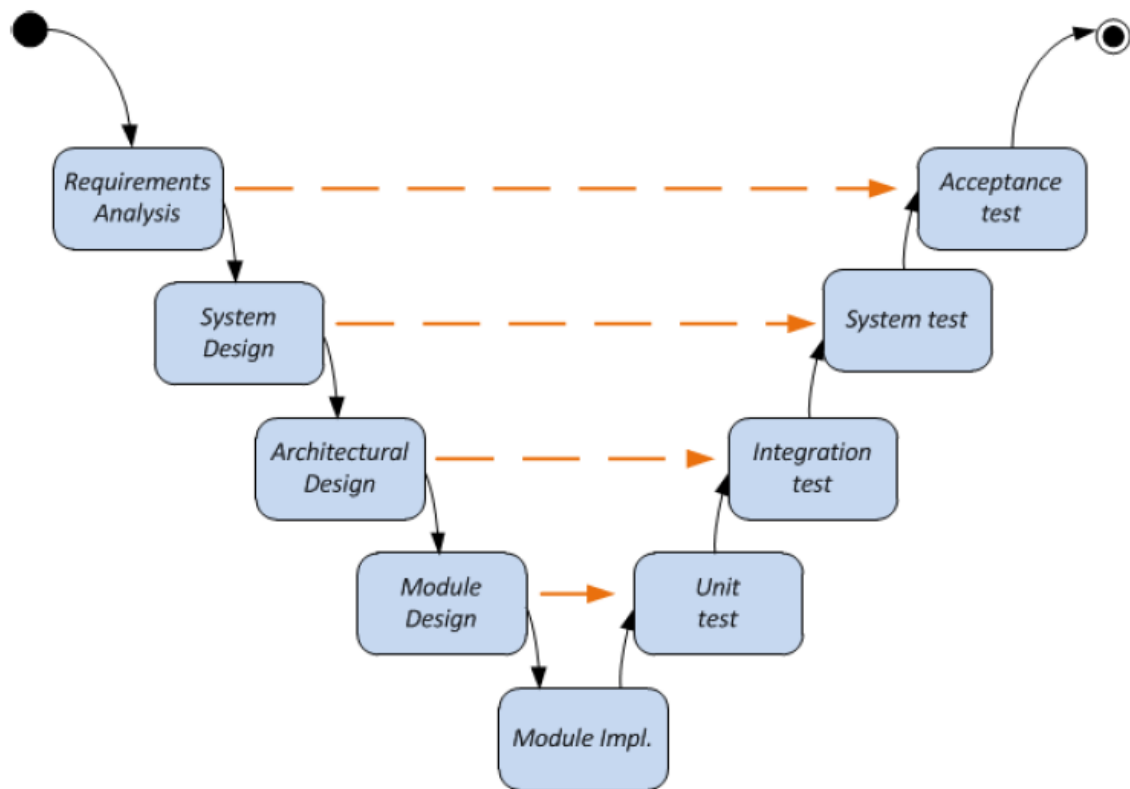
Figur 8.1: V-modellen

8.1. Udviklingsværktøjer



Figur 8.2: Den modificeret ASE-model.

8.2. Den gennemførte proces



Figur 8.3: V-modellens udviklingsfaser[?]]

Til beskrivelse samt opbygning af Synkereflexmonitor er der fra ISE benyttet metoden SysML. SysML er brugt til diagramanalyse, specifikation, design og verificerer Synkereflexmonitor. Hvilket resulterer i en beskrivelse af systemets opbygning og kommunikation. Dernæst er der lavet en applikationsmodel, som giver det samlede overblik over Synkereflexmonitor. Applikationsmodellen består af en domænemodel, hvor alle aktiviteterne i synkereflexmonitor er beskrevet samt tilhørende klassesdiagrammer med metoder fra sekvensdiagrammer som beskriver systemets virkning og interaktionen mellem de forskellige dele, som er specifikt for hvert use case.

Programmet Visio er blevet brugt til udvikling af alle SysML- og UML-diagrammer. Koden og GUI er skrevet og udviklet i Matlab. Rapporten, bilag, mødereferater og logbog er skrevet i tekstsproget Latex på hjemmesiden Overleaf.

8.2 Den gennemførte proces

Bachelorprojektet startede med at få lavet en tidsplan over hele forløbet, med udkast fra bachelorforprojektet. Her blev der brugt TeamGantt som projektstyringsværktøj, til oprettelse af tidsplanen, som er en online portal hvor alle gruppedeltager har mulighed for at se og rette i tidsplanen. Siden er bygget op om et Gantt-skeam som viser aktiviteterne i kalenderformat, som bruges til at dokumenterer planlægningen[? , s. 297]. Ved brug af versionshistorik af tidsplanen, var det muligt at følge ændringer undervejs i projektet. *Se*

8.3. Beskriv Processen 1-2 sider - ikke tekniske del

Bilag 2 for versionshistorik af tidsplanen. Projektet brugte TeamGantt kun til grovplaner med strukturen efter ASE-modellen. Udførelsen af de enkelte elementer fra ASE-modellen blev udført ved brug af V-modellen, for at opretholde en høj kvalitet i projektet. V-modellen sikre at hver fase er færdig og giver mulighed for at test løbende før næste fase begynder[? , s. 12].

Undervejs er de specifikke opgaver oprettet, for hvert sprint, i programmet Pivotal Tracker. Når en opgave blev oprettet blev der taget op i gruppen hvilken prioritering opgaven skulle have ved brug af en terning fra 1 til 8 point. Hvert medlem viste sine valgte point. Ved uoverensstemmelse af point skulle hvert medlem argumentere og der blev diskuteret i gruppen om en fælles prioritering af opgaven.

- SysML og UML
- Husk referencer til litteratur, samt afvigelser fra teoriens metoder

8.3 Beskriv Processen 1-2 sider - ikke tekniske del

- Gruppedannelser
Bachelorprojekt gruppen
- Anvendelse af samarbejdsaftaler
Der er udarbejdet en samarbejdsaftale som kan ses i Bilag XX. Den er udarbejdet på bag grund af erfaringer fra tidligere projekter og hvad dette projekt kræver.
- Arbejdsfordeling
Arbejdsfordelingen af de praktiske opgaver og ansvarlige områder er beskrevet i samarbejdsaftalen. se bilag XX. Alle opgaver har været lagt ind i Pivotal Tracker hvor hvert medlem har kunne vælge opgaver efter interesse og efter den overordnet planlægning.
- Planlægning
Teamgantt er den overordnet planlægning som bliver diskuteret og redigeret hver fredag efter et sprint er fuldendt.
- Møder
Scrum møder hver dag kl. 8:30 som omhandler igangværende opgaver og status og fremgangen på disse. Møde hver fredag. 14 omhandlende ugens sprint og status sprintes opgaver.
- Projektledelse
Der er en ligefordelt ledelse i gruppen, med et fælles ansvar, med roller, opgave planlægning og organisering. Se samarbejdskontrakt bilag XX.
- Projektsadministration
Der er opdelt ansvarsopgaver i gruppen i mellem såsom, dokument ansvar og referant ved møder. Se den nærmere oversigt i samarbejdsaftalen Bilag XX.

8.3. Beskriv Processen 1-2 sider - ikke tekniske del

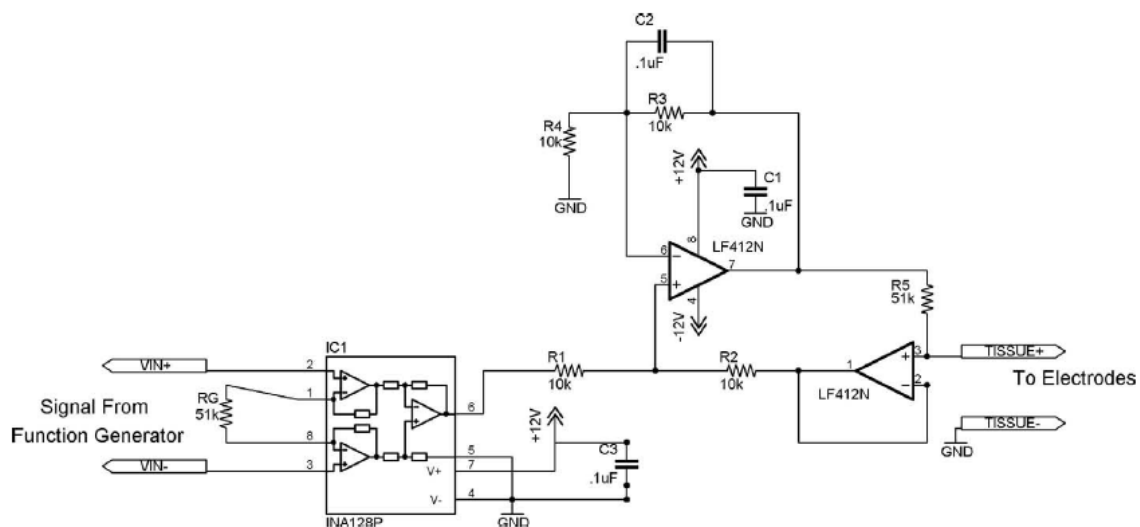
- Sprints (Scrum)

Gruppen har valgt at køre med ugentlige scrum sprints med værktøjet Pivotal Tracker.

Den gennemførte proces beskrives nærmere i procesbeskrivelsen i projektets bilag.

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.

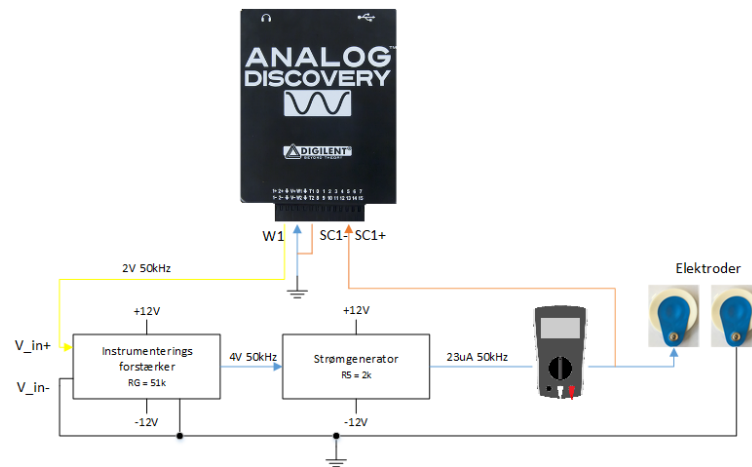


Figur 9.1: Diagram over det angivet kredsløb fra artiklen[9]

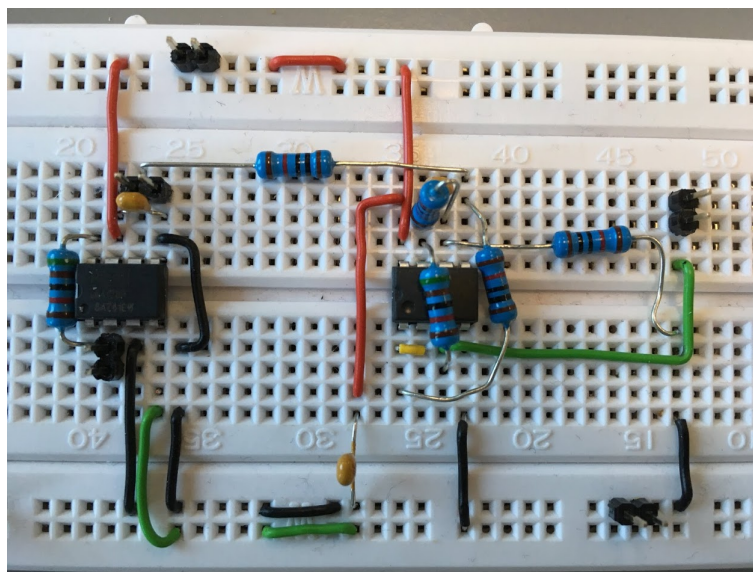
For at realisere BI-kredsløbet er der indkøbt præcist de samme elektriske komponenter som artiklens kredsløb gør brug af med undtagelse af udstyr som oscilloskop og funktionsgenerator. Disse udstyr har projektgruppens medlemmer selv anskaffet, se den samlede pris for disse komponenter i *Bilag 13 - Indkøb-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

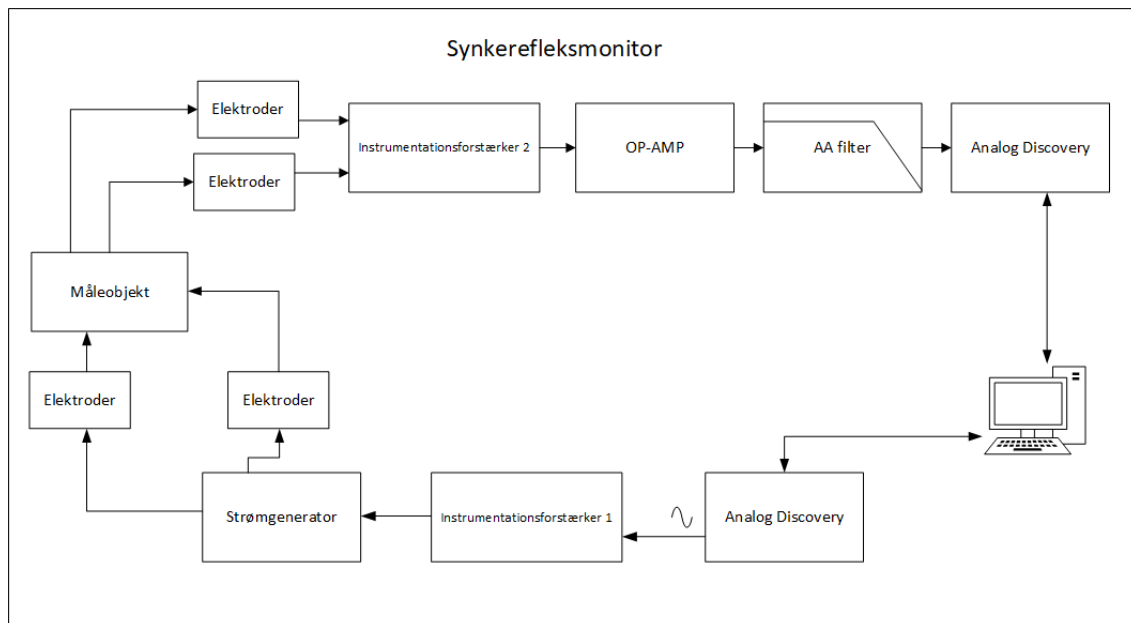


Figur 9.3: Illustration af testopstillingen på et fumlebræt. Testopstillingen indeholder en instrumentationsforstærker, INA128, til venstre og en strømgenerator, LF412CN, til højre.

Efter testen af kredsløbet, kunne det konstateres at kredsløbet ikke er i stand til at detektere et synk. At systemet ikke er i stand til at detektere et synk kan det fortolkes med følgende forklaringer:

- 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 målingens resultater.

Som konsekvens af det manglende synk, besluttede projektgruppen at designe et alternativt BI kredsløb, der skal detektere et synk. Det nye kredsløb kan ses på figur 9.4



Figur 9.4: Det nye system, som BI-måleren kommer til at bestå af. De nederste blokke til sammen transporterer strøm til måleobjektet, hvorimod de øverste blokke måler biosignal fra måleobjektet

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 funktionalitet af hver blok på 9.4 henvises der til *Bilag 4 - Arkitektur* og *Bilag 5 - Design*. Testresultaterne af BI kredsløbet på figur 9.1 kan læses i *Bilag 3 - Analyse*.

Arkitektur 10

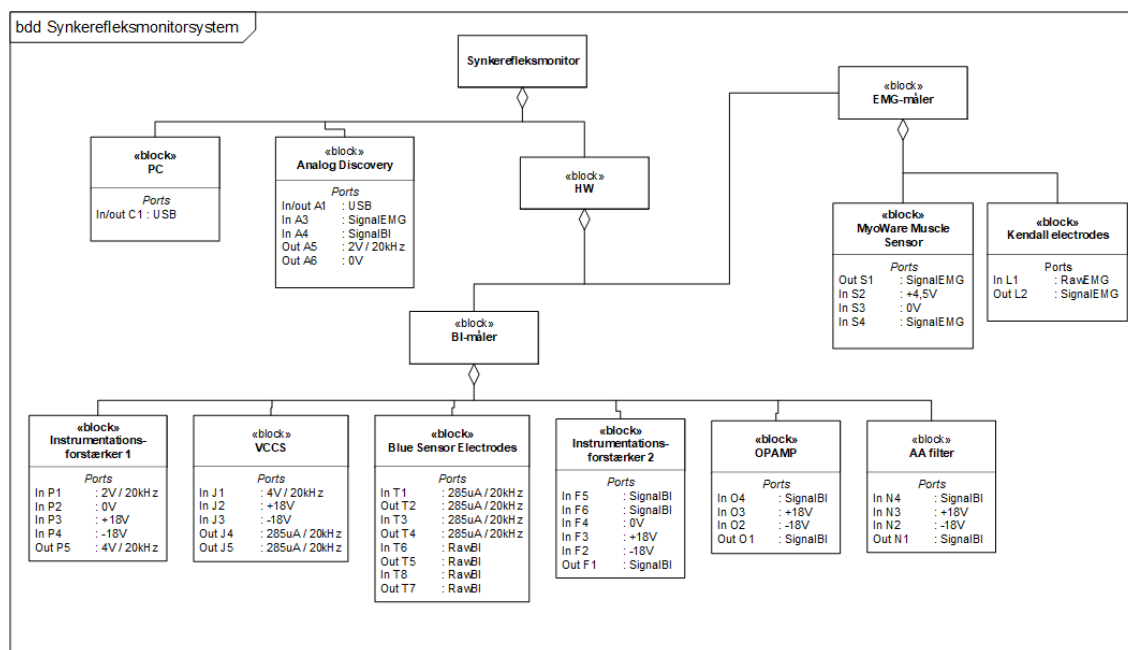
I dette kapitel beskrives systemets arkitektur for hardware og software. Arkitekturens formål er at tildele roller til de enkelte hardware og software komponenter. Når denne arkitektur er fast sat er det muligt at designe systemet i detaljer. Arkitekturen illustreres i hardware-delen i Blok definition 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. Udover 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 generer 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.

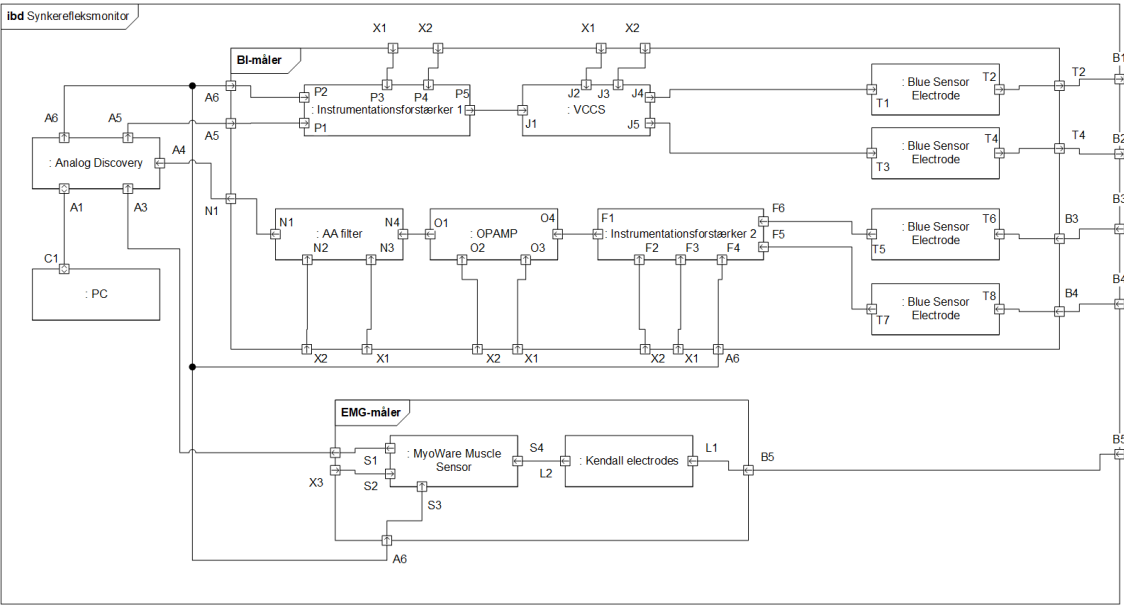
To yderligere elektroder (Blue Sensor Electrodes) påsættes på måleobjektet, for at måle en spændingsforskel. Biosignalet (spændingsforskellen) er svagt og støjfyldt (common mode støj), hvilke kræver at det bliver forstærket samt støjen reduceres. Selve forstærkningen forløber sig over en instrumentationsforstærker (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 ± 18 V.

EMG-måleren består af en Myoware Muscle Sensor og tre elektroder, der måler muskelaktiviteten over det valgte segment på måleobjekt. Det målte signal opsamles også vha. 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 illustrer 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 repræsenterer en elektromyografi-apparat.

10.1.3 Blokbeskrivelse

Da BDD og IBD ikke alene kan forklare blokkenes og signalernes funktionalitet, kan disse forklares præcist vha. af forklarende tekst 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	Dataoverførelse med Analog Discovery
		SignalEMG	Indgangssignal
		SignalBI	Indgangssignal
		2V,20kHz	Funktionsgenerator
		0V	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

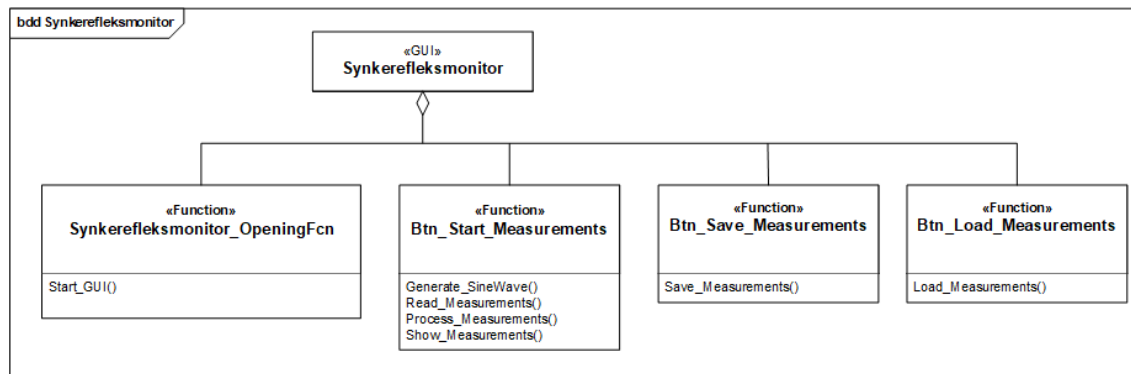
10.2.1 Blok definition diagram

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. Udover 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 synkereflexsmonitor.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 Synkereflexsmonitor. 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 målinger kan hentes frem via knappen "*Load Measurements*". Rækkefølgen hvori programmets kode eksekveres beskrives vha. et sekvens diagram, som kan læses i *Bilag 5 - Design*.

10.2. Software

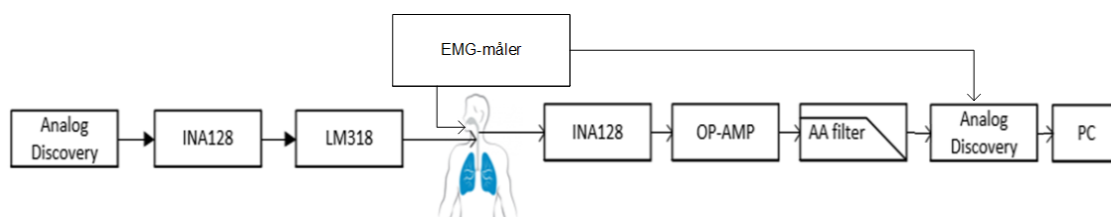


Figur 10.3: Figuren viser block definition diagrammet for det ønsket software. Diagrammet indeholder en hovedblok, der består af fire andre blokke, som hver indeholder Matlab funktioner. Disse funktioner tilsammen måler, analyserer og viser to målinger simultant.

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. Udover krav til de individuelle komponenter, er alle komponenter valgt efter at kunne håndtere en eksitationsspænding på ± 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.

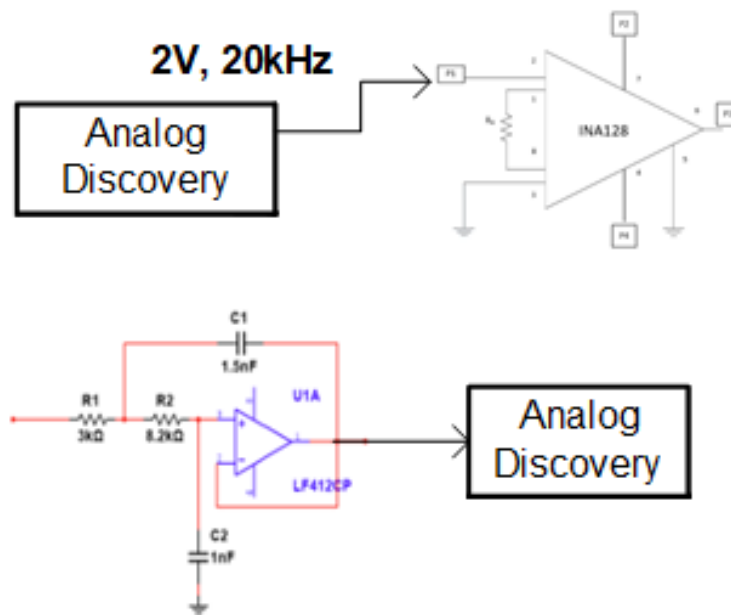


Figur 11.1: Figuren viser de enkelte komponenter, som skal designes for at realisere SRM.

11.1.0.1 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 ampiltuden 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 samplingsfrekvens 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 spændingsændring som ADC'en kan detektere. I henhold til AD's datablad, se *Bilag 15 - Datablad*, er denne opløsning på 14 bit, samtidig med et spændingsområde på 8 V, resulterer i en mindste spændingsændring 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

11.1.0.2 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 ene 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 k Ω . Udregning af R_G , diagram og stykliste kan ses i *Bilag 5 - Design*.

Instrumentationsforstærker 2

Den anden INA128 anvendes til at forstærke elektrofysiologiske signaler fra måleobjektet og undertrykkelse af common mode støj. Det ønskes at INA128 forstærker med 100 gange, da det forventes at den målte spændingsforskel ligger i milli- og mikrovolt området[12].

For at denne forstærkning 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 knæfrekvens på 25 kHz. Det er nu muligt at udregne R_G modstand, til 505 Ω . Til en fremtidig modultest af INA128's forstærkning, blev der designet en spændingsdelers til formålet. Udregning af R_G , diagrammer, stykliste og spændingsdelers kan ses i *Bilag 5 - Design*.

11.1.0.3 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 måling på et måleobjekt[13].

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 V/ μ s. Her vælges operationsforstærkeren LM318, da den oplyses i databladet til at have en slewrate på 70 V/ μ s og den består kun en operationsforstærker. Den forventet strøm blev udregnet til 283 μ A. Udregning af Howland pumpen, slew rate, diagram og stykliste kan læses i *Bilag 5 - Design*.

11.1. Hardware

11.1.0.4 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 ± 25 V.

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 k Ω og den anden modstand udregnes til 9 k Ω . Slew rate udregnes til 1,257 V/ μ s. Igen vælges operationsforstærkeren LM318, da den oplyses i databladet til at have en slewrate på 70 V/ μ s og den består kun en operationsforstærker. Udregninger af gain modstande og slew rate samt diagram og stykliste findes i *Bilag 5 - Design*.

11.1.1 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-aliaseringsfilter 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 dBpr. 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.

AA filteret designes derfor med følgende specifikationer:

- Aktivt lavpas
- 2. orden Butterworth
- Sallen key
- Knæfrekvens = 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 V/ μ s og GBWP til 2,5 Mhz. Her vælges operationsforstærker OP27G, da der i databladet kan aflæses i slew rate på 2,8 V/ μ s og GBWP på 8 MHz. Hvilket stemmer fint med de udregnet værdier. Derudover er OP27G

11.2. Software

kendt fra tidligere semesterprojekt, hvor denne også skulle fungere som et lav pas filter. Udregningerne for AA filter, bodeplot, stykliste samt diagram kan læses i *Bilag 5 - Design*.

11.2 Software

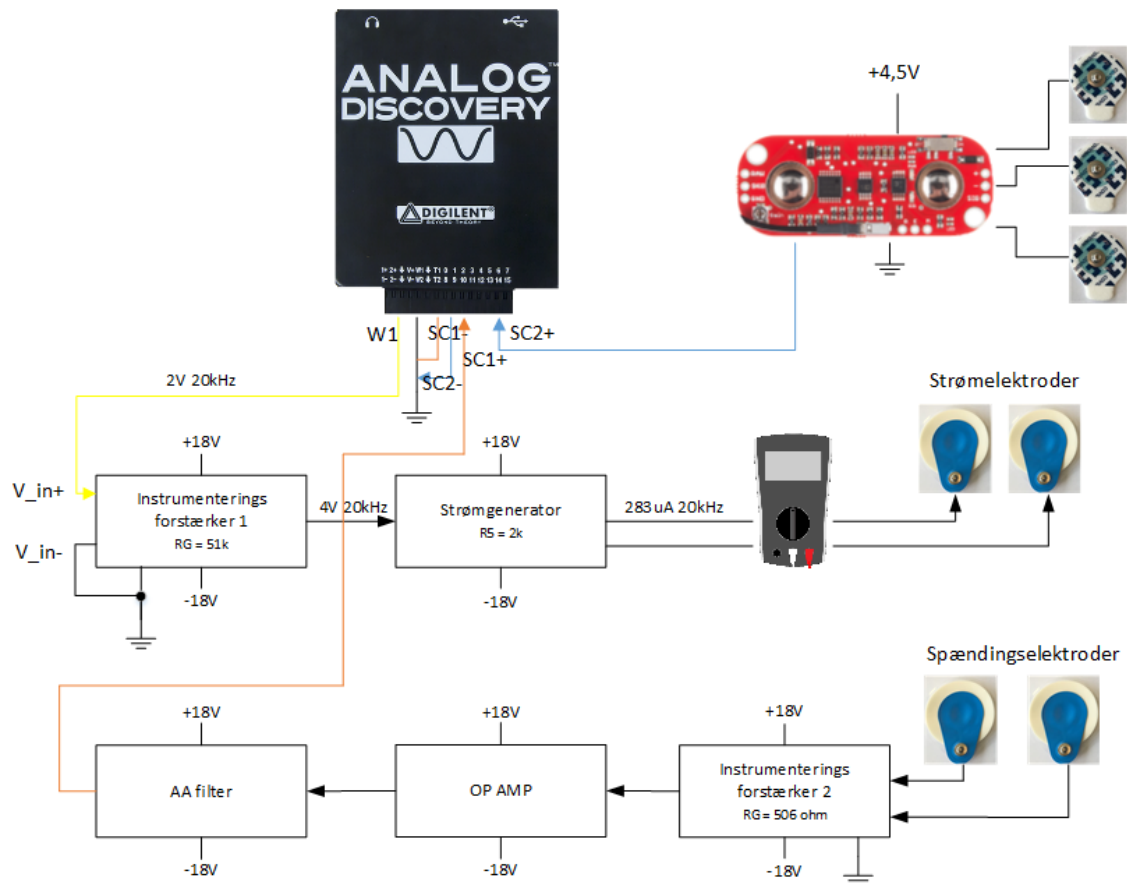
Dette afsnit omhandler designet af softwaren, som anvendes til at håndtere AD, dataopsamling, analysering og visning af bioimpedans og EMG-signaler.

Desuden indeholder bilaget et sekvens diagram, der giver en detaljeret beskrivelse af udvalgte funktioner/metoder, som styrer SRM hardware del.

Implementering 12

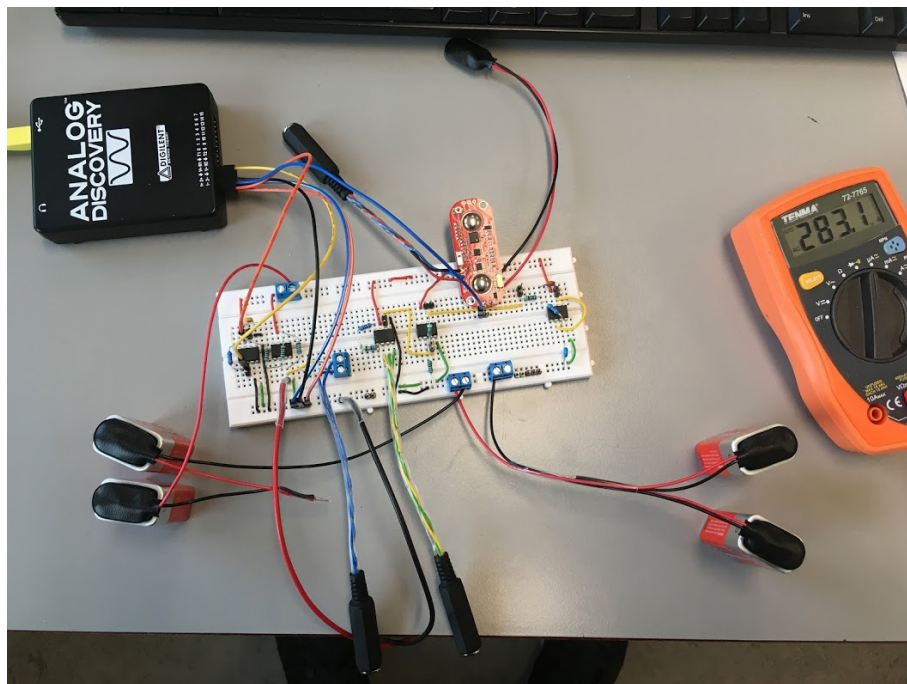
12.1 Hardware

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

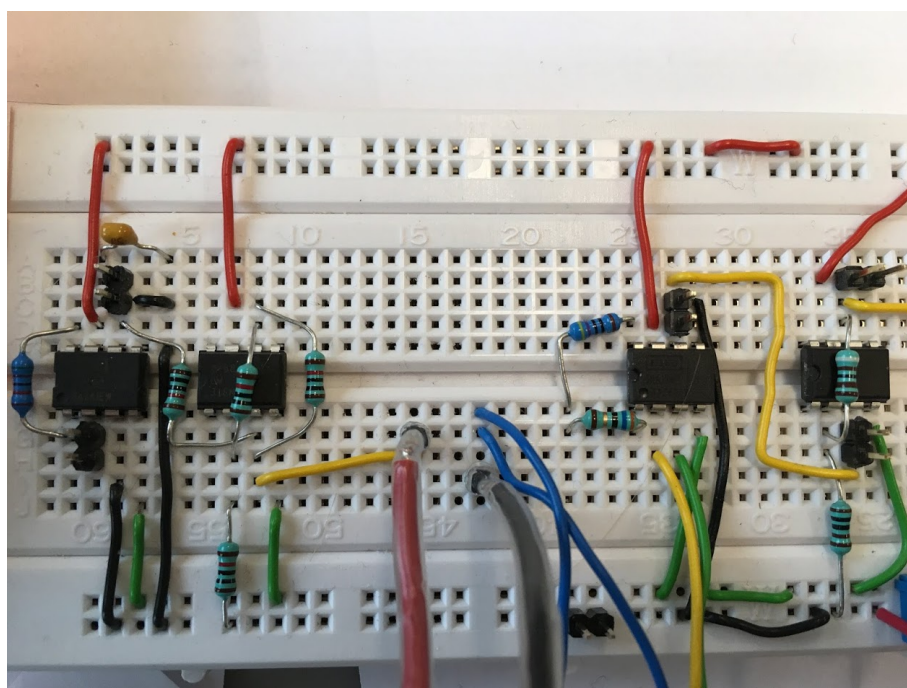


Figur 12.1: Et diagram der illustrerer, hvordan hele systemets hardware komponenter skal implementeres på et fumlebræt.

12.1. Hardware



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



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

12.2 Software

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

- Matlab forærer 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. Nedenunder ses en Callback knap, der indeholder en række funktioner, som er implementeret i hver sin script-fil og kaldes, når knappen aktiveres af brugeren ved at trykke på den. Én af disse funktioner er funktionen "*Process – Measurements*", som indeholder kodelinjer, der behandler data. Behandlingen af data sker i en bestemt sekvens, som kan udtrykkes vha. en aktivitets diagram, se 12.4.

```

1 function Btn_Start_Measurements_Callback(hObject, eventdata, handles)
2 handles = Generate_SineWave(handles);
3 handles = Read_Measurements(handles);
4 handles = Process_Measurements(handles);
5 guidata(hObject,handles);
6 handles = Show_Measurements(handles);
7 set(handles.txtSynk, 'String', length(handles.locs_synk));
8 set(handles.txtSynk,'Visible','On');
9 set(handles.Btn_Save_Measurements,'Visible','On');
10 guidata(hObject,handles);

```

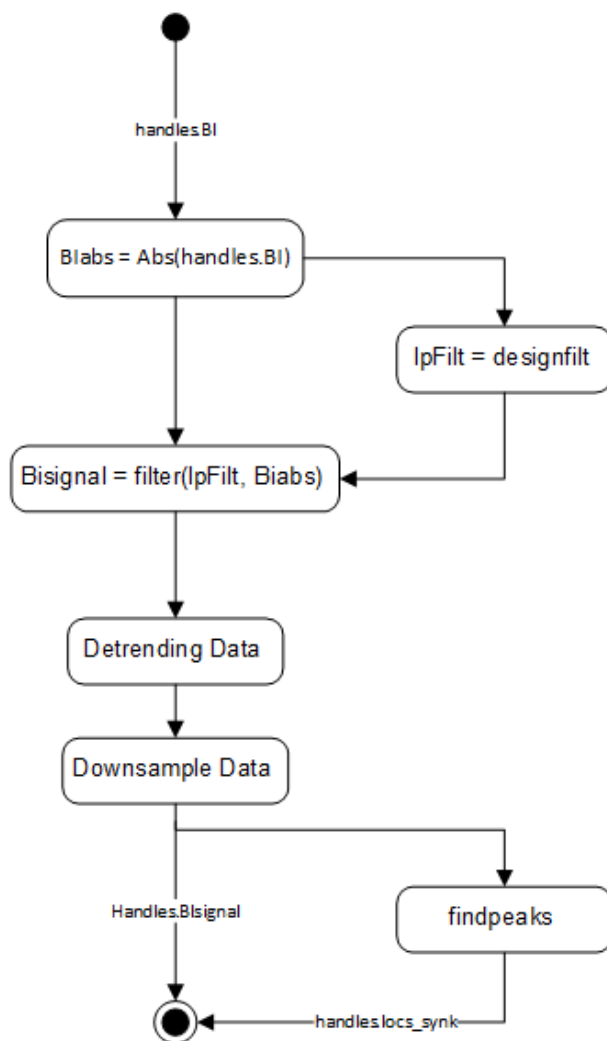
```

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);

```


12.2. Software

```
21
22 BI_data = BIsignal - f_y;
23
24 % Den indtastet stroem
25 strom = str2double(get(handles.txtstrom,'String'));
26 BI_dataImpedans = (BI_data/(strom*10^-5));
27
28 % Downsampler BI
29 downBI = downsample(BI_dataImpedans,20000);
30 % Smoother BI
31 smoothBI = smooth(downBI);
32
33 % Detekterer synk (peaks)
34 BI_inverted = -smoothBI;
35 [~,locs_synk] = findpeaks(BI_inverted,'MinPeakHeight',4.5,...
36                           'MinPeakDistance',30);
37
38 handles.locs_synk = locs_synk;
39
40 handles.BIsignal = smoothBI; %BI signalet gemmes i handles til senere visning
41
42 %% EMG
43
44 % Downsampler EMG
45 downEMG = downsample(handles.EMG,20000);
46 % Smoother EMG
47 smoothEMG = smooth(downEMG);
48
49 handles.EMGsignal = smoothEMG; %EMG signalet gemmes i handles til senere visning
50 %% TID
51 % Downsampler EMG
52 handles.TID = downsample(handles.timestamps,20000); % Nu har tid samme stoerrelse som BI og EMG
53 end
```



Figur 12.4: Figuren viser indholdet af kodeeksekvering i funktionen `"Process_Measurements"` i den del hvor der udføres envelope af det rå BI-signal. Først bliver det rå BI signal dobbeltensrettet og dernæst filtreret vha. digital lavpasfilter med knækfrekvens = 500 Hz og dæmper med 40 dB over en dekade. Til sidst bliver signalet detrended, downsampled og synk detekteres.

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

Test 13

Resultater 14

Diskussion af resultater 15

Konklusion

16

Dette bachelorprojekt har resulteret i et proof-of-concept system kaldet SRM. SRM består af en prisbillig bioimpedans måler som kan bruges som et detektionsværktøj, der kan detektere synk. SRM måler efter synk både fra BI perspektiv men også EMG perspektiv, der tilsammen giver større detekterbarhed. Alle målinger foretages og vises i selv samme GUI. Softwaren kan, analysere både BI og EMG signaler, vise begge signaler simultant, gemme signaler og hente tidligere målinger frem. 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. De resultater SRM har kunne producere har været til tider fine og andre gange for ringe. Det at SRM er bygget 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.

Bachelor projektet har omhandlet en del hardware udvikling. Dette resulteret i en start af projektet, hvor der var mange ting som skulle undersøges i hvordan BI måles og bygges. Det at have mulighed for at bygge videre på de tidligere semesters læring, hjalp dog en del.

Der er dog stadig en del yderligere udviklingsarbejde for at SRM for at gøre det mere stabilt og mere nøjagtigt nok til at senere kunne blive anvendt til klinisk brug på patienter.

Sikkerhed 17

Tiltænkt brugerscenarie. Tiltænkt anvendelse osv.

Fremtidigt arbejde 18

Bilag 1 - Kravspecifikation

Bilag 2 - Accepttestspecifikation

Bilag 3 - Analyse

Bilag 4 - Arkitektur

Bilag 5 - Design

Bilag 6 - Implementering og test

Bilag 7 - Samarbejdskontrakt

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

Figurer

5.1	Illustration af, hvordan emg-og bioimpedans signaler opfører sig under vejtrækning og mad/drikke indtagelse[6]	8
5.2	Illustration af det overordnet system som dette projekt vil realisere	9
6.1	Aktør-kontekst diagrammet illustrer 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.	12
6.2	UseCase diagram for synkereflexsmonitoren. Systemet består af tre usecases, der tilsammen bruges til at starte, måle, oplade tidligere målinger og gemme BI og EMG målinger	14
8.1	V-modellen	19
8.2	Den modificeret ASE-model.	20
8.3	V-modellens udviklingsfaser[?]	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
9.4	Det nye system, som BI-måleren kommer til at bestå af. De nederste blokke til sammen transporterer strøm til måleobjektet, hvorimod de øverste blokke måler biosignal fra måleobjektet	26
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 illustrer 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 repræsenterer 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
12.1	Et diagram der illustrerer, hvordan hele systemets hardware komponenter skal implementeres på et fumlebræt.	37
12.2	Et foto af alle komponenter implementeret på et fumlebræt.	38
12.3	Et nært billede af, hvordan SRM'en er bygget på et fumlebræt.	38
12.4	Figuren viser indholdet af kodeeksekvering i funktionen " <i>Process_Measurements</i> " i den del hvor der udføres envelope af det rå BI-signal. Først bliver det rå BI signal dobbeltensrettet og dernæst filtreret vha. digital lavpasfilter med knækfrekvens = 500 Hz og dæmper med 40 dB over en dekade. Til sidst bliver signalet detrended, downsampled og synk detekteres.	41

Tabeller

5.1	indeholder gruppemedlemmernes navne og hovedansvarsområder	10
6.1	Aktørbeskrivelse for det samlede system	12
6.2	MoSCoW opdeling af kravene til synkereflexmonitoren.	13
6.3	Fully dressed for use casen <i>Start Measurements</i>	15
10.1	Tabellen viser blokbeskrivelse for to blokke for SRM.	29
10.2	Figuren viser signalbeskrivelsen for to signaler for SRM	30

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. Bommersholdt, 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. Fiberoptic 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.