

---

---

# Bodyaugmentation som hjælpemiddel til aflastning af ALS-patienter

Projektrapport 4. semester

---

Skrevet af  
Gruppe 16gr4405





School of Medicine and Health  
Sundhedsteknologi  
Fredrik Bajersvej 7A  
9000 Aalborg  
<http://www.smh.aau.dk>

**Titel**

Bodyaugmentation som hjælpemiddel  
til aflastning af ALS-patienter

**Synopsis**

SKRIV SYNOPSIS HER

**Projekt**

Behandling af fysiologiske signaler

**Projektperiode**

01-02-2016 - 27-05-2016

**Projektgruppe**

16gr4405

**Gruppemedlemmer**

Linette Helena Poulsen  
Mads Kristensen  
Maria Kaalund Kroustrup  
Nirusha Jeevanandan  
Signe Hejgaard Kristoffersen

**Vejleder**

Steffen Frahm

**Antal sider: ???**

**Antal bilag: ???**

**Afleveret: 27-05-2016**

*Rapportens indhold er frit tilgængeligt, men offentliggørelse (med kildeangivelse) må kun ske efter aftale med forfatterne.*

# Forord

---

Denne rapport og dette projekt er udarbejdet af gruppe 16gr4405, 4. semesters-studerende på Sundhedsteknologi, Aalborg Universitet. Projektet er udarbejdet i perioden mellem den 1. februar og den 27. maj 2016 og tager udgangspunkt i semestrets tema *Behandling af fysiologiske signaler*. Yderligere er projektet udarbejdet på baggrund af projektforslaget *Udvikling af et EMG-baseret kontrolsystem til body-augmentation systemer*. Ifølge studieordningen for Sundhedsteknologi på 4. semester har projektet følgende formål: "*Med udgangspunkt i opnået viden, færdigheder og kompetencer på 3. semester arbejdes der med teori og metoder til opsamling og præsentation af signaler fra kroppen, men nu med fokus på digital signalbehandling og datakommunikation*". [1]

Der rettes tak til vejleder Steffen Frahm for god vejledning og et godt samarbejde. Herudover rettes der tak til John Hansen for hjælp til datakommunikation samt programmering.

## Læsevejledning

Projektrapporten er opdelt i 7 kapitler samt tilhørende bilag. Det første kapitel indeholder en indledning til projektet samt den initierende problemstilling. Andet kapitel består af problemanalysen, der er udarbejdet på baggrund af den initierende problemstilling. Problemanalysen leder op til en projektafgrænsning samt problemformulering. Fra tredje til sjette kapitel beskrives problemløsningen, der består af systemudvikling, løsningsstrategi, teori og design, implementering samt test af de enkelte blokke og det samlede system. Det syvende og sidste kapitel består af syntese, der indeholder en diskussion, konklusion samt perspektivering af projektet. Dette efterfølges af bilag samt litteraturlisten.

I dette projekt anvendes Vancouver-metoden til refereringen af kilder. Kilderne referes som tal, der er omgivet af kantede parenteser. I litteraturlisten ses kilderne, der eksempelvis er angivet med forfatter, titel og årstal. Hvis kilden er angivet før et punktum, er der referet til den forrige sætning. Hvis kilden er angivet efter punktum, er der refereret til hele afsnittet. Forkortelser i rapporten er skrevet i en parentes første gang, hvorefter forkortelsen bliver anvendt i den resterende del af rapporten.

Denne projektrapport er udarbejdet i LaTex. Herudover er der anvendt MATLAB til at visualisere diverse grafer. Yderligere er PSoC Creator anvendt til behandling af data samt programmering af systemet.

## Flowdiagram-håndtering

For at kunne forstå og læse flowdiagrammerne, som anvendes i projektet, forklares betydningen af de forskellige former. De forskellige former fremgår af figur 1.



**Figur 1:** Illustration af de anvendte former i flowcharts.

Cirklen indikerer start og stop af funktion. Firkanten indikerer en beslutning. Diamant formen indikerer en midtvejs proces.

# Indholdsfortegnelse

---

<b>Kapitel 1 Indledning</b>	<b>1</b>
1.1 Initierende problemstilling . . . . .	1
<b>Kapitel 2 Problemanalyse</b>	<b>2</b>
2.1 Amyotrofisk lateral sklerose . . . . .	2
2.1.1 Livskvalitet hos ALS-patienter . . . . .	3
2.2 Hjælpemidler til brug ved ALS . . . . .	4
2.2.1 Teknologiske hjælpemidler . . . . .	5
2.2.2 Body augmentation som hjælpemiddel . . . . .	5
2.3 Gangfunktion . . . . .	5
2.3.1 Knæets opbygning . . . . .	6
2.3.2 Knæets funktion . . . . .	7
2.4 Problemafgrænsning . . . . .	8
2.4.1 Problemformulering . . . . .	8
<b>Kapitel 3 Systemudvikling</b>	<b>9</b>
3.1 Systembeskrivelse . . . . .	9
3.1.1 Overordnet krav til systemet . . . . .	9
3.1.2 Blokdiagram . . . . .	9
3.2 Løsningsstrategi . . . . .	10
<b>Kapitel 4 Teori og design</b>	<b>11</b>
4.1 Analog del . . . . .	11
4.1.1 Opsamling af EMG-signaler . . . . .	11
4.1.2 Opsamling af accelerometer-signaler . . . . .	12
4.1.3 Spændingsforsyning . . . . .	12
4.2 Digital del . . . . .	13
4.2.1 Analog-to-Digital Converter . . . . .	13
4.2.2 Digital filtrering . . . . .	14
4.2.3 Vinkelberegning . . . . .	19
4.2.4 EMG-algoritme . . . . .	20
4.2.5 Trådløs kommunikation . . . . .	20
<b>Kapitel 5 Implementering</b>	<b>22</b>
5.1 Analog del . . . . .	22
5.1.1 Opsamling og behandling af EMG-signaler . . . . .	22
5.1.2 Opsamling af accelerometer-signaler . . . . .	23
5.1.3 Spændingsforsyning . . . . .	24
5.2 Digital del . . . . .	25
5.2.1 Analog-to-Digital Converter . . . . .	25
5.2.2 Digital filtrering . . . . .	26

5.2.3	Vinkelberegning . . . . .	27
5.2.4	EMG-algoritme . . . . .	29
5.2.5	Trådløs kommunikation . . . . .	29
5.2.6	Low power mode . . . . .	30
5.2.7	Flowdiagram . . . . .	31
5.2.8	Samlet system . . . . .	34
<b>Kapitel 6 Test</b>		<b>36</b>
6.1	Analog del . . . . .	36
6.1.1	EMG-forstærker . . . . .	36
6.1.2	Accelerometre . . . . .	37
6.1.3	Spændingsforsyning . . . . .	37
6.2	Digital del . . . . .	38
6.2.1	ADC . . . . .	38
6.2.2	Digital filtrering . . . . .	39
6.2.3	Vinkelberegning . . . . .	42
6.2.4	EMG-algoritme . . . . .	44
<b>Kapitel 7 Systemtest</b>		<b>46</b>
7.1	Systemtest med kendt input . . . . .	46
7.1.1	Beskrivelse . . . . .	46
7.1.2	Resultater af test . . . . .	46
7.2	Systemtest med bruger-input . . . . .	48
7.2.1	Beskrivelse . . . . .	48
7.2.2	Resultater af forsøg . . . . .	48
7.3	Konklusion af systemtest . . . . .	50
<b>Kapitel 8 Syntese</b>		<b>51</b>
8.1	Diskussion . . . . .	51
8.1.1	Implementering . . . . .	51
8.1.2	Datakommunikation . . . . .	52
8.1.3	Batteridrevet . . . . .	52
8.1.4	Videreudvikling . . . . .	52
8.1.5	Brugervenlighed . . . . .	52
8.1.6	Samlet systemtest . . . . .	53
8.2	Konklusion . . . . .	53
8.3	Perspektivering . . . . .	53
<b>Litteratur</b>		<b>54</b>
<b>Bilag A Bilag</b>		<b>58</b>
A.1	Pilotforsøg . . . . .	58
A.1.1	Formål . . . . .	58
A.1.2	Materialer . . . . .	58
A.1.3	Forsøgsopstilling . . . . .	59
A.1.4	Oversigt af forsøgsopstilling . . . . .	61
A.1.5	Fremgangsmåde . . . . .	61

A.1.6 Databehandling . . . . .	61
A.2 Test af accelerometer . . . . .	65
A.2.1 Formål . . . . .	65
A.2.2 Materialer . . . . .	65
A.2.3 Metode . . . . .	65
A.2.4 Forsøgsopstilling . . . . .	66
A.2.5 Fremgangsmåde . . . . .	67
A.2.6 Resultater . . . . .	67

# Kapitel 1

## Indledning

---

I Danmark er omkring 3.000 mennesker diagnosticeret med en muskelsvindssygdom [2]. Muskelsvind dækker over forskellige neuromuskulære sygdomme, hvilket er sygdomme, der påvirker samspillet mellem nerver og muskler.<sup>1</sup> De fleste af disse sygdomme opstår som følge af gendefekter og andre skyldes autoimmune sygdomme, hvor immunsystemet reagerer på kroppens eget væv [3]. Over 80 % af patienterne med muskelsvind vil under sygdomsforløbet få behov for hjælpemidler og behandling. Disse hjælpemidler og behandlingsformer gør, at flere med muskelsvind kan leve længere, selvom sygdommen ikke kan helbredes [4].

De enkelte muskelsvindssygdomme er forskellige, og der er derfor forskel på udviklingen og konsekvenserne af dem. De fleste muskelsvindssygdomme er ikke livstruende, hvis de rette hjælpemidler benyttes, men en af de mest alvorlige muskelsvindssygdomme, der medfører dødsfald grundet sygdommens komplikationer, er Amyotrofisk Lateral Sklerose (ALS) [5].

ALS er en hurtigt fremskridende neurodegenerativ sygdom, der nedbryder motorneuroner i hjernen, hjernestammen og rygmarven. Det betyder derfor, at nervecellerne degenereres, så der opstår atrofi<sup>2</sup>. I Danmark er incidensen af ALS 1 – 3 per 100.000, og prævalensen er 3 – 7 per 100.000 [6]. Den gennemsnitlige levetid for ALS-patienter er tre til fem år efter symptomdebut, hvorefter motoriske neuroner er nedbrudt i en sådan grad, at der ofte opstår fatalt respirationssvigt [7, 8].

Patienterne er udfordrede under progressionen af sygdommen, hvor musklerne degenererer, eftersom sygdommen udvikler sig hurtigt. Af denne grund mister patienterne gradvist kontrol over sine muskler og derved kropsfunktioner. Disse funktioner ønskes opretholdt, hvilket leder frem til følgende initierende problemstilling.

### 1.1 Initierende problemstilling

Hvilken indvirkning har ALS på patienterne, og hvilke muligheder er der for opretholdelse af funktioner, der er tabt grundet mistet muskelkraft?

---

<sup>1</sup>FiXme Note: Der findes omkring 25 forskellige sygdomme.

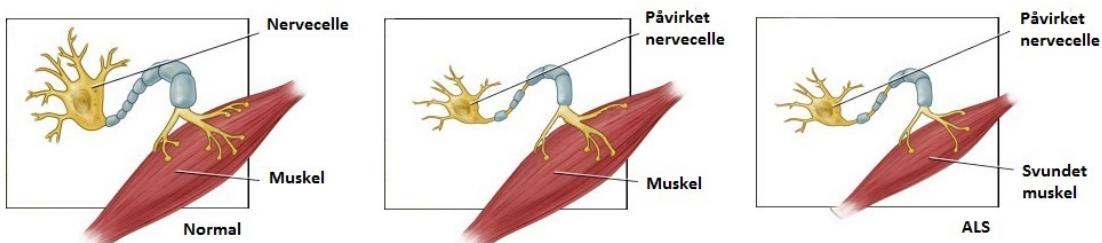
<sup>2</sup>FiXme Note: Svind af væv, legeme eller organ

# Kapitel 2

## Problemanalyse

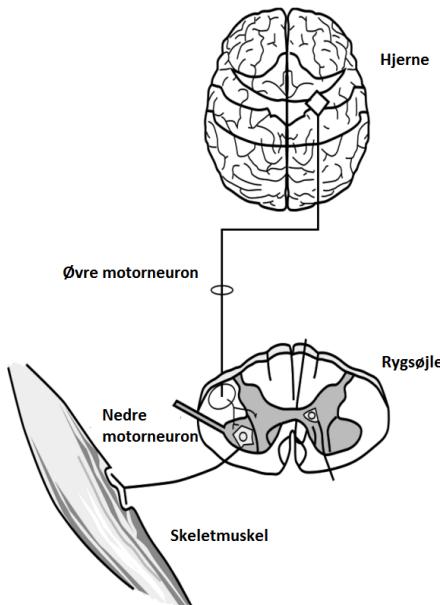
### 2.1 Amyotrofisk lateral sklerose

ALS er en neurodegenerativ sygdom, der påvirker motorneuronerne i hjernen og rygsøjlen i takt med sygdommens fremskriden, hvilket resulterer i muskelsvaghed [5]. En illustration af, hvordan ALS påvirker motorneuroner, ses af figur 2.1. De første symptomer herpå er kramper, svaghed samt stive muskler, hvilket kan opstå som muskelsvaghed i arme eller ben, talebesvær eller svaghed i de muskler, som styrer respirationen. Symptomer, der begynder i arme eller ben kaldes ”limb onset ALS”, mens talebesvær samt synkebesvær refereres til ”bulbar onset ALS” [9]. Symptomerne og følgerne af ALS varierer fra patient til patient, hvorved nogle patienter først oplever muskelsvaghed i deres ben, mens andre oplever muskelsvaghed i deres hænder og arme eller besvær i form af tale- eller synkebesvær [10, 9].



**Figur 2.1:** Tre stadier for en ALS-patient. Det første stadiet illustrerer en normal motorneuron samt en upåvirket muskel. Ved andet stadiet ses motorneuronet påvirket af ALS, dog ses musklen endvidere upåvirket. I det tredje stadiet ses motorneuronet påvirket samt musklen svundet ind. Svindet skyldes en manglende stimulering af musklen som følge af den påvirkede motorneuron [11].

Muskelsvagheden skyldes abnormiteter i de nedre motorneuroner. De nedre motorneuroner er de nerveceller, der videregiver information fra rygmarven til musklerne. Symptomer på abnormiteter i de nedre motorneuroner ses som muskelsvaghed samt muskelkramper og atrofi. Ligeledes kan de øvre motorneuroner påvirkes. Disse motorneuroner sørger for kommunikationen mellem hjernen og de nedre motorneuroner i rygmarven. Dette medfører, at beskeden fra hjernen har komplikationer med at komme til det givne sted. Dette ses som spasticitet samt overdrevne reflekser [9]. Opdelingen af de nedre samt øvre motorneuroner ses af figur 2.2. Årsagen til, at ALS opstår er oftest ukendt, dog ses en arvelighed i 5 – 10 % af tilfældene. Herudaf anslås 20 % til at have det muterede Superoxide dismutase 1-gen (SOD-1), hvilket resulterer i tab af motorneuroner [10].



**Figur 2.2:** Illustrerer opdelingen af de nedre samt øvre motoneuroner [10].

På trods af, at ALS opleves individuelt både i forhold til sygdomsprogressionen samt, hvilke komplikationer de oplever, kan sygdommen inddeltes i tre stadier: et tidligt, midter og endeligt stadiet. Et flowdiagram af de tre stadier framgår af figur 2.3.



**Figur 2.3:** Tre stadier samt de tilhørende symptomer.

I det tidlige stadiet kan patienter ignorere symptomerne, da disse fremstår som milde og kun påvirker mindre dele af kroppen. Ved det midterste stadiet vil symptomerne begynde at udbrede sig, hvortil nogle muskler paralyseres. Andre muskler vil blive svagere med tiden, hvilket blandt andet kan medføre problemer med synkning og vejtrækningen. I det endelige stadiet vil de fleste voluntære muskler være paralyserede, og det vil derfor forringe deres mulighed for indtage føde eller væske normalt. Herudover vil patienter oftest i dette stadiet miste even til selv at trække vejret, og bliver derfor afhængig af ventilationsstøtte [12]. Den mest almindelige dødsårsag er respirationssvigt, hvilket oftest sker inden for 3 år efter diagnosen er stillet. 25 % af patienterne har en overlevelsesrate på 5 år, og kun 10 % lever længere end 10 år efter diagnosen er stillet [7, 10].

### 2.1.1 Livskvalitet hos ALS-patienter

Livskvaliteten hos patienter med ALS undersøges for at vurdere, hvilken påvirkning sygdommen samt dens progression har på patienten. Der er ingen behandling for at stoppe sygdomsprogressionen, men der eksisterer forskellige palliatative behandlinger [13]. Det er

fordelagtigt at kende patienternes livskvalitet for at vurdere den optimale palliative behandling [14].

Livskvalitet defineres ud fra en persons fysiske sundhed, psykologiske tilstand, grad af selvstændighed, sociale relationer og personlig tro [15].

Der kan fremhæves to forskellige typer af livskvalitetsvurderinger: en overordnet livskvalitet og en sundhedshedsrelateret livskvalitet. Den overordnede livskvalitet relaterer til patienternes samlede livskvalitet, og den sundhedsrelaterede livskvalitet dækker over de fysiologiske og mentale aspekter ved sygdommen [14, 13]. Da ALS påvirker patienters fysiske formåen, ses der et fald i denne type livskvalitet, som sygdommen fremskridt [14]. Dette fremgår ligeledes af tabel 2.1, der viser en forringet livskvalitet hos ALS-patienter når der sammenlignes med resten af befolkningen. Livskvaliteten vurderes ud fra mobilitet, selvplesje, udførelse af normale aktiviteter, oplevelse af smerte eller ubehag samt diagnoser som angst og depression, hvor næsten 3 gange så mange ALS-patienter lever med disse problemer sammenlignet med den resterende befolkning.

	ALS-patienter	Normativ tysk population
Mobilitet	83,7 %	16,6 %
Selvplesje	77,6 %	2,9 %
Normale aktiviteter	85,7 %	10,2 %
Smerte eller ubehag	61,2 %	27,9 %
Angst eller depression	67,4 %	4,4 %

**Tabel 2.1:** Moderate eller alvorlige problemer målt ud fra europæisk livskvalitetsvurdering. Tabellen sammenligner livskvaliteten for ALS-patienter med livskvaliteten for den tyske population. Det ses heraf at ALS-patienter har en forringet livskvalitet i forhold til den resterende tyske befolkning [14]. (Revideret)

Til trods for, at der sker et fald i den sundhedsrelaterede livskvalitet, er der tidligere vist, at den overordnede livskvalitet forbliver stabil [14, 13]. Dette kan forklares ved et "response shift" eller "frame shift", der er en måde at håndtere sin sygdom, hvor social støtte under sygdomsforløbet vægtes højere end normalt i bestemmelsen af livskvalitet [14]. Af denne grund foreslås det, at faldet i sundhedsrelateret livskvalitet i forhold til mobilitet og selvhjælp afhjælpes ved teknologiske hjælpemidler. På denne måde vil ALS-patienternes sociale interaktioner kunne have fokus på deres sociale netværk, da disse sociale interaktioner er begrænsede på baggrund af ALS [14, 16].

## 2.2 Hjælpemidler til brug ved ALS

Som tidligere nævnt er ALS en livstruende sygdom, hvor følgerne udvikler sig gradvist. Dette gør, at patienternes funktionelle evner svækkes over sigt, hvorfor der er behov for en række hjælpemidler, som helt eller delvist kan være en hjælp i hverdagen. Nogle af hjælpemidlerne anvendes i starten af sygdommen, således patienterne kan klare sig selvstændigt, hvor der senere er behov for andre hjælpemidler samt helt eller delvist hjælp fra familie eller plejepersonale [17].

### 2.2.1 Teknologiske hjælpemidler

Nogle af de mest anvendte hjælpemidler for ALS-patienter er kørestole, toiletstole og stokke, [17] samt hjælpemidler til respiration, der bliver nødvendige sent i sygdomsforløbet [18]. Dette kan være en respirator til at lindre og håndtere vejrtrækningsproblemer. Ved brug af respirator, bliver patienter i højere grad afhængige af hjælp, da det kræver plejepersonale at betjene denne [19]. Hjælpemidlerne er alle redskaber, der støtter og aflaster patienterne, så de kan leve bedst muligt. Hjælpemidlerne kan tilpasses individuelt til den enkelte patients behov, for eksempel i form af en tilpasset kørestol [17].

#### Udfordringer ved brug af hjælpemidler

Som nævnt i afsnit 2.2 mister patienter muskelkraft, som sygdommen udvikler sig, og de bliver derfor mere og mere afhængige af hjælpemidler, da tabet af muskelkraft til sidst medfører, at kørestolsbrug kan blive nødvendigt. På denne måde forsvinder patienternes selvstændighed, da de er afhængige af hjælpemidler samt assistance fra plejepersonale eller familie [17]. Dette fører til nogle begrænsninger for patienten og medvirker til en forringet livskvalitet. En mulig måde at give ALS-patienter nye muligheder, i takt med at muskelkraften bliver mindre, er anvendelse af et body augmentation-system. Et sådant system bidrager som et supplement til tabte kropsfunktioner [20].

### 2.2.2 Body augmentation som hjælpemiddel

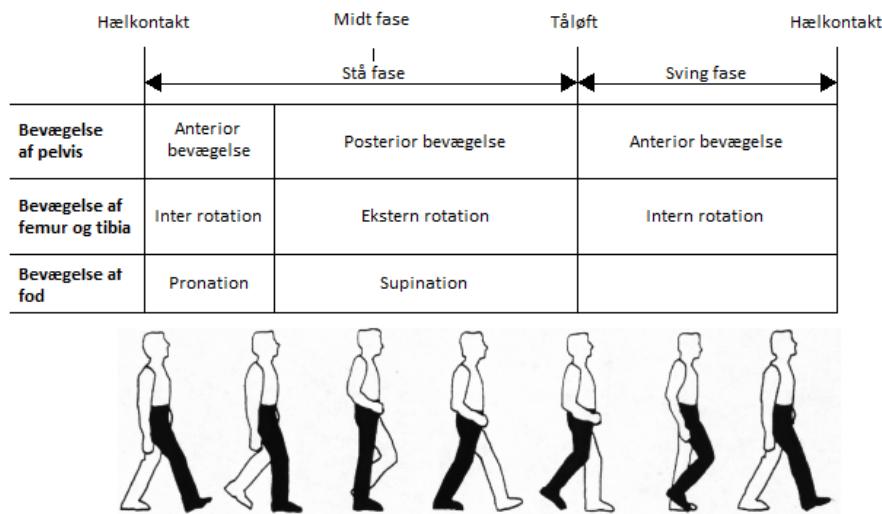
Én form for body augmentation er et exoskelet. Et exoskelet anvender biologiske signaler, og kombinerer disse signaler med kraften fra en maskine. På denne måde er det muligt, at maskinen fungerer som en menneskelig operatør, som kan forbedre menneskets styrke eller genoprette bevægelse [21]. Dette gør, at exoskelettet kan anvendes som et hjælpemiddel til patienter, som lider af handicap eller skader, hvorved exoskelettet gør det muligt at aflaste patienten [22].

Forsøg har påvist, at det er muligt for patienter, som er lammet fra brystet og ned, at gå ved brug af exoskelet for patienter. Exoskelettet kan registrere, når patienten bevæger sig til siden og herved hjælpes benene til at gå, selvom patienten er uden muskelkraft og følesans. Foruden fordele ved at gå, formodes det, at det har en positiv indflydelse på patientens kredsløb, knogler, led og fordøjelse [23].

## 2.3 Gangfunktion

Efterhånden som ALS-patienter mister muskelkraft, vil bevægeligheden i deres led nedsættes, eftersom de ikke har tilstrækkelig muskelkraft til at udnytte leddenes bevægelighed. Af denne grund opstår der kontrakturer i leddene, og muskelstramninger i de muskler, der er omkringliggende. Ved gang anvendes knæ-, hofte- og ankelleddet, hvilket fremgår af figur 2.4, og hvis disse led ikke akviteres, opstår der muskelstramninger i benenes muskler [24]. Knæleddet vælges som udgangspunkt for et muligt body augmentation-system i form af et exoskelet, da knæleddet er et hængselle og derfor har et begrænset antal frihedsgrader. Knæleddet har én frihedsgrad, modsat andre mere komplekse led, hvilket gør at leddet kun kan bevæge sig i en akse. Det antages derfor at knæleddet er et af de led som er simplest at opbygge et system omkring og opsamle signaler fra de omkringliggende muskler. Hvis der kan

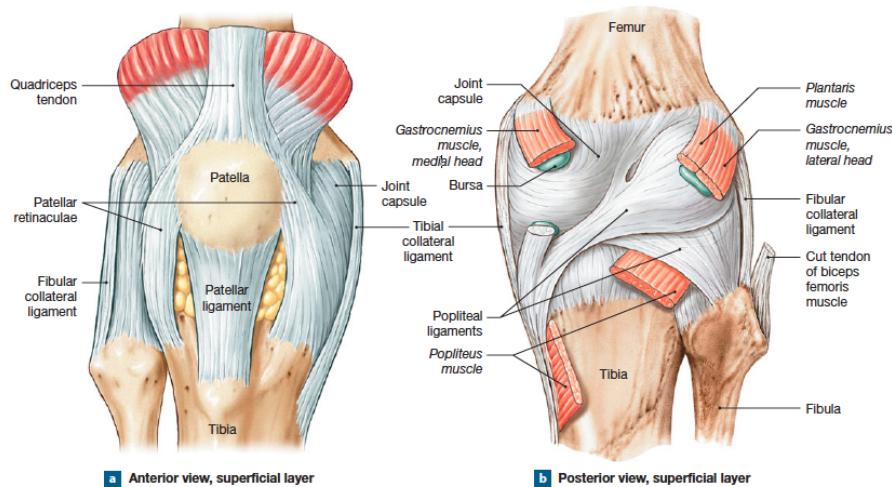
laves et exoskelet omkring knæleddet, vil det kunne antages, at samme princip kan muliggøres ved henholdsvis hofte- og ankelleddet, hvorved gangfunktionen kan opretholdes.



*Figur 2.4: Aktivering af hofte, knæ og ankel under gang [25].*

### 2.3.1 Knæets opbygning

Knæleddet er som tidligere nævnt et hængselled, hvilket medvirker til få frihedsgrader, som gør at knæet kan rotere begrænset samt fleksere og ekstensere. Knæet består af tre separate ledforbindelser. To, der er forbundet mellem femur og tibia, samt et mellem patella og femur, hvilket fremgår af figur 2.5. Ud over de tre separate ledforbindelser stabiliseres knæet af syv ledbånd. Ét af de syv ledbånd er patellarsenen, som er ansvarlig under extension af knæet. Derudover er der to ledbånd, som strækker sig mellem femur, tibia og fibia, hvilket er med til at styrke knæleddets overflade posteriort. Inde i ledkapslen befinner det forreste korsbånd (ACL) og det bagerste korsbånd (PCL), som har til opgave at fastgøre indre knoglefremspring af tibia til knoglefremspringet på femur. Korsbåndene har til opgave at begrænse anteriore og posteriore bevægelser af femur og er med til at opretholde retningen af knoglefremspringene. Det tibiale kollaterale ligament forstærker den mediale flade af knæleddet og det fibulære kollaterale ligament forstærker sidefladen. Disse ligamenter anvendes kun ved fuld ekstension [26].



**Figur 2.5:** Knæets anatomiske opbygning [26]

### 2.3.2 Knæets funktion

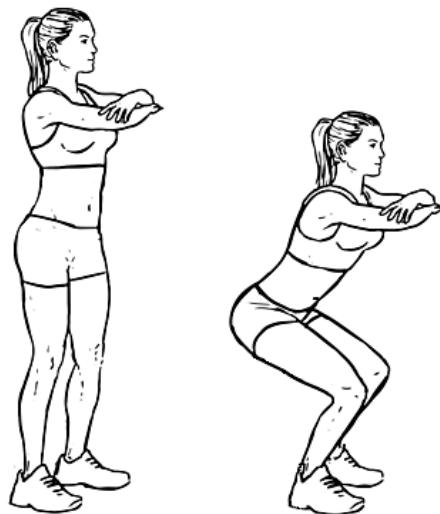
Ved gang aktiveres quadricepsmusklerne, der sidder anteriort på femur, og hasemusklerne, der sidder poseriort på femur, hvilket fremgår af figur 2.5. Quadricepsmusklerne består af rectus femoris, vastus intermedius, vastus medialis og vastus lateralis. Hasemusklerne består af biceps femoris, semitendinosus og semimembranosus. Ved bevægelse foretager quadriceps- eller hasemusklerne ekstension eller fleksion, hvorved de fungerer som hinandens agonister eller antagonister under bevægelse [26].

Som tidligere nævnt anvendes hofte, knæ og ankler under gang. Udover disse led er også kropsposituren og sving af leddene afgørende for gangfunktionen. Det fremgår af figur 2.4, hvordan de forskellige led udfører fleksion, ekstension og ændres fra ekstension til neutral bevægelse under gang [26].

#### Knæets funktion under en squat-øvelse

Den dynamiske squat-øvelse er en udbredt træningsøvelse, som kræver et højt niveau af styrke i flere muskelregioner. Squat aktiverer primært hofte-, lår- og rygmuskulaturen, som alle er vigtige muskler under gang, løb, spring og løft. Herudover anvendes squat som et redskab til rehabilitering af knæet, hvilket skyldes den måde, som knæet belastes under squat [27].

Knæets funktion for bøjningen af benet kan dermed ses ved udførelse af en squat-øvelse. En squat-øvelse udføres ved at stå i en oprejst position med knæ og hofte fuldt udstrakt. Herefter udføres en squat-øvelse i en kontinuerlig bevægelse, indtil den ønskede dybde nåes, hvorefter der udføres en kontinuerlig bevægelse tilbage til oprejst position [27]. En illustration af en squat-øvelse ses af figur 2.6.



**Figur 2.6:** Squat-øvelse [28].

Squat-øvelser udføres med varierende fleksion af knæet. De mest anvendte varianter af øvelsen er halv eller fuld squat. En halv squat-øvelse udføres indtil lårene er parallelle med jorden, hvilket svarer til en fleksion af knæet fra omkring  $0 - 100^\circ$ . En fuld squat-øvelse udføres indtil det posteriore del af låret og læggen kommer i kontakt med hinanden. Den fulde squat anbefales mere trænede personer, hvorfor den halve squat typisk er foretrukket til genoptræning af knæet [27].

Ved udførelse af en squat-øvelse aktiveres blandt andet musklen rectus femoris. Aktiviteten i rectus femoris, og de resterende quadricepmuskler, er størst ved  $80 - 90^\circ$  fleksion af knæleddet og er derefter relativt konstant [29]. Fra udgangspositionen for squat; oprejst posistion med en vinkel i knæet på  $180^\circ$ , vil muskelaktiviteten i rectus femoris være progressivt stigende indtil  $80 - 90^\circ$  graders knæfleksion og derefter progressivt faldende, som knæet bevæger sig tilbage til  $180^\circ$  [? ].

## 2.4 Problemafgrænsning

I dette projekt fokuseres der på ALS-patienter samt muligheden for styre et exoskellet som har til formål at opretholde kropsfunktioner.

Da ALS-patienter oplever progressivt muskelsvind, har dette indflydelse på deres selvstændighed, da de gradvist mister kontrollen over deres muskler. Da der kun eksisterer palliative behandlinger til ALS-patienter, fokuseres der i dette projekt på at afhjælpe deres fysiske mangler ved brug af et exoskelet som støtte. Ved opretholdes af de fysiske funktioner vil dette ligeledes have en gavnlig effekt på den sundhedsrelaterede livskvalitet, da det vil kunne resultere i en større selvstændighed [14, 16].

Idet ALS vil resultere i, at patienten mister evnen til at kunne gå, fokuseres der på at opretholde denne funktion. Fokus ligges på knæets funktion under en squat-øvelse, med henblik på at støtte de omkringliggende muskler ved anvendelse af et exoskelet.

### 2.4.1 Problemformulering

Hvordan kan et exoskelet styres og derved anvendes under en squat-øvelse med henblik på at støtte ALS-patienters lårmuskulatur?

# Kapitel 3

## Systemudvikling

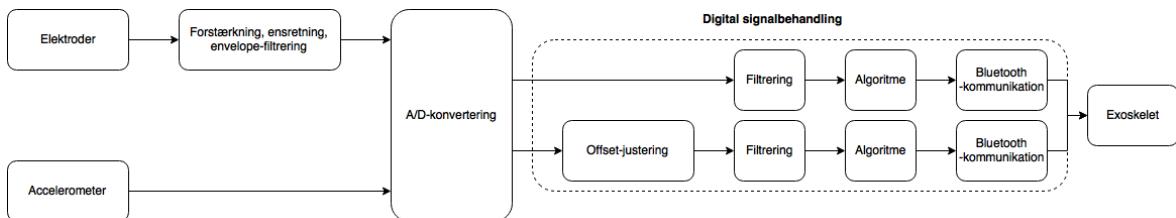
### 3.1 Systembeskrivelse

Der ønskes at udvikle et system, med formål at støtte musklerne omkring knæleddet hos ALS-patienter under udførelse af en squat-øvelse. Dette gøres for at aflaste patienterne med henblik på at kunne undgå kørestol i de tidlige stadier af ALS. Systemet skal kunne opsamle EMG-signaler fra rectus femoris samt en spænding fra de påsatte accelerometre, for således at kunne beregne vinklen over knæet. Disse signaler skal behandles således, at de kan omsættes til signaler, så en prototype af et exoskelet kan udføre en tilsvarende bevægelse. Systemet har yderligere til formål at have mulighed for forstærkning af signalet, således mindre muskelkraft også vil kunne udløse den samme bevægelse af knæleddet. Derudover skal systemet være brugervenligt ved at være kompakt, mobilt og ikke generende over for brugeren.

#### 3.1.1 Overordnet krav til systemet

- Systemet skal registrere muskelaktivitet af rectus femoris og vinklen af knæleddet
- Systemet skal være batteridrevet
- Systemet skal kunne overføre data trådløst til en computer
- Systemet skal kunne ende ud i en prototype af et exoskelet
- Systemet skal være sikkert og ikke til gene for brugeren
- Systemet skal kunne indikere, hvis der ikke er strøm nok til at virke optimalt
- Systemets skal følge kroppens naturlige bevægelse under udførelsen af en squat-øvelse

#### 3.1.2 Blokdiagram



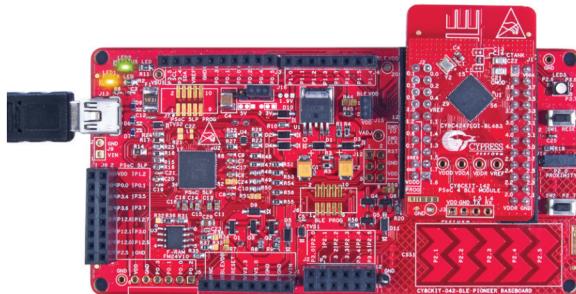
Figur 3.1: Systemets opbygning.

I dette projekt er der valgt at udarbejde en prototype, som har til formål at bevæge knæleddet, når rectus femoris kontraherer. Opbygningen af systemet fremgår af figur 3.1. Der anvendes to sensorer, EMG-elektroder og accelerometre, til at opsamle biologiske signaler. For at registrere muskelaktivitet anvendes elektroder og en EMG-forstærker, der har til formål at forstærke, filtrere og ensrette muskelsignalet, der opsamles. Der anvendes accelerometre som inputsignal. Inputsignalet omregnes til en vinkel svarende til knæleddets vinkel under en squat-øvelse. De

opsamlede signaler sendes herefter videre til den digitale del af systemet, hvilket er bestående af et Bluetooth Low Energy Pioneer kit (CY8CKIT-042-BLE), som opfanger de biologiske signaler og overfører dem trådløst til en CySmartUSB BLE Dongle sat i en computer, som kan kommunikere med prototypen af exoskelettet udarbejdet i LEGO Mindstorm<sup>1</sup>.

### 3.2 Løsningsstrategi

Til dette system benyttes komponenter fra Cypress's CY8CKIT-042-BLE udviklingskit. Ud fra dette sæt er der udvalgt de nødvendige komponenter, således der kan fortages analog til digital konvertering af de signaler, der måles via sensorer. Yderligere skal systemet være i stand til at kommunikere trådløst med andre enheder, hvilket er muligt ved anvendelse af Bluetooth Low Energy (BLE).



**Figur 3.2:** CY8CKIT-042 BLE Pioneer baseboard, samt CY8CKIT-142 PSoC 4 BLE modulet [30].

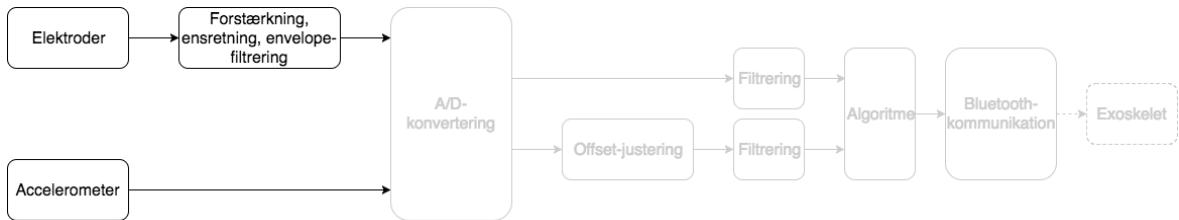
I figur 3.2, ses de valgte komponenter, der består af et CY8CKIT-042 BLE Pioneer baseboard, som fremover vil refereres til som en mikrokontroller. Derudover et CY8CKIT-142 PSoC 4 BLE modul, der vil refereres til som et BLE-modul, hvilket har en operationsfrekvens på 2,4 GHz. Baseboardet er platformen, hvorpå sensorerne vil blive tilkoblet, og hvor de analoge signaler konverteres til digitale signaler. Baseboardet har mulighed for tilkobling af en spændingsforsyning, bestående af et batteri, eller via mikro USB tilslutningen [31]. Der er mulighed for udvidelse af baseboardet, ved anvendelse af moduler fra Cypress, samt Arduino shields eller 6-pins Digilent Pmod udvidelseskort [31].

<sup>1</sup>FiXme Note: tjek om dette er rigtigt

# Kapitel 4

## Teori og design

### 4.1 Analog del



Figur 4.1: Blokdiagrammets analoge del

I det analoge system, som er illustreret på figur 4.1, benyttes sensorer til at opsamle biologiske signaler, der videresender disse informationer til exoskelettet. Systemet skal være i stand til at opsamle EMG-signaler, hvor der ønskes en repræsentation af energimængden i signalet. For at dette opnås skal signalet envelopefiltreres. Yderligere ønskes at kunne justere forstærkningen, for at tilpasse amplituden af EMG-signalet, og dermed gøre systemet mere alsidigt, således det kan benyttes til flere personer. Den justerbare forstærkning vil muliggøre, at ALS-patienter kan benytte systemet i takt med det progressive muskelsvind. Systemet skal ligeledes være i stand til at opsamle signal fra accelerometre, så accelerationen fra to accelerometre kan omregnes til knæets vinkel.

#### 4.1.1 Opsamling af EMG-signaler

EMG er en målemetode, som mäter elektrisk aktivitet genereret af muskler [32]. Som tidligere nævnt i afsnit 2.1 er ALS en neurodegenerativ sygdom, hvor musklen svinder ind med tiden, hvilket resulterer i mindsket muskelaktivitet. Dette påvirker EMG-målingerne, da den elektriske aktivitet hos ALS patienter derfor er mindre.

Almindeligvis kan der anvendes to former for EMG-målinger. Den ene er en ikke-invasiv metode, der betegnes overflade-EMG, og den anden er en invasiv metode, intramuskulær-EMG [32, 33]. I dette projekt anvendes overflade-EMG for at opfylde projektets overordnede krav afsnit 3.1.1, om at være til mindst mulig gene for patienten. Ved overflade-EMG foretages en måling over et samlet antal potentialer fra måleområdet via differensmåling, herved er det muligt at se aktiveringsten af muskelfibrene [33]. EMG har et frekvensområde på 10 – 500 Hz, hvorfor signaler uden for dette frekvensområde, betegnes som støj [34, 33].

Denne metode kan påvirkes af flere artefakter, som bevægelsespåvirkning og støjpåvirkning fra elnettet, hvilket ligger på frekvenser omkring 50 Hz. [33]. Ligeledes kan der ved EMG-målinger fremkomme elektrisk støjpåvirkning fra omkringliggende muskler i forhold til området, der måles på. Dette betegnes som crosstalk [33].

**Krav:**

- Skal opsamle signaler fra rectus femoris
- Skal være anvendeligt med overflade elektroder
- Skal opsamle muskelsignaler i frekvensområdet mellem  $10 - 500 \text{ Hz}$
- Skal forsynes med minimum en spænding på  $\pm 5 \text{ V}$
- Skal have et justerbart gain, der ikke kan forstærke over ADC'ens arbejdsområde.
- EMG signalet skal være en energirepræsentation.

#### 4.1.2 Opsamling af accelerometer-signaler

Et accelerometer er en elektromekanisk enhed, som både kan måle statisk og dynamisk acceleration. Den statiske acceleration er på  $1 g$ , hvilket svarer til tyngdekraften. Alt efter hvilken retning accelerometeret holdes i, ændres aksen, hvor der måles  $1 g$ -påvirkning i. Ud fra dette er det muligt at bestemme orienteringen af accelerometeret i forhold til jorden.

De dynamiske kræfter såsom bevægelse, stød og vibrationer, gør det muligt at analysere accelerometers bevægelse samt hastighed. Ved bevægelse udsættes accelerometeret både for dynamisk og statisk acceleration. Studier har vist, at den højest mulige acceleration ved bevægelse af en arm går fra 0,5 til 2,0  $g$ -påvirkning. Herved forventes dette ligeledes for et ben under en squat-øvelse [35]. I dette projekt måles vinkelen af knæet under en squat-øvelse, derfor vil det være mest hensigtsmæssigt at placere accelerometeret, så det mäter i enten X- eller Y-asken. På baggrund af dette vælges Y-aksen.

**Krav:**

- Skal mæle på minimum Y-aksen
- Skal forsynes med en spænding på minimum  $3 \text{ V}$
- Skal mæle accelerationer i  $\pm 2 \text{ g}$

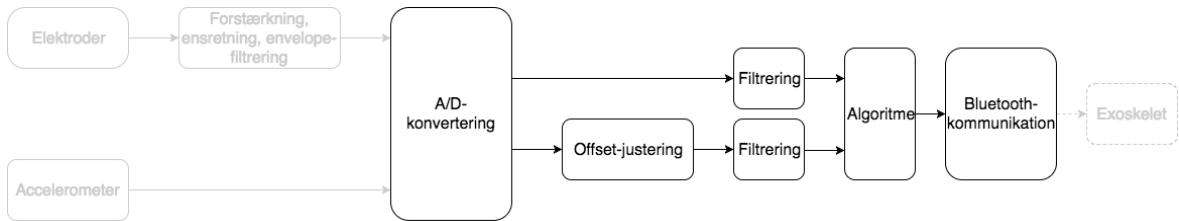
#### 4.1.3 Spændingsforsyning

Spændingsforsyningen skal være i stand til at forsyne EMG-forstærkeren med en konstant spænding, så en svigende eller faldende spænding ikke vil forstyrre signalet. Da systemet yderligere skal benyttes trådløst, kræves det, at spændingsforsyningen er batteridrevet. EMG-forstærkeren, der bliver udvalgt i afsnit 4.1.1 kræver en forsyningsspænding på mellem  $\pm 3 \text{ V}$  og  $\pm 30 \text{ V}$ , typisk  $\pm 5 \text{ V}$  [36].

**Krav:**

- Skal kunne forsyne aktive komponenter i den analoge del af kredsløbet
- Skal kunne levere en jævn spænding
- Skal kunne give et signal, hvis der leveres en konstant spænding

## 4.2 Digital del

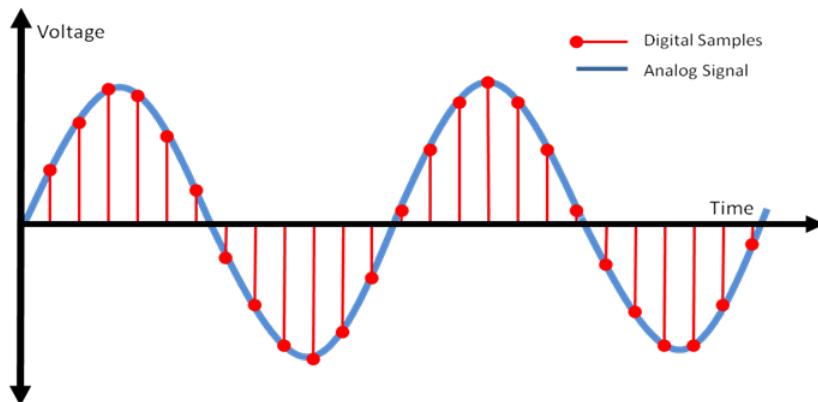


*Figur 4.2: Blokdiagrammets digitale del*

Efter opsamling af det analoge signal skal dette konverteres til et digitalt signal. Systemets digitale del, der fremgår af figur 4.2, skal være i stand til at behandle data digitalt. Der ønskes en offsetjustering af det analoge signal fra accelerometrene for at centralisere signalet omkring 0, og en filtrering af alle de analoge signaler for at mindske eventuelt støj. Der ønskes ligeledes en trådløs kommunikation mellem mikrokontrolleren og exoskelettet, da systemet skal kunne visualiseres analogt for at muliggøre en anvendelse af exoskelettet som støtte til musklene omkring knæet ved udførelse af en squat-øvelse.

### 4.2.1 Analog-to-Digital Converter

Outputtet fra målinger foretaget på biologiske signaler fremstår som et analogt signal, der er kontinuert i tid og amplitude. For at kunne behandle signalet digitalt, skal signalet konverteres fra analog til digital, denne konverteringen sker ved anvendelse af en Analog-to-Digital Converter (ADC). Det analoge signal kvantificeres under konverteringen, hvilket gør, at det digitale signal bliver diskret i tid og amplitude [37]. Dette er illustreret på figur 4.3. Konverteringsprocessen består af sampling og kvantificering [34].

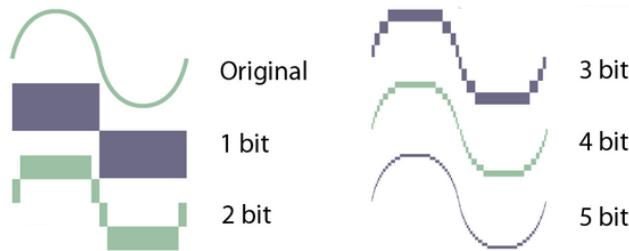


*Figur 4.3: Illustration af konvertering fra analogt til digitalt signal. Den blå graf viser det analoge signal, mens den røde graf viser signalet efter det er konverteret til digitalt.*

Samplingsprocessen sker ved diskretisering i tidsdomænet, hvor det kontinuerte signal konverteres til et diskret signal. Det er vigtigt at vælge en passende samplingsfrekvens for at undgå, at information fra det oprindelige signal går tabt [34]. Ved for høj samplingsfrekvens vil en større mængde data opsamles og derved benytte mere plads og processering [38]. En for lav samplingsfrekvens vil derimod kunne rekonstruere signalet, således kurven ikke kan repræsentere det oprindelige signal, hvilket fremgår som alias [34]. I følge Nyquists sætning

er det hensigtsmæssigt, at samplingsfrekvensen er mindst det dobbelte af frekvensen i det oprindelige signal [34]. I praksis anbefales det dog at sample med det ti dobbelte.

Kvantificering sker ved diskretisering af amplituden. Det oprindelige signals amplitudeværdier inddeltes ved kvantificering i trin. Værdierne mellem to trin repræsenteres af den samme digitale værdi. Dette gør at flere værdier kan ligge indenfor den samme digitale værdi [34]. Amplitudenevauer, der er tilgængelige til at repræsentere det analoge signal, determineres af antal bits. Ved en højere bit værdi vil det analoge signal repræsenteres bedre, hvilket er illustreret på figur 4.4.



**Figur 4.4:** Illustration af betydningen af bits. Ved en større bitværdi vil signalet blive repræsenteres bedre [39].

En ADC med en opløsning på 12-bit inddeltes i  $2^{12}$ , svarende til 4096 niveauer. Dette giver en repræsentation af værdier fra 0 til 4096 eller fra -2048 til 2047. Den sensitivitet som ADC'ens sensitivitet kan opnå, omtales Least Significant Bit (LSB) og bestemmes ud fra ligning 4.1, hvor Full Scale voltage Range (FSR) er det totale spændingsområde for ADC'en angivet i V, og  $n$  er antallet af bits i ADC'en [37, 38].

$$LSB = \frac{FSR}{2^n} \quad (4.1)$$

Hvis spændingen, der pålægges ADC'en overstiger dens arbejdsområde, vil dette resultere i, at signalet går i mætning [37, 38].

#### Krav:

- Skal sample minimum tre inputs
- Skal have en opløsning, der ikke forringer signalet
- Skal have en samplingsfrekvens omkring 10 gange større end den højeste signalfrekvens
- Skal undgå, at signalet ikke overstiger ADC'ens arbejdsområde

#### 4.2.2 Digital filtrering

Der findes to former for digital filtrering; Infinite Impulse Response (IIR) og Finite Impulse Response (FIR). Der ses hertil både fordele og ulemper ved begge filtertyper [40].

FIR-filtre kan laves, således de har en lineær fase, og vil altid være stabile. FIR-filtre designes ved at benytte eksempelvis frekvenssampling eller en bestemt vindue-type, hvilket giver en overførselsfunktion. Denne overførselsfunktion kan herved benyttes som et digitalt filter [40].

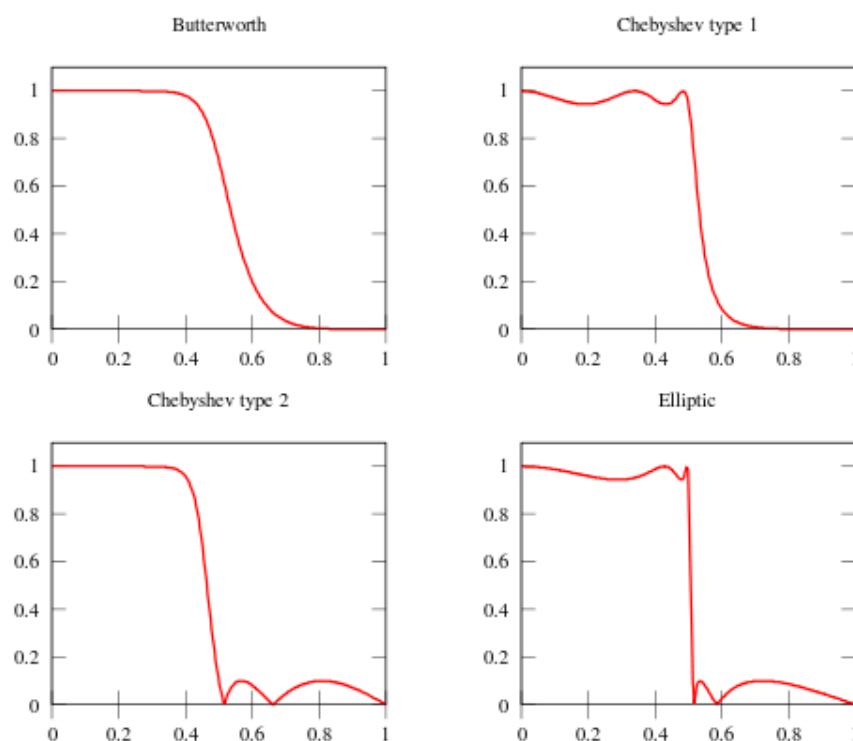
I modsætning til FIR-filtre, har IIR-filtre ikke en lineær fase, og kan være ustabile. Udover dette har IIR-filtre stejlere sidelobes end et FIR-filter med samme antal koefficenter. Dette

betyder, at filteret er mindre hukommelseskrævende og kan arbejde hurtigere. IIR-filtres designprocedure er udledt af den procedure, som de analoge filtre er designet efter. Af denne grund laves IIR-filtre, ligesom analoge filtre, som Butterworth, Chebyshev type 1 og 2 og elliptiske filtre [40]. Disse er illustreret på figur 4.5.

IIR-filteret består af et forward FIR-filter, der omfatter tælleren, b koefficienter, for nullene samt et feedback FIR for nævneren, a koefficienterne, for polerne. IIR-filtret udregnes ved anvendelse af følgende formel, der fremgår af ligning 4.2 [? ].

$$y(n) = \sum_{i=0}^n b_{(i)} \cdot x(n-i) + \sum_{i=0}^m a_{(i)} \cdot y(m-i) \quad (4.2)$$

Hvor  $a_{(i)}$  samt  $b_{(i)}$  er IIR-filtrets koefficienter.

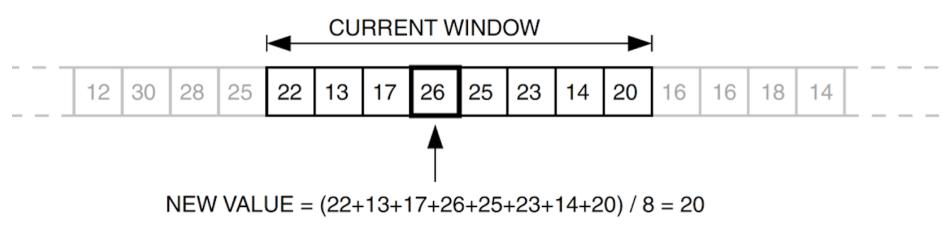


**Figur 4.5:** De fire filtertyper; Butterworth, Chebyshev 1 & 2 og elliptisk [41].

Et Butterworth filter er karakteriseret ved ikke at have nogle rippels i hverken pasbåndet eller stopbåndet. Hertil er der, uanset filterorden, en dæmpning på 3 dB ved knækfrekvensen [42]. Et Chebyshev filter har i modsætning til Butterworth et kortere transitionsbånd, som følge af en støjlere dæmpning, dog forekommer der ved et Chebyshev filter enten rippels i pasbåndet eller i stopbåndet. Ved et type 1 Chebyshev filter ses rippels i pasbåndet samt en monotont variation i stopbåndet. Ved type 2 Chebyshev ses der derimod rippels i stopbåndet og en monotont variation i pasbåndet [42]. Ved det elliptiske filter ses en endnu støjlere dæmpning og dermed et kortere transitionsbånd end ved Butterworth samt Chebyshev filtre. Ved dette filter ses der dog både rippels i pasbånd og stopbånd [42].

Et moving average filter er et simpelt lavpas FIR-filter, der oftest anvendes til at udglatte et array af data, der er samplet. Der kan vælges forskellig filterlængde ved implementeringen

af filteret. Et moving average filter er et vindue med en bestemt størrelse, der bevæger sig henad et array med ét element ad gangen. Værdien af det midterste element i vinduet vil erstattes med gennemsnitsværdien for de data, der er i hele vinduet. Det midsterste element i vinduen må dog ikke erstattes med gennemsnitsværdien før vinduet har passeret, således alle gennemsnitsværdier er baseret på de originale data. Det er derfor vigtigt at huske på de beregnede gennemsnitværdier. Det fremgår af figur 4.6 et vindue, der i dette tilfælde har en størrelse på 8. Her tages gennemsnittet af de 8 elementer i vinduet, hvorefter denne værdi erstatter værdien på den 4. plads i vinduet.[43]



**Figur 4.6:** Gennemsnitsværdien beregnes for et vindue for et moving average filter [43].

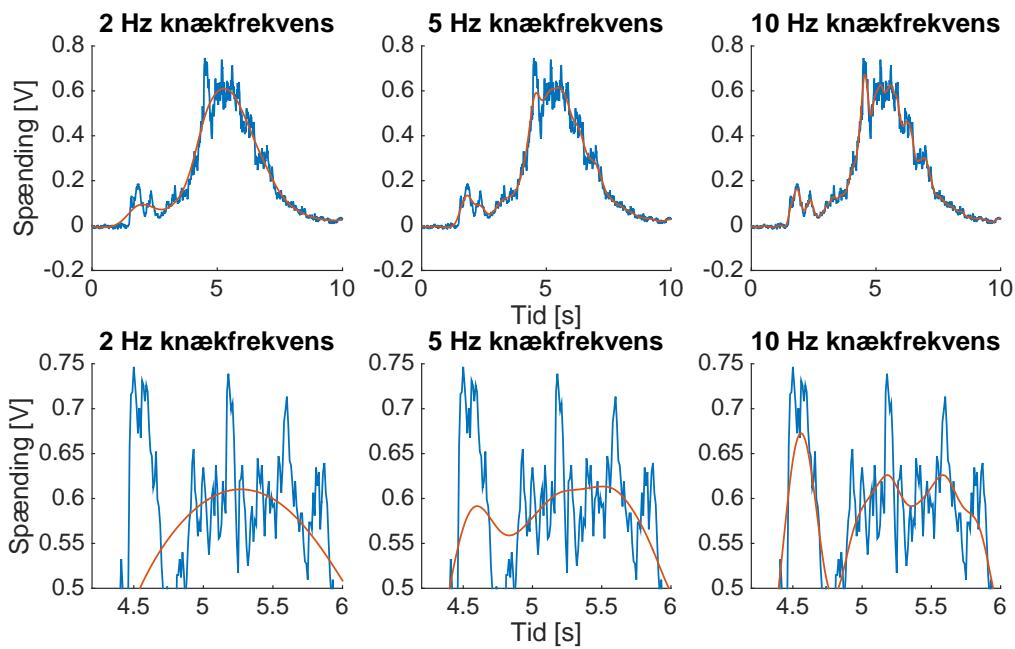
Af ligning 4.3 fremgår formlen for udregningen af et moving average filter.

$$y[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[i-j] \quad (4.3)$$

### Filtrering af EMG-signal

Under pilotforsøget i afsnit A.1 kunne det ses, at udglatningen af signalet fra det analoge envelopefilter ikke er tilstrækkeligt i forhold til, at signalet skal få et exoskelet til at bevæge sig efter en ALS-patientens ben. Da der derfor ønskes at frafiltrere yderligere højfrekvent støj fra det forstærkede, ensrettede og lavpasfiltrerede EMG-signal, vil et IIR-lavpasfilter være fordelagtigt at implementere, da et FIR-filter kan være for tungt for mikrokontrolleren at arbejde med. Dette andet, og digitale, lavpasfilter skal fungere som endnu et envelopefilter, så signalet bliver yderligere udgjættet, men skal stadig følge muskelsignalet under øvelsen. Af denne grund testes forskellige filterdesigns på resultaterne fra pilotforsøget. Dette indebærer, at forskellige knækfrekvenser og filterordener undersøges for at teste, hvordan disse valg påvirker signalet. På denne måde bliver det muligt at beslutte, hvordan filteret skal designes, og hvilke krav der skal opstilles. Filterne designes som Butterworth-konfigurationer, da der ønskes maksimal fladhed i både pas-, transistions- og stopbåndet og ingen ripples i pas- og stopbåndet, da dette vil påvirke signalet.

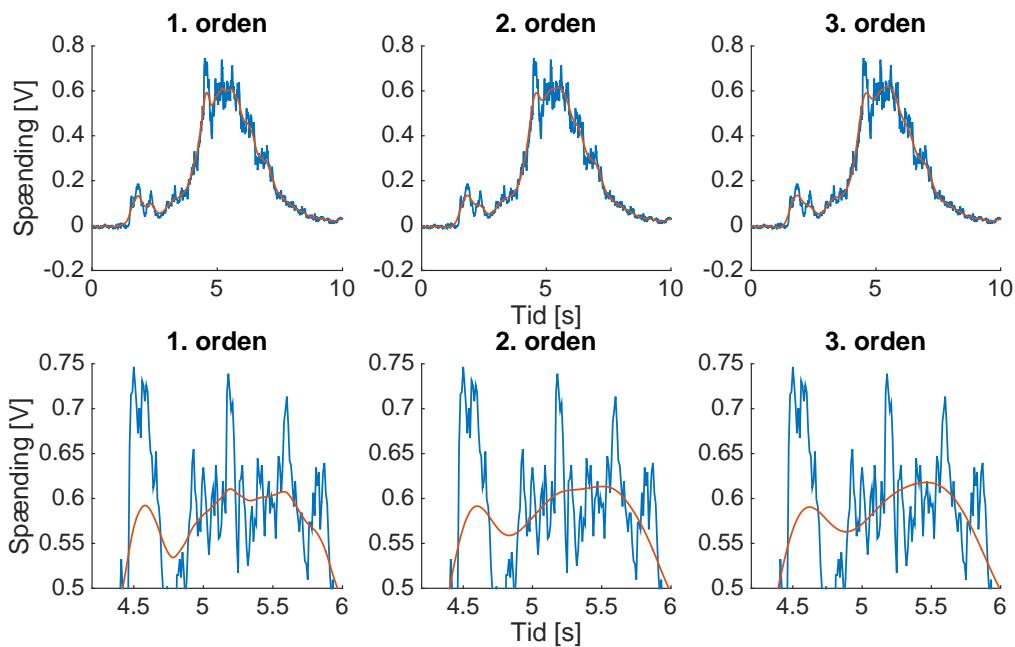
Først vælges filterets knækfrekvens ved at afprøve flere forskellige. Eksempler på disse knækfrekvenser ses på figur 4.7, hvor 2 Hz, 5 Hz og 10 Hz er repræsenteret.



**Figur 4.7:** Øverst ses graferne, hvor de blå linjer på graferne viser resultater fra pilotforsøget. De røde linjer på hver graf viser lavpas IIR-filtre med knækfrekvenser på henholdsvis 2, 5 og 10 Hz. Nederst ses et udsnit af samme grafer for at illustre filterets påvirkning på signalet.

Ud fra 4.7 vælges en knækfrekvens på 5 Hz, da filteret med denne knækfrekvens udglatter spikes og små svingninger i EMG-signalet, der vil kunne forstyrre signalet til exoskelettet. Samtidigt følger filteret signalet, som det kan ses på udsnittene nederst på 4.7, hvilket de to andre knækfrekvenser ikke formår at gøre.

Herefter bestemmes, på samme måde som ved knækfrekvensen, hvilken filterorden der vil være mest optimal til filteret.



**Figur 4.8:** Øverst ses graferne, hvor de blå linjer på grafen viser resultater fra pilotforsøget. De røde linjer på hver graf viser lavpas IIR-filtre med ordner på henholdsvis 1, 2 og 3. Nederst ses et udsnit af samme grafer for at synliggøre, hvilken påvirkning de forskellige ordner har på signalet.

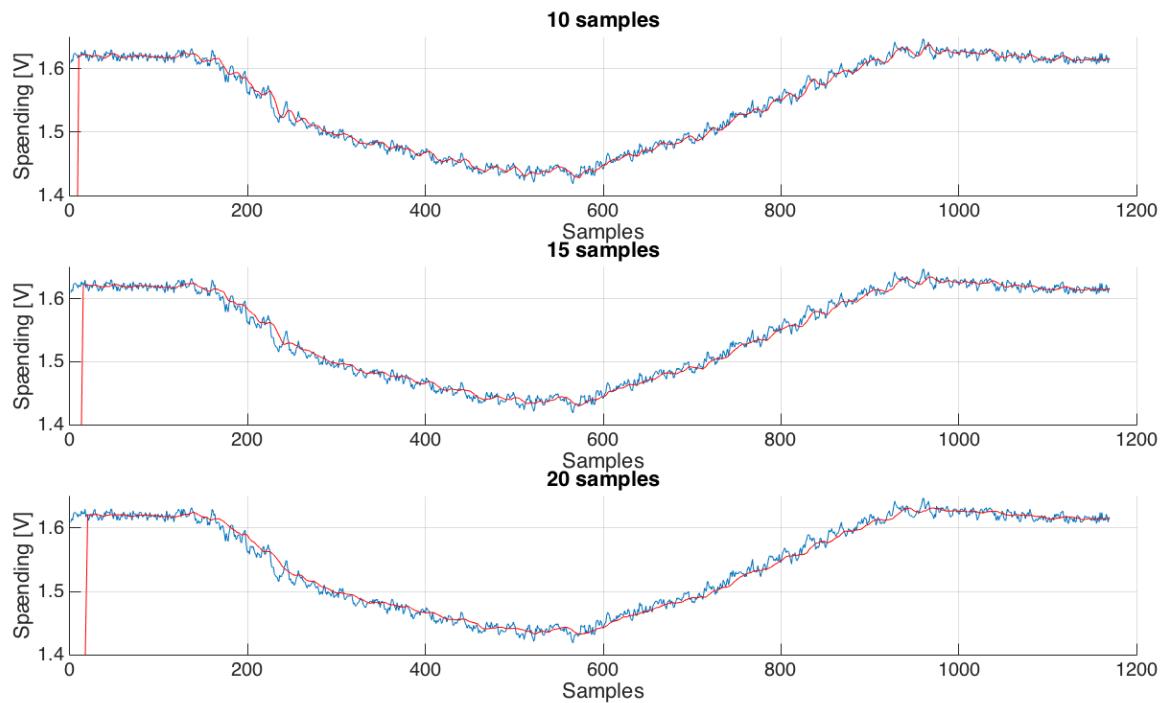
Ud fra 4.8 vælges en filterorden på 2, da denne vurderes til være tilstrækkelig. Der ses ingen større forskel i outputsignalet fra filteret, hvis filterordenen hæves yderligere. Dertil vurderes det, at en filterorden på 1 ikke er tilstrækkelig, da dette filters outputsignal afviger mest fra inputsignalet.

#### Krav:

- Skal følge inputsignalet mest muligt
- Skal udformes som et Butterworth lavpasfilter
- Skal have en knækfrekvens på 5 Hz
- Skal have en filterorden på 2

#### Filtrering af accelerometer-signaler

Ud fra accelerometer mælingerne i pilotforsøget i afsnit A.1, vælges det at anvende et moving average filter. Dette forventes at give en mere anvendelig repræsentation af vinklen for det givne accelerometer. Ud fra figur 4.9 vælges en filterlængde på 10, da det vurderes, at dette giver en acceptabel forsinkelse af det filtrerede signal uden at påvirke signalet yderligere. Herudover vurderes det at være en passende filterlængde, da det filtrerede signal repræsenterer signalerne fra pilotforsøget i højere grad sammenlignet med de andre filterlængder. Ved implementeringen af et moving average filter opstår der en forsinkelse, der svarer til filterlængden. Denne forsinkelse fremgår af figur 4.9, hvor der ses et udslag i starten, der medfører denne forsinkelse.



**Figur 4.9:** De blå linjer på grafen viser resultater fra pilotforsøget. De røde linjer på hver graf viser et moving average filter med filterlængde på henholdsvis 10, 15 og 20 samples. I starten af grafen ses et udslag, der svarer til forsinkelsen, som dannes på grund af det implementerede moving average filter. Denne forsinkelse er svarende til filterlængden.

#### Krav:

- Skal muliggøre en repræsentation af spændinger
- Skal have en filterlængde på 10 samples

#### 4.2.3 Vinkelberegning

Beregningen af vinkler har til formål at udregne, hvor meget knæets vinkel har ændret sig under udførelse af en squat-øvelse. Vinklen af knæet udgøres af de to accelerometre målinger, hvor disse er lagt sammen for at få den samlede vinkel over knæet. Ifølge afsnit 2.3.2 udføres en squat mellem 0 til 90°, dette svarer til at knæet befinner sig mellem 180 og 90°. Det er på denne måde muligt, at vurdere hvordan knæets vinkel har ændret sig ved udførelse af en squat-øvelse. For at sikre at knæet befinner sig inden for intervallet 180 til 90° under squat-øvelsen indikeres dette ved en LED, hvis intervallet overskrides. Yderligere ønskes det at outputtet ændres, hvis knæets vinkel er over 180°.

#### Krav:

- Skal kunne udsende ét signal som repræsenterer en given vinkel
- Skal kunne måle knæets vinkel mellem 180° og 90°
  - En grøn LED skal lyse når knæets vinkel befinner sig inden for dette interval
- Skal indikere hvornår knæets vinkel er over 180° og under 90°
  - En rød LED skal lyse hvis knæets vinkel er over 180° eller under 90°
- Skal indikere, hvornår knæet overstrækkes, hvilket svarer til 180°

- Hvis vinklen for ét accelerometer overstiger  $90^\circ$ , indikeres dette som  $-200^\circ$ , hvortil det andet accelerometers vinkel ligges til de  $-200^\circ$
- Hvis vinklen overstiger  $90^\circ$  for hvert accelerometer, skal dette indikeres som et output på  $-400^\circ$

#### 4.2.4 EMG-algoritme

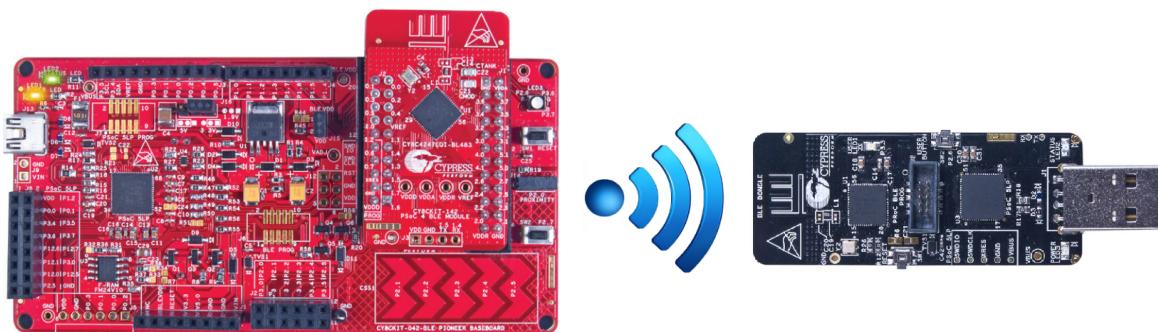
EMG-algoritmen har til formål at få prototypen, og dermed knæleddet, til at fleksere, når muskelaktiviteten fra rectus femoris er stigende, og at få prototypen til at ekstendere, når muskelaktiviteten er faldende. Dette skal gøres ved, at EMG-algoritmen skal finde hældningen af EMG-signalet mellem samples og derefter udsende et signal alt efter, om hældningen er faldende eller stigende. Dette signal skal indikere ændringen i outputsignalet. For at undgå, at prototypen eksentrenderer uden for det definerede område for squat-øvelsen, beskrevet i afsnit 2.3.2 ønskes det, at der sker en ændring i outputsignalet, hvis signalet er over  $180^\circ$  og under  $90^\circ$ .

##### Krav:

- Skal kunne udsende ét signal, når muskelsignalet er faldende og et andet, når det er stigende
- Skal kunne detektere, om muskelaktiviteten er faldende eller stigende mellem to samples med 0,01 sekunders mellemrum
  - Ved stigende muskelaktivitet skal dette indikeres som et outputsignal på  $+10^\circ$
  - Ved faldende muskelaktivitet skal dette indikeres som et outputsignal på  $-10^\circ$
- Skal kunne indikere, hvis vinklen befinner sig over  $180^\circ$  og under  $90^\circ$ 
  - Dette skal indikeres ved, at outputsignalet går i 0

#### 4.2.5 Trådløs kommunikation

For at kommunikere trådløst benyttes Cypress BLE modul. Kommunikationstypen BLE [31] er en energi-effektiv variation af Bluetooth-teknologi. Bluetooth er en standard for kortdistance trådløs teknologi, som muliggør kommunikation mellem flere enheder via radiobølger. Dette betyder, at systemet anvender mindre batteri på Bluetooth-kommunikationen, end på almindelig Bluetooth. Af denne grund kan der benyttes små batterier, uden det bliver nødvendigt at skifte dem ofte [44].



*Figur 4.10: Illustration af kommunikation mellem mikrokontroller og BLE dongle [30, 31].*

Til det endelige system benyttes der udover mikrokontrolleren også en BLE-dongle. Dette er etableret for at tillade trådløst kommunikation mellem en computer og mikrokontrolleren,

hvortil en illustartion kan ses af figur 4.10. Dette tillader således trådløs test, visualisering, og debugging af mikrokontrolleren. BLE-donglen forsynes via USB-porten på den givne computer med 5 V [31]. Denne form for BLE-kommunikation anvendes for at kommunikere med LEGO mindstorm NXT trådløst, som benyttes som exoskelet. For at systemet senere skal kunne anvendes til ALS-patienter med gang, skal der tages højde for en maksimal forsinkelse, for at systemet kan følge almindelig gang. Gangfunktionen for ALS-patienter varierer alt efter, hvor mange funktioner der er nedsat, eksempelvis vil patienter med luftvejsproblemer gå langsommere. ALS-patienter har en gennemsnitlig gangfunktion på  $1,02 \text{ m/s}$  [45], hvorfor en forsinkelse på 100 ms vurderes at være acceptabel. Da systemet skal placeres på benet, vurderes det at en kommunikationsrækkevidde på 2 m er tilstrækkeligt.

**Krav:**

- Mikrocontrolleren skal kommunikere trådløst med LEGO mindstorm NXT
- BLE-dongle skal forsynes via USB
- Skal have en maksimal forsinkelse på 100 ms <sup>1</sup>
- Skal have en kommunikationsrækkevidde på 2 m

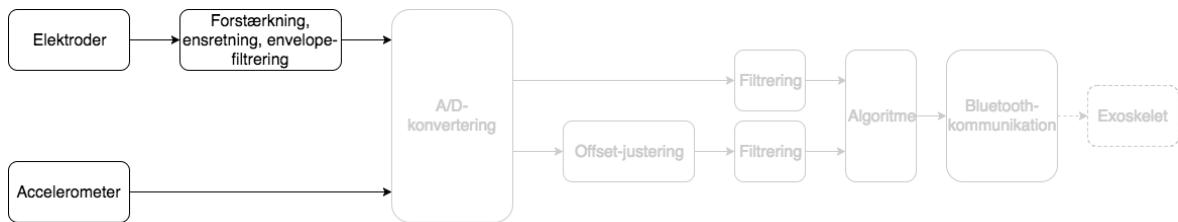
---

<sup>1</sup>FiXme Note: skal denne forsinkelse være større eller mindre?? - HUSK at ændre i brødteksten også!

# Kapitel 5

## Implementering

### 5.1 Analog del



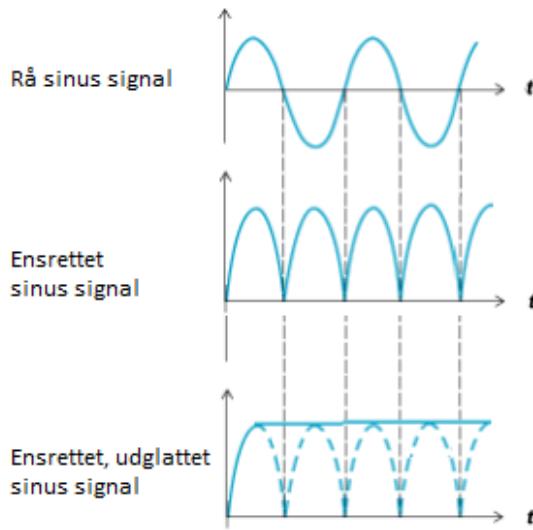
*Figur 5.1: Blokdiagrammets analoge del, der vil blive implementeret i følgende afsnit.*

Til implementering af det analoge system, som er illustreret på figur 6.1, bestemmes der ud fra de opstillede krav i afsnit 4.1, at der skal indgå en EMG-forstærker og accelerometre, der introduceres i afsnit 4.1.1 og afsnit 4.1.2 i implementeringen af systemet. På baggrund af de overordnet krav til systemet er der valgt at anvende EMG og accelerometre, hvorudfra disse krav samt de opstillede krav har medvirket til tilvalg og fravalg af sensorer. Derudover har valget af EMG-forstærker og accelerometre til opsamling af EMG-signal og vinkler været afhængige af, hvilke komponenter der er til rådighed, som opfylder de opstillede krav.

#### 5.1.1 Opsamling og behandling af EMG-signaler

For at opfylde de krav, der er opstillet i afsnit 4.1.1 anvendes Muscle Sensor V3 fra Advancer Technologies, der fremover vil refereres til som 'EMG-forstærker'. Denne komponent mäter en differens mellem de elektriske potentialer, der måles gennem elektroderne. EMG-forstærkeren overholder de opstillede krav, og kan anvendes direkte med mikrokontrolleren. EMG-forstærkeren består af en instrumenteringsforstærker, et passivt højpasfilter, en full-wave rectifier, et aktivt lavpasfilter og en justerbar forstærker [36].

En illustration af, hvordan EMG-forstærkeren behandler et inputsignal fremgår af figur 5.2.



**Figur 5.2:** Tre sinussignaler. Henholdsvis et råt, ensrettet og ensrettet samt udgjættet [36].

På figur 5.2 kan sinuskurven opfattes som muskelsignalet. Dette passerer et passivt højpasfilter bestående af en kondensator, der dæmper DC-støjen og dermed offsettet i signalet. Dette betyder, at muskelsignalet centeres omkring 0 på tids-aksen, hvilket er nødvendigt for at få ensretningen til at virke efter hensigten, da ensretningen foregår omkring denne akse. Dernæst helbølgeensrettes signalet på midterste graf, ved at invertere signalets negative værdier, så signalet udelukkende består af positive værdier samtidigt med at beholde hele dets originale energi. Herefter envelopefiltreres signalet, hvilket ses som det udgjættede signal på nederste graf. Envelopefilteret har til formål at stabilisere signalet, hvilket er implementeret i EMG-forstærkeren ved et lavpasfilter. Til denne filtrering er der beregnet en knækfrekvens på  $1,94 \text{ Hz}$  ud fra ligning 5.1. I databladet for EMG-forstærkeren kan  $C$  og  $R$  aflæses til at være henholdsvis  $1 \cdot 10^{-6} \text{ F}$  og  $80,6 \cdot 10^3 \Omega$  [36].

$$f_c = \frac{1}{2\pi CR} = \frac{1}{2\pi \cdot 1 \cdot 10^{-6} \text{ F} \cdot 80,6 \cdot 10^3 \Omega} = 1,94 \text{ Hz} \quad (5.1)$$

For at sikre, at EMG-forstærkerens forstærkning, ensretning og udgjættning fungerer, kræver EMG-forstærkeren en spændingsforsyning på minimum  $\pm 3 \text{ V}$  og maksimalt  $\pm 30 \text{ V}$ . Herudover er der mulighed for at justere modstanden fra  $0,1 \Omega$  til  $100 \text{ k}\Omega$ , hvilket giver et justerbart gain fra 0,002 til 20.700 gange [36].

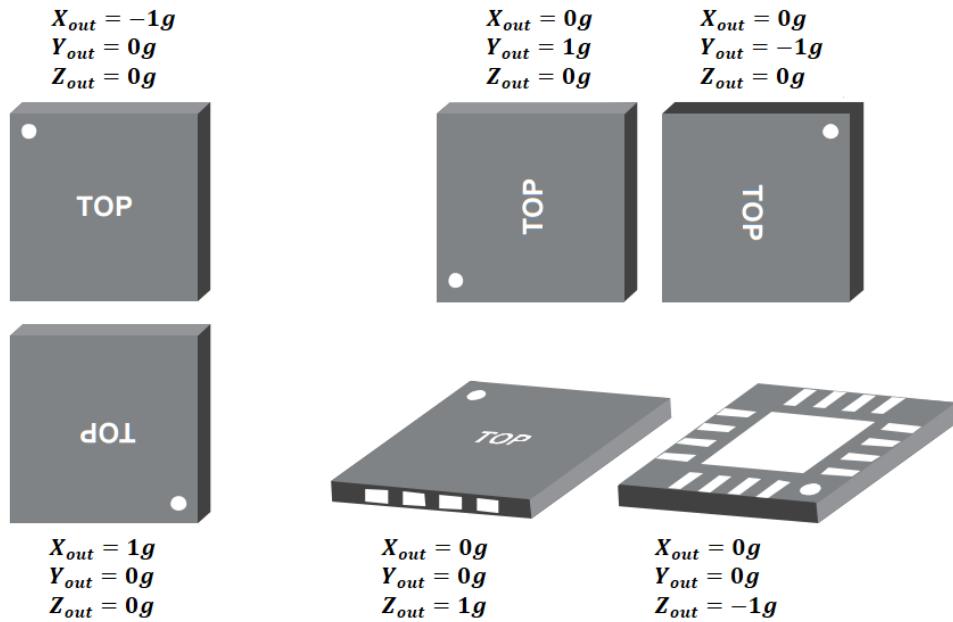
### 5.1.2 Opsamling af accelerometer-signaler

I dette projekt anvendes der på baggrund af krav opstillet i afsnit 4.1.2 to accelerometere ADXL335Z fra Analog Devices. Accelerometerne er en triaksialt sensor, som har et arbejdsmønster på minimum  $\pm 3 \text{ g}$ , og en spænding som output. Det analoge outputsignal er proportionalt med accelerationen [46].

Accelerometrene har en single-supply spændingsforsyning, som skal ligge mellem  $1,8 - 3,6 \text{ V}$ . Offsettet er afhængig af forsyningsspændingen fra mikrokontrolleren, der forsyner accelerometerne. Forsyningsspændingen er  $3,3 \text{ V}$ , og derved bliver offsettet  $1,65 \text{ V}$ , som er

det halve af forsyningsspændingen. Båndbredden og støjen varierer for akserne. For y-aksen ligger båndbredden mellem  $0,5 - 1.600 \text{ Hz}^1$  [47].

Accelerometrenes outputsensitivitet varierer ligefrem proportionelt med forsyningsspændingen. Sensitiviteten har et range på  $\pm 10\%$  [47]. Ved en forsyningsspænding på  $3,3 \text{ V}$  er sensitiviteten  $330 \text{ mV/g} \pm 10\%$ .



**Figur 5.3:** Påvirkning af accelerometeret i forskellige positioner. Til venstre måles accelerometeret lodret, til højre øverst vandret og til højre nederst i plan [47].

Ved hældning af accelerometeret vil der ske en acceleration i forhold til tyngdekraften. Hvilkens acceleration, der sker, er afhængigt af plan og hældningens retning. Dette fremgår af figur 5.3. Herved vil der ske en ændring i outputspændingen ved en hældning på  $0^\circ$ . Hvis accelerometeret eksempelvis befinner sig i den øverste situation på figur 5.3, påvirkes y-aksen med  $-1 \text{ g}$  [48]. Denne sammenhæng og derved patientens hældning kan udtrykkes ved ligning 5.2, hvor  $\phi$  er vinklen i forhold til udgangspunktet for den pågældende akse [48].

$$V_{out} = V_{offset} + sensitivitet \cdot \sin(\phi) \quad (5.2)$$

### 5.1.3 Spændingsforsyning

For at opfylde kravene, der er specifieret i afsnit 4.1.3, vælges det at benytte en færdigudviklet komponent, som benytter to  $1,5 \text{ V}$ 's AA-batterier, der sidder i en spændingsregulator. Batteriernes kobling danner et split supply. De andre poler, som ikke anvendes til jordforbindelse, benyttes som systemets positive spændingsforsyning,  $V_{cc}$  og negative spændingsforsyning,  $V_{dd}$ .

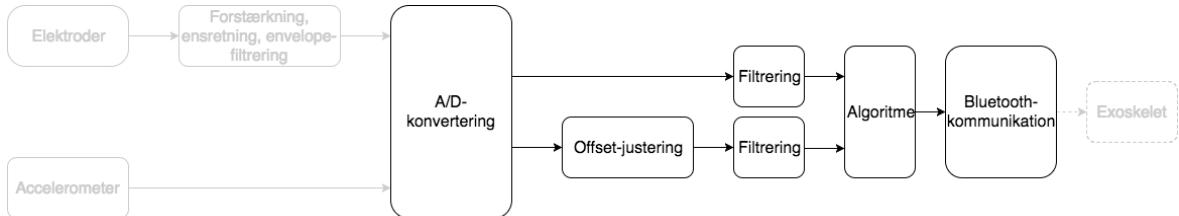
<sup>1</sup>FiXme Note: Den spektrale effekttæthed måles i  $\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ . Hvis dette divideres med kvadratroden af båndbredden af signalet  $\sqrt{\text{Hz}}$ , fås RMS af accelerationsstøjen ved en temperatur på  $25^\circ\text{C}$

Spændingsregulatoren sørger for at give en konstant spænding på henholdsvis 3,4 V og  $\pm 5,5$  V.<sup>2</sup> På sigt vil spændingsforsyningen ikke være i stand til at leve en jævn spænding grundet afladning af batterierne. I dette tilfælde vil spændingsregulatoren indikere dette ved at få en LED til at blinke, når der ikke leveres en konstant spænding. Yderligere vil LED'en stoppe med at lyse, når batterierne er helt afladede. Konfigurationen af spændingsforsyningen fremgår af figur 5.4, hvor terminalerne for  $\pm 5,5$  V fremgår som rød(V+) og blå(V-) og grå(Gnd), mens der på den modsatte side fremgår terminalerne for 3,4 V som grøn(Vcc) og grå(Gnd).



**Figur 5.4:** Spændingsforsyning, der består af to 1,5 V batterier i et split supply. Den røde prik illustrerer  $V+$ , den blå  $V-$ , den grå Gnd og den grøn  $V_{cc}$ .

## 5.2 Digital del



**Figur 5.5:** Blokdiagrammets digitale del, der vil blive implementeret i følgende afsnit.

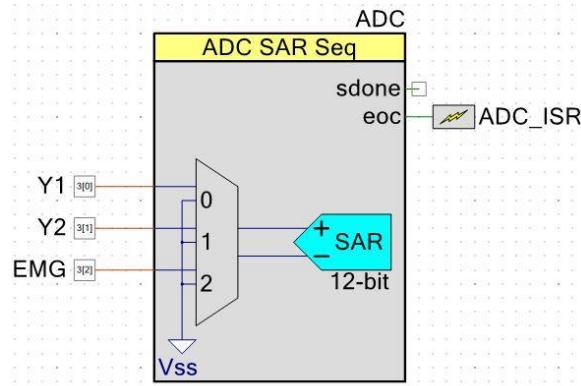
Til implementering af det digitale system, som er illustreret på figur 6.4, stilles der fra afsnit 4.2 krav i forhold til implementeringen af ADC, filtrering og trådløs kommunikation. Da mikrokontrolleren er udleveret på dette semester er det et krav at anvende ADC'en på denne samt BLE-modulet, hvorfor A/D-konvertering og den trådløse kommunikation implementeres på denne. Derudover testes det, hvorvidt de forskellige filtre filtrere det uønskede signal fra.

### 5.2.1 Analog-to-Digital Converter

Mikrokontrolleren indeholder en SAR ADC, som gør det muligt at konvertere det analoge signal til et digitalt. Der ønskes en konfigurering af 3 analoge kanaler, herunder Y-aksen på begge accelerometre samt EMG-forstærkeren. Opsætningen af ADC'en på mikrokontrolleren fremgår af figur 5.6. Det ønskes at kunne læse signalerne ved at måle single ended, hvorfor hvert input er tilkoblet  $V_{ss}$ , der fungerer som jord. Da der ligeledes ønskes at anvende en 12 bits-ADC på baggrund af kravet i afsnit 4.2.1, indstilles denne til en oplosning på 12 bit. Da der anvendes en single ended konfiguration af kanalerne, svarer dette til, at ADC'en anvender

<sup>2</sup>FiXme Note: Dette gøres ved, at spændingsregulatoren oplager spænding fra de to tilkoblede batterier i spoler, når switchfunktionen lukkes. Switchfunktionen åbnes, når spolerne er mættede og en spænding ledes videre i kredsløbet via en diode. Denne switchfunktion åbner og lukker skiftevis i kort tid, hvilket resulterer i, at en konstant spænding ledes til systemet hele tiden.

11 bit. ADC'en har et arbejdsområde fra  $0 - 5 V$  [49]. LSB'en for ADC'en kan beregnes ud fra ligning 4.1, hvilket giver  $2,44 mV$ . Hvis der sker ændringer i signalet, der er mindre end LSB på  $2,44 mV$ , vil dette ikke komme til udtryk i det konverterede signal.



**Figur 5.6:** ADC'ens opstætning på PSoC. Sucessive Approximation Register (SAR) er typen af ADC. Kanalerne  $Y_1$ ,  $Y_2$  og  $EMG$  er de kanaler, der modtager signaler fra henholdsvis accelerometret, der er placeret på femur, accelerometret, der er placeret på tibia, og  $EMG$ -signal.  $sdone$  er en outputterminal, der signalerer, at ADC'en har samplet det aktuelle input.  $eoc$  signalerer, når en konversionscyklus er gennemført, dermed kan værdierne fra de sampled kanaler aflæses i samplingsregistret. Når  $eoc$  signalerer dette, laver  $ADC\_ISR$  et interrupt, der igangsætter endnu en læsning af kanalerne [49].

I ADC'en er der indbygget en clock frekvens. Det er muligt at reducere konverteringstiden ved at øge ADC'ens clock frekvens. Når ADC'en skal starte på konverteringen, er det samplingstiden, der også måles som tiden i clock cycles. Der er forskellige parametre, der kan indstilles i PSoC, herunder opløsning, samplingsraten og clock frekvensen. Disse parametre bestemmer ADC'ens konverteringsrate. Konverteringstiden er den inverste af konverteringsraten.

Clock frekvensen kan indstilles mellem  $1000 MHz$  og  $9000 MHz$ . [49] Da der ønskes at samples med 10 gange frekvensområdet for signalet, hvilket i følge afsnit A.1 er mellem 0,4 og  $10 Hz$ , vælges der at samples med  $100 Hz$ . Clockfrekvensen vælges til at have en hastighed på  $1600 kHz$ . Outputtet fra ADC'en er tilkoblet via  $eoc$  til ADC'ens Interrupt Service Routine (ISR), hvilket fremgår af figur 5.6. Hvis der er sker et interrupt vil dette resultere i at de aktiverede kanaler er klar til at blive aflæst fra registrene, hvorved systemet igangsættes [49].

### 5.2.2 Digital filtrering

Der blev på baggrund af målinger i afsnit A.1 samt afsnit 4.2.2 valgt at implementere et IIR-lavpasfilter og et moving average filter. Lavpasfiltreret har til formål at filtrere  $EMG$ -signalet og samtidig følge det oprindelige signal mest muligt, mens moving average filteret har til formål at udglatte accelerometre-signalerne så ændringerne i spænding bliver repræsenteret bedre.

#### IIR-lavpasfilter

Det ønskede 2. ordens IIR-lavpasfilter implementeres digitalt ved anvendelse af MATLAB samt PSoC. Ved implementering af dette filter benyttes MATLAB for således at beregne a

og b koefficienterne for et Butterworth filter, der er nødvendigt for at kode filteret. Disse koefficienterne fremgår af tabel 5.1. Dertil defineres a og b koefficienterne samt filterlængden i PSoC, hvorefter disse anvendes til programmering af lavpasfilteret.

<b>a</b>	1,0000	-1,8890	0,0015
<b>b</b>	0,0015	0,0029	0,0015

*Tabel 5.1: De udregnede a og b koefficienter for et butterworth filter*

### Moving average filter

Det ønskes at implementere et moving average filter ved anvendelse af MATLAB samt PSoC. Koefficienten, a, defineres til at have en værdi på 1, da denne er konstant ved FIR-filtre. Koefficienten, b, defineres ved at dividere a med filterlængden, som er valgt til 10. Disse koefficienter findes i MATLAB, og fremgår af tabel 5.2. Koefficienterne overføres til moving average filteret programmeret i PSoC.

<b>a</b>	1									
<b>b</b>	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1

*Tabel 5.2: De udregnede a og b koefficienter for moving average filteret*

### 5.2.3 Vinkelberegning

I afsnit A.2 fremgår det, at der er lineær sammenhæng mellem vinklerne over tid. Det er derfor muligt at udføre en lineær interpolation over dataen af målinger fra accelerometrene i forskellige vinkler. På denne måde er det muligt at bestemme, hvilken som helst vinkel for en tilsvarende spænding. Da målingerne af linearitet, målt i afsnit A.2, er foretaget med Ni USB-6009 stemmer spændingerne ikke overens, når det samples på mikrokontrolleren. Derfor udføres der en ny måling af linearitet med mikrokontrolleren, hvor spændingen i de forskellige vinkler er målt. Efterfølgende er der aflæst et offset, som er trukket fra, for at centrere signalet omkring 0. Offsettet for accelerometeret placeret på låret er aflæst til -1002, hvilket svarer til en spænding på -1,6162 V og accelerometeret placeret på skinnebenet til -972, svarende til en spænding på -1,5743 V. Det digitale output ved forskellige vinkler fremgår af tabel 5.3.

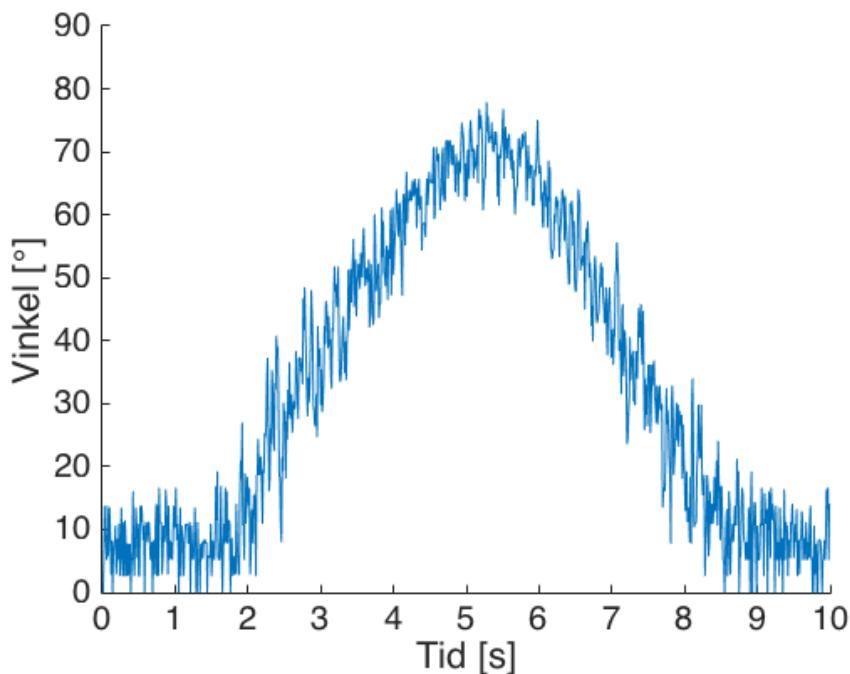
Vinkel [°]	Digital output fra acclerometer placeret på låret	Digital output fra acclerometer placeret på skinnebenet
0	0	0
10	-31	-16
30	-67	-52
50	-126	-111
70	-168	-153
80	-185	-176
90	-186	-179

*Tabel 5.3: Digital output fra accelerometer placeret på både låret og skinnebenet svarende til en given spænding.*

Spændingen er målt for vinklerne fra 0 til 90° for accelerometrene placeret på både låret og skinnebenet. Den første målte spænding er for startværdien i intervallet og den sidste spænding er slutværdien i intervallet.

Ud fra de målte værdier i de forskellige intervaller, er der opstillet en funktion indeholdt ifelse-løkker, hvorved det er muligt at vurdere, hvilket interval en given spænding befinder sig i. I hver enkelt løkke anvendes lineær interpolation, som har til opgave at finde en vinkel, der er svarende til en spænding som ligger mellem intervallet og returnerer denne.

Når der er udført lineær interpolation over dataen skal de målte data fra låret samt skinnebenet ligges sammen for at få den samlede vinkel af, hvor langt personen har bevæget sig, og derved befinner sig i squat-øvelsen. Resultaterne er optaget på mikrokontrolleren og visualiseres i MATLAB, hvilket fremgår af figur 5.7.



**Figur 5.7:** Samlet vinkler af accelerometrene under udførelse af squat-øvelsen

#### 5.2.4 EMG-algoritme

For at opfylde kravene fra afsnit 4.2.4 skal hældningen af EMG-signalet findes. Dette kan gøres ved differentiering, hvorved det vil være muligt at finde tangenthældningen i ét punkt ved differentialkvotienten. Det vælges at implementere en mere simpel metode til at tilnærmelsesvisat finde hældningen ved ligning 5.3.

$$f'(x) \approx \frac{\Delta y(x)}{\Delta x} \quad (5.3)$$

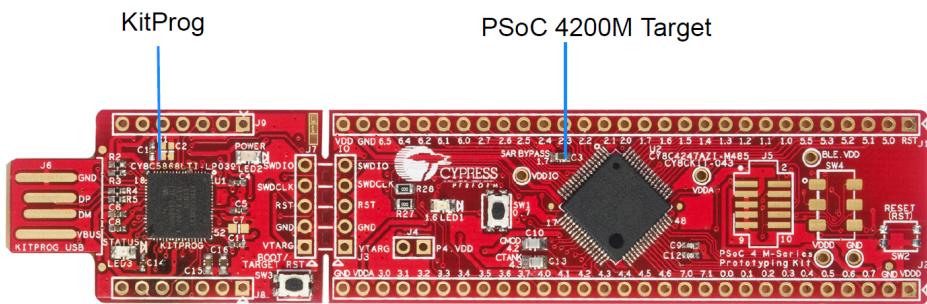
I ligning 5.3 er  $\Delta x$  tiden mellem to samples, og  $\Delta y(x)$  den målte spænding fra rectus femoris til tiden  $x$ .

Hvis  $f'(x) > 1$  kommer der et output, som signalerer til prototypen, at knæleddet skal fleksere. Hvis derimod  $f'(x) < 1$  kommer der et andet output, som signalerer til prototypen, at knæleddet skal ekstendere.

### 5.2.5 Trådløs kommunikation

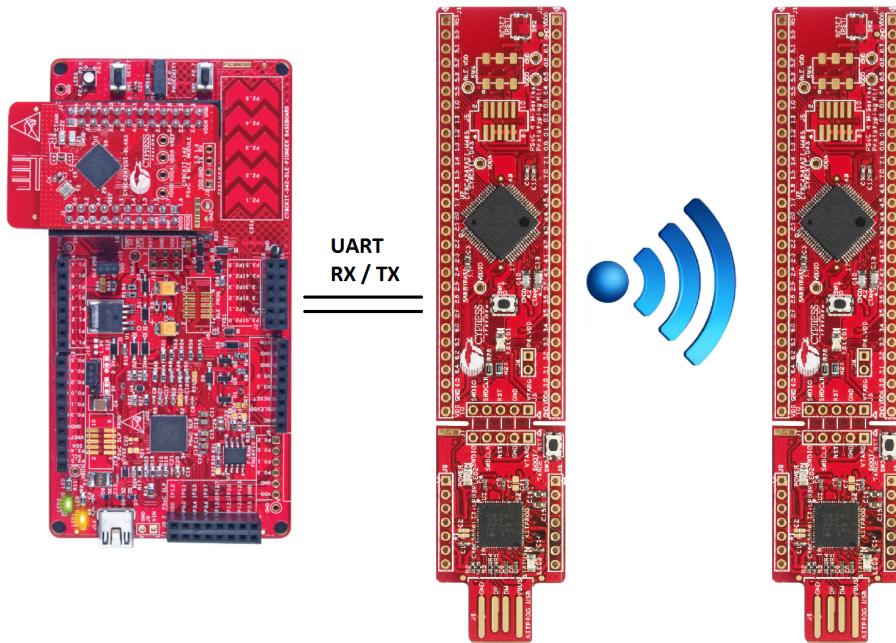
Den trådløse kommunikation er designet til direkte kommunikation mellem mikrokontrolleren og NXT'en til at styre exoskelettet. Herudover skal der etableres en trådløs kommunikation til en computer til debugging, test af mikrokontrolleren samt datavisualisering.

Til implementeringen af den trådløse kommunikation tages der ikke udgangspunkt i det oprindelige design. Dette er som følge af opsætningen af bluetooth kommunikationen i mikrokontrolleren, er fremkommet til at være mere kompliceret end først antaget. Dette omfatter, at der kræves en forståelse for diverse bluetooth programmeringsbiblioteker samt relaterede funktioner til at programmere buletooth kommunikation. For at implementere dette, vil den krævede tid således blive for lang og usikker i forhold til den endelige funktionalitet. Dertil vælges det at implementere et mere simpelt og anvendeligt alternativ, bestående af to PSoC 4 M-Series Prototyping Kit board, der ses af figur 5.8



*Figur 5.8: CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit[50].*

Dette board består af en KitProg og en PSoC 4200M enhed. KitProgen anvendes til at debugge og programmere koden. PSoc 4200M er processoren, hvorpå koden eksekveres. Yderligere er boardet udstyret med et EZ-BLE modul, der tillader trådløs kommunikation ved brug af bluetooth low energy. Den ene PSoC 4200M tilkobles mikrokontrollern via UART forbindelse og den anden tilsluttes computeren via USB og erstatter BLE donglen fra det oprindelige design. En illustration af, hvordan kommunikationen transmitemes i det implementerede system fremgår af figur 5.9.



**Figur 5.9:** Illustration af kommunikation mellem mikrokontroller og computer. Der ses UART forbindelse til venstre, hvor der er anvendes RX (receive) og TX (transmit). Til højre ses indikeringen af trådløskommunikation ved brug af BLE [30, 50].

Opsætningen, der fremgår af figur 5.9 er mere anvendeligt, da der tages udgangspunkt i kodeeksempler til PSoC 4200M, hvorpå den trådløse kommunikation i forvejen er programmeret. Dertil er det ikke nødvendigt at opsætte BLE kommunikation, men alene, hvordan data'en skal videregives. Begge PSoC 4200M enheder programmeres til at 'echo' information, der modtages via BLE eller UART og transmittere det videre. Dertil vil data modtaget fra mikrokontrolleren blive videregivet til den ene PSoC4200M enhed, hvorpå data transmitteres trådløst til den anden PSoC4200M enhed. Derfra sendes data via UART til computeren.

For at de to PSoC4200M enheder kan kommunikere med hinanden, programmeres EZ-BLE modulerne til at være henholdsvis central og peripheral. Dette betegner en rolle, der gives de to PSoC4200M enheder, hvor central oftest er enheden med mest processorkraft og hukommelse og den peripheral oftest er en mindre og ressourcebegrænset enhed [51]. I dette system er mikrokontrolleren anset som en primær komponent, hvortil den tilsluttede PSoC 4200M enhed defineres som central. Ved aktiv data transmission vil en indikering i form af en blå led på den centrale PSoC 4200M lyse.

### 5.2.6 Low power mode

Der findes forskellige grader af low power mode. Herunder en sleep mode, deep-sleep mode, hibernate mode og stop mode. Systemet anvender sleep mode, hvor alle periphals udover CPU'en er tilgængelig. Systemet befinner sig i sleep mode hele tiden og kører dermed ingen instruktioner. Den venter i stedet på, at der forekommer et interrupt. Et hvert interrupt kan anvendes til at vække systemet fra sleep mode, herefter vil systemet gå ud af sin sleep mode, når der er udløst et interrupt.

Det kan være fordelagtigt at anvende sleep mode, når eksempelvis ADC'en eller digital kommunikation, hvor andre peripherals skal forblive aktive, men uden CPU'ens aktivitet

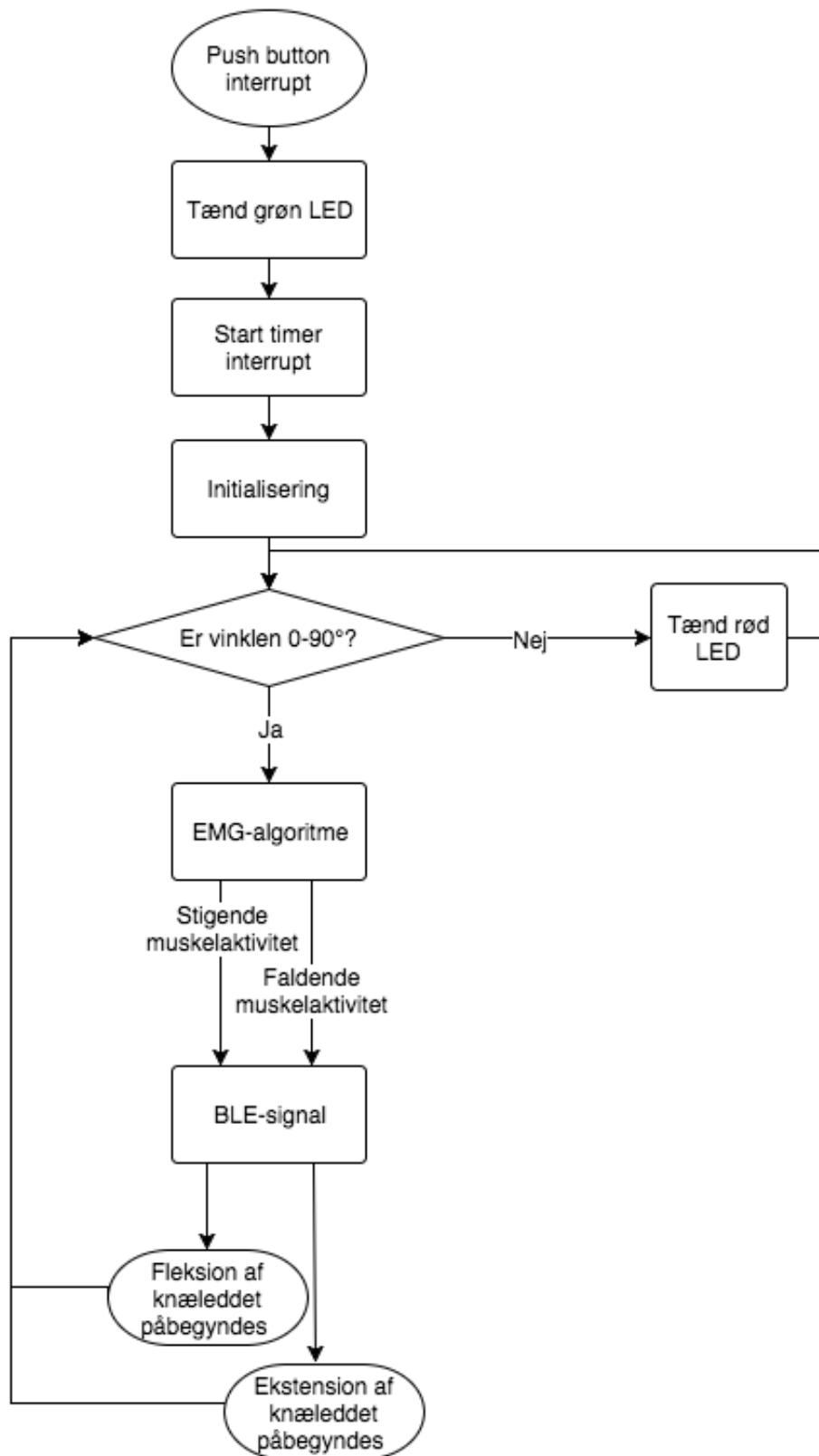
er nødvendig. På denne måde vil det være muligt at reducere strømforbruget mellem AD-konverteringer samt transaktioner under den digitale kommunikation.[52]

### 5.2.7 Flowdiagram

I dette afsnit fremgår implementeringen af systemets blokke fra afsnit 3.1.2. Disse flowdiagrammer er anvendt for at visualisere opbygningen samt sammenhængen mellem blokkene. Flowdiagrammene er opdelt og består af et overordnet, som beskriver hele processen og et initialiserende samt et, der viser EMG-algoritmen. Udover den visualiserende del vil det blive uddybet, hvilke funktioner de enkelte figurer indeholder. Anvendelsen af de forskellige figurer i flowdiagrammerne er beskrevet i afsnit .

#### Overordnet flowdiagram

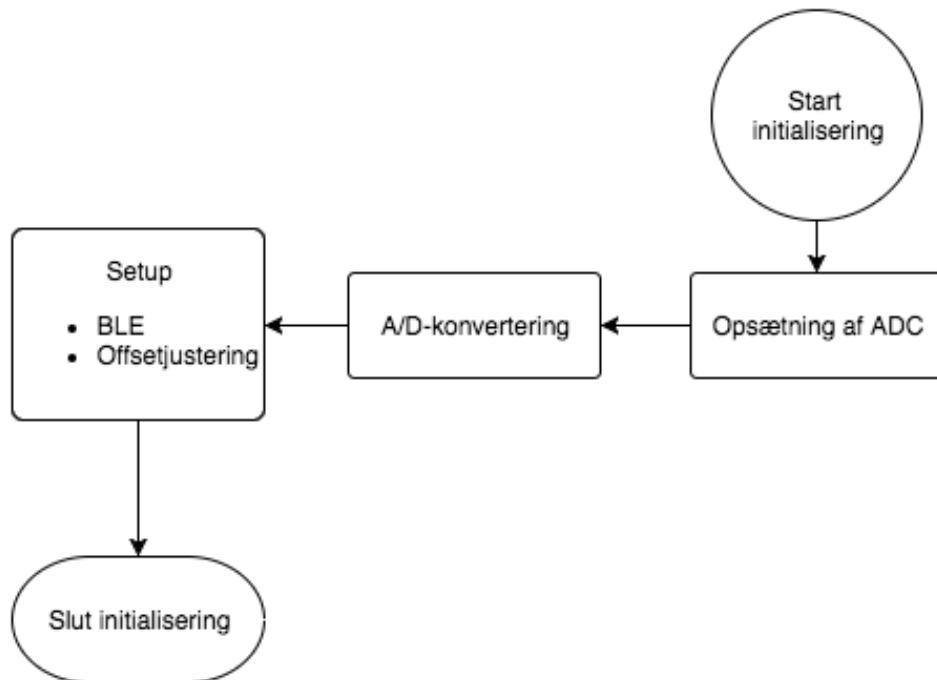
Det analoge signal, som optages af de implementerende sensorer skal konverteres fra analogt til digitalt, hvorved det efterfølgende kan implementeres i softwaren. Det overordnede flowdiagram fremgår af figur 5.10. For at implementering af softwaren vil foreløbe skal der ske et interrupt ved at trykke på PSoC'ens user button, som får en grøn LED til at lyse og derefter igangsætter de efterfølgende funktioner. Dette igangsætter et timer interrupt, der tæller inden for XX interval. Herefter sker der en initialisering af systemet.



*Figur 5.10: Overordnet flowdigram som viser opbyggelsen af systemet*

### Initialiserende flowdiagram

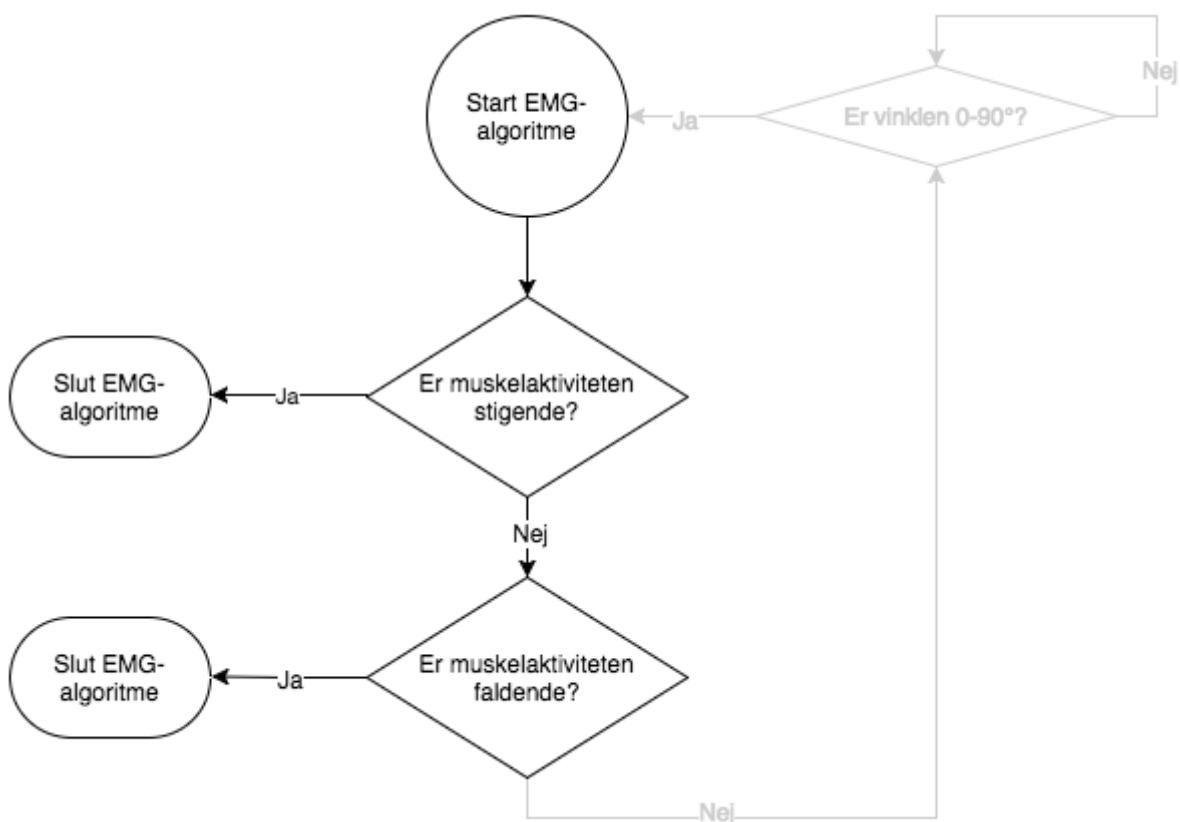
I initialiseringsprocessen, der fremgår af figur 5.11 sker opsætningen af ADC'en. Efter modtagelsen af det analoge input sker en A/D-konvertering, hvor det analoge signal digitaliseres. For at kunne behandle dataen og kommunikere trådløst igangsættes et setup, hvor BLE tilkobes og signalet offsetjusteres. Efter setup skal det vurderes, hvorvidt inputtet befinner sig inden for en spænding svarende til 0 til 90 graders vinkel, hvis dette er tilfældet, vil signalet starte EMG-algoritmen, hvilket fremgår af det overordnede flowdiagram, der fremgår af figur 5.10.



**Figur 5.11:** Initialiserende flowdigramp som viser opbyggelsen af den initialiserende del af systemet

### EMG-algoritme

EMG-algoritmen fremgår af figur 5.12. Hvis inputtet fra accelerometret svarer til en spænding mellem 0 og 90 grader vurderes det, hvorvidt muskelaktiviteten er faldende eller stigende. Én sample sammenlignes med den efterfølgende sample for at vurdere, om muskelaktiviteten er stigende eller faldende. Hvis muskelaktiviteten er stigende, vil vinklen blive større, og herved slutter EMG-algoritmen og sender et input til prototypen med BLE, hvorved en fleksion af knæleddet påbegyndes. Hvis muskelaktiviteten er faldende, vil vinklen blive mindre, hvilket ligeledes slutter EMG-algoritmen og sender et input videre til BLE, hvorved en ekstension af knæleddet påbegyndes.



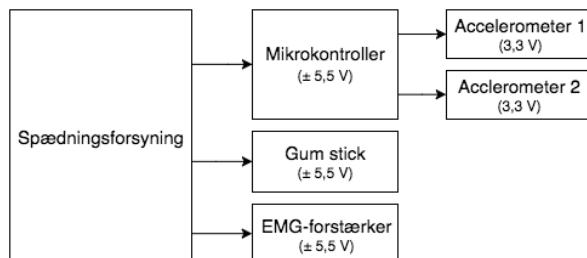
*Figur 5.12: EMG-algoritmen viser opbyggelsen af EMG-algoritmens del af systemet.*

### 5.2.8 Samlet system

Under implementering af det samlede system er det nødvendigt at ændre flere parametre for at kunne opfylde de overordnet krav, beskrevet i afsnit 3.1.1. Dette omfatter ændring af forsyningen af spænding til de enkelte komponenter, hvilket forårsager at spændingen for de udregnede vinkler er ændret.

#### Forsyning af spænding

Da systemet skal være batteridrevet, skal alle komponenter kobles til et batteri. Dette implementeres ved at mikrokontrollen, gum sticken og EMG-forstærkeren får spænding fra spændingsregulatoreren, der leverer en spænding på 5,5 V til disse komponenter. Mikrokontrolleren er koblet til de to accelerometre og forsyner disse med en spænding på 3,3 V. Opsætningen af dette er illustreret på figur 5.13.



*Figur 5.13: Illustration af koblingen af spænding til de enkelte komponenter.*

### Beregning af vinkler

Da spændingen accelerometrene modtager ændres fra 3,4 til 3,3 V, bliver offsettet for disse ligeledes ændret. Dette gør sig gældende da disse afhænger af hinanden, som beskrevet i afsnit 5.1.2. Offsettet for accelerometeret placeret på låret er  $-1,5904\text{ V}$ , og for accelerometeret placeret på skinnebenet er  $-1,5598\text{ V}$ . Dette medvirker til, at de udregnede vinkler for intervallet  $90 - 180^\circ$  ændres. De nye vinkler fremgår af tabel 5.4.

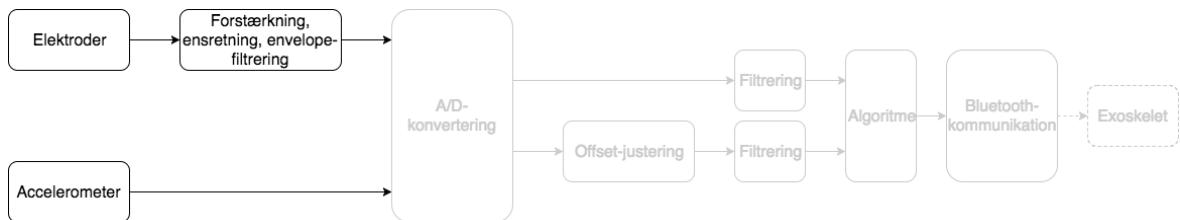
Vinkel [°]	Digital output fra acclerometer placeret på låret	Digital output fra accelerometer placeret på skinnebenet
0	0	0
10	-25	-4
30	-60	-42
50	-122	-101
70	-165	-142
80	-191	-164
90	-195	-170

**Tabel 5.4:** Digitalt output fra accelerometer placeret på låret og skinnebenet svarende til en given vinkel.

# Kapitel 6

## Test

### 6.1 Analog del

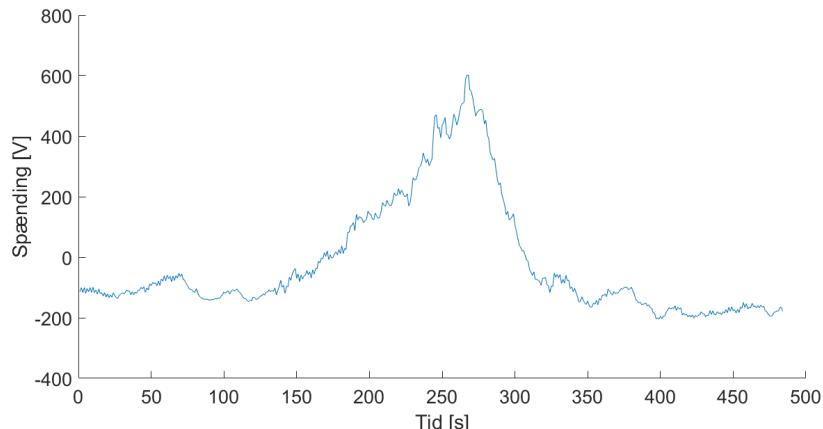


Figur 6.1: Blokdiagrammets analoge del

For at kunne teste om de enkelte komponenter i den analoge del, som fremgår af figur 6.1, opfylder kravene stillet i afsnit 4.1 testes delene hver for sig. Testen af sensorerne omhandler signalopsamling og hvorvidt målingerne opfylder de opstillede krav. Derudover testes spændingsforsyningen for om den leverer en jævn spænding for at sikre at systemet fungere optimalt.

#### 6.1.1 EMG-forstærker

EMG-forstærkeren testes for at vurdere, hvorvidt muskelsignalerne fra rectus femoris opsamles. Overfladeelektroderne placeres midt for linjen mellem anterior spina iliaca superior og den superiore del af patella ud fra SENIAM's anvisning om elektrodeplacering [53]. En squat-øvelse udføres, mens muskelsignaler opsamles i MATLAB. Muskelsignalet som en energirepræsentation under udførslen af squat-øvelsen fremgår af figur 6.2.



Figur 6.2: Et ufiltreret EMG-signal fra rectus femoris under udførsel af en squat-øvelse

Opsamlingen skete med en spændingsforsyning på  $\pm 5,5 V$ , og på EMG-forstærkeren findes et justerbart gain, så forstærkningen kan tilpasses den enkelte bruger af systemet. Ud fra dette og figur 6.2 vurderes det, at EMG-forstærkeren opfylder de opstillede krav i ??

### 6.1.2 Accelerometre

Accelerometrene testes for at vurdere, hvorvidt de opstillede krav i ?? opfyldes. Der tages udgangspunkt i værdierne fra databladet for ADXL335 [47], da det ikke er muligt at teste alle opstillede krav. Databladet oplyser, at de kan forsynes med en DC-forsyning fra  $1,8 - 3,6 V$ . Da accelerometrene skal kunne forsynes med en spænding på  $3,3 V$ , opfyldes dette krav. Herudover ses det ud fra databladet, at der er en linearitet med en afvigelse på  $0,3\%$  samt et lineært arbejdsområde på  $\pm 3g$ . Af databladet fremgår det ligeledes, at accelerometrene er triaksiale. Det er derfor muligt at måle på minimum én akse, hvilket er det opstillede krav. Af denne grund er opfylder accelerometrene kravene.

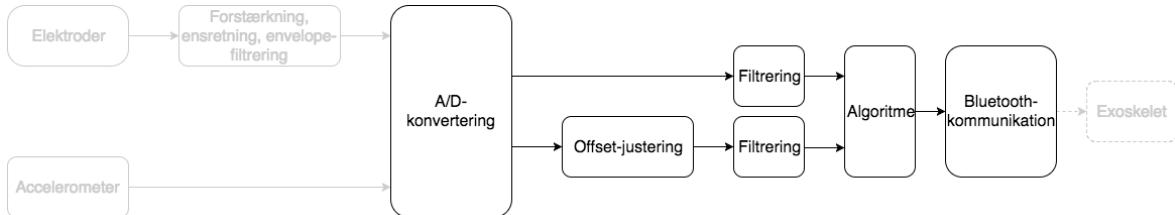
### 6.1.3 Spændingsforsyning

Det forventes, at spændingsforsyningen leverer en konstant spænding til EMG-forstærkeren, så denne fungerer optimalt, og så EMG-signalerne ikke forstyrres. For at undersøge, om spændingsforsyningen opfylder de opstillede krav i 4.1.3, testes spændingsforsyningen med et multimeter, hvor outputspændingen måles. Ud fra dette er den positive spænding målt til  $5,574 V$  og den negative spænding til  $-5,341 V$ , hvilket giver en peak-to-peak-amplitude på  $10,815 V$ . Under testen, blev der ikke set udslag på multimeteret, hvorfod spændingsforsyningen overholder kravet om at skulle kunne levere en jævn spænding. Dette betyder at spændingsforsyningen kan udsende en spænding, som er passede for at forsyne EMG-forstærkeren, der typisk kræver en spænding på typisk  $\pm 3V$ , jf. afsnit 4.1.1. Derudover testets der for om spændingsregulatoren udsender et signal, hvis den ikke leverer en konstant spændingen. Dokumentation for denne test fremgår af figur 6.3. Det blev målt at spændingsregulatoren leverede en spænding på omkring  $\pm 5,4 V$  når LED'en var tændt, mens den leverede en spænding på  $0,0985 mV$  når LED'en var slukket.



**Figur 6.3:** Billedet til højre viser spændingsregulatoren når den leverer en spænding på 5,4 V, hvorved en LED lyser grønt for indikere dette. Billedet til venstre viser spændingsregulatoren når den ikke leverer en passende spænding, hvormed LED'en er slukket.

## 6.2 Digital del



**Figur 6.4:** Blokdiagrammets digitale del

For at undersøge om systemet opfylder kravene i afsnit 4.2, skal den digitale del af systemet som vist på figur 6.4 testes. Dette gøres ved at teste de enkelte blokke hver for sig og vurdere om de opfylder de stillede krav. Udover de viste blokke i blokdiagrammet testes der for vinkelberegning og EMG-algoritme, som anvendes for at systemet kan udføre en squat-øvelse på baggrund af disse funktioner.

### 6.2.1 ADC

ADC'ens samplingsfrekvens testes for at undersøge om den indstillede og reelle samplerate er identisk. Til denne test defineres en variable 'k' i mikrokontrolleren, som tæller op for hver gang at der er konverteret data fra ADC'en. Hvis en konvertering mislykkes vil k-værdien ikke tælle op, og den givende sample registreres derfor ikke. Denne værdi aflæses i matlab via usb forbindelsen mellem computer og mikrokontroller.

Måden testen udføres på, er ved at starte konverteringen og et stopur på samme tid. Idet stopuret når 30 min stoppes uret og konvertering. Værdierne aflæses hvoraf samplingfrekvensen udregnes. Antallet af konverteringer målt under testen er 177066 *samples* over en periode af 1800, 16 s

$$F_s = \frac{177066 \text{ samples}}{1800, 16 \text{ s}} \quad (6.1)$$

Der forventes en samplingsfrekvens på 100 Hz. Den reelle frekvens er udregnet til 98,36 Hz ud fra ligning 6.1. Dette giver en afvigelse på 1,64%. Årsagen til denne afvigelse realateres til at stopuret og konverteringen ikke har været startet og stoppet på præcis samme tid. Dette resulterer i at der ikke er en direkte relation mellem køretiden for ADC'en og stopuret. Yderligere tillader indstillerne for ADC, at der kan ændres i konverteringstedet for de enkelte kanaler, men stadig oplyse at der bevares en aktuel samplingsfrekvens på 100 Hz. Dette antages ligeledes at have en indflydelse på samplingsfrekvensen, selvom den oplyses som værende 100 Hz

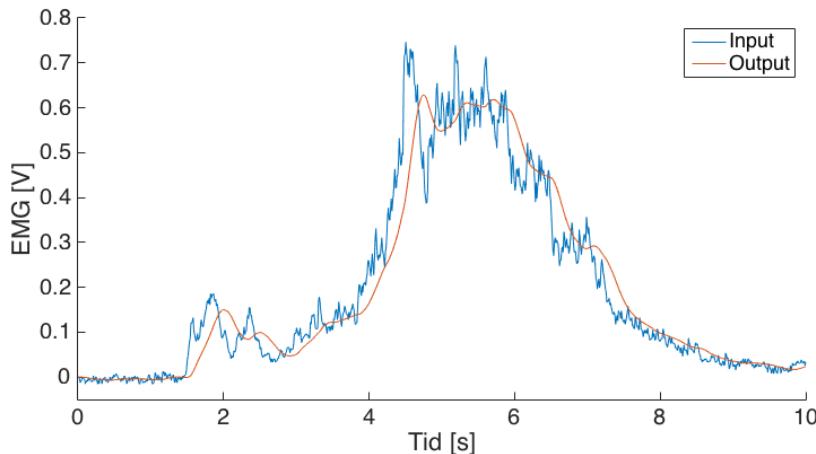
Tiltrods for afvigelsen godkendes ADC'en indstillinger alligevel. Dette relateres til at det er lavfrekvente signaler der samples, og at størrelsen på afvigelsen ikke har betydningen for repræsentationen af signalerne. Med henblik på den endelige anvendelse i form af et exoskellet, vil systemet ligeledes skulle følge kroppens naturlige bevægelse. Hertil fremhæves at exoskelletet ikke skal tilpasse en ny position 100 gange i sekundet, da det ville uhensigtsmæssigt

### 6.2.2 Digital filtrering

De implementerede filtre på PSoC, herunder lavpasfilter og moving average, testes for at se om de opfylder de opstillede krav i afsnit 4.2.2. Det vurderes hvorvidt det filtrede signal følger det ufiltrede signal og efterfølgende undersøges forsinkelsen af signalet.

#### Lavpasfilter

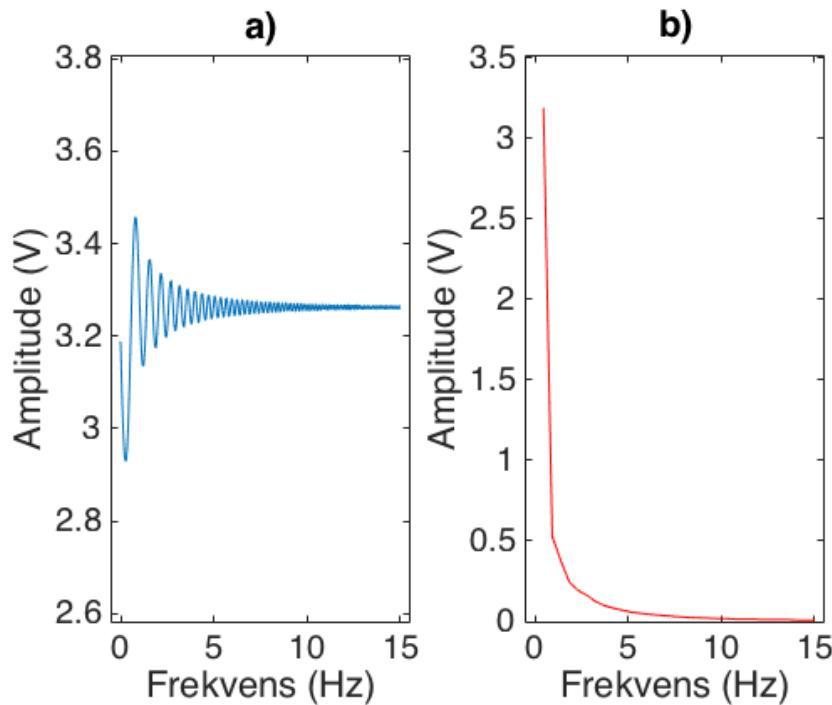
For at undersøge hvilken betydning det filtrede signal har i forhold til det ufiltrede signal, visualiseres disse i en samlet. De indsendte signaler er fra det optagede signal fra pilotforsøget, som er beskrevet i afsnit A.1. Signalerne sendes til mikrokontrolen via en UART-forbindelse, hvorved den retunerede værdi modtages. De indsendte samt returnerede værdier er visualiseret i MATLAB og fremgår af figur 6.5



**Figur 6.5:** Lavpasfilter programmeret i PSoC visualiseret i MATLAB

Figuren illustrerer, at inputsignalet følger det ufiltrede signal men med forsinkelse, for at teste forsinkelsen i det filteret eksekveres, defineres en debug-pin. Denne pin sættes høj før funktionskaldet og lav efter funktionskaldet. For at måle hvor længe pinen er høj tilsluttet et oscilloskop denne. Ud fra dette kan der aflæses en forsinkelse på oscilloskop på  $175 \mu s$ , hvilket er den forsinkelse der går før data har passeret filteret. Denne forsinkelse vurderes ikke at have nogen signifikant betydning.

For at vurdere om filteret er dæmper nok i forhold til de opstillede krav i afsnit 4.2.2, udføres en sweep-test af frekvenser fra  $0 - 15 \text{ Hz}$  med en funktionsgenerator. Dette frekvensområde er valgt på baggrund af målinger fra afsnit A.1, hvor det fremgår, at signalet ligger mellem  $0,4 - 10 \text{ Hz}$ . Da funktionsgeneratoren ikke kan indstilles til en frekvens på  $0 \text{ Hz}$  indstilles denne til  $1 \mu \text{Hz}$ . Amplituden sættes til  $1 V_{pp}$  med et offset på  $1.65 \text{ V}$ , som er det halve af spændingsforsyningen på  $3,3 \text{ V}$ . De målte værdier er multipliceret med spændingsforsyningen divideret med ADC'ens arbejdsområde, for at omregne til spænding. Spændingensforsyningen er på  $3,3 \text{ V}$  og ADC'ens arbejdsområde er 2048. Resultatet af sweep-testen fremgår af figur 6.6 a), mens b) viser kurven for  $V_{pp}$  gennem sweepet.



**Figur 6.6:** Lavpasfiltrering af sweeptest fra 0 til 15 Hz. Målingen er foretaget med et inputsignal svarende til en sinusbølge med en peak-to-peak på 1 V. Signalet samples med en frekvens på 100 Hz. Figur a) viser signalet efter filtrering, mens b) viser  $V_{pp}$  gennem en sweeptest. Signalet er opdelt i vinduer af 500 millisekunders varighed og overlapper hinanden med 50 %.

En dæmpning på  $-3 \text{ dB}$  for den valgte knækfrekvens på  $5 \text{ Hz}$  bestemmes samt en dekade længere ude svarende til en frekvens på  $15 \text{ Hz}$ . Da der anvendes et 2. ordens filter, skal denne frekvens dæmpes ved  $-40 \text{ dB}$ . Outputspændingen ved disse dæmpningsfaktorer er udregnet ved ligning 6.2 og ligning 6.3.

$$-3 \text{ dB} = 20 \cdot \log_{10} \left( \frac{V_{out}}{0,1} \right) \Rightarrow V_{out} = 0,07V \quad (6.2)$$

$$-40 \text{ dB} = 20 \cdot \log_{10} \left( \frac{V_{out}}{0,1} \right) \Rightarrow V_{out} = 0,01V \quad (6.3)$$

Da målingerne for  $V_{pp}$  er downsamplet er det ikke muligt at aflæse nøjagtige værdier, hvorfor der tages udgangspunkt i de nærmeste værdier. Værdierne for  $5 \text{ Hz}$  er  $0,06 \text{ V}$ , mens det for  $15 \text{ Hz}$  er  $0,008 \text{ V}$ . Afgivelsen fremgår af ligning 6.4 og ligning 6.5.

$$Afvigelse_{5 \text{ Hz}} = \frac{0,06V - 0,07V}{0,07V} = -0,14 = -14\% \quad (6.4)$$

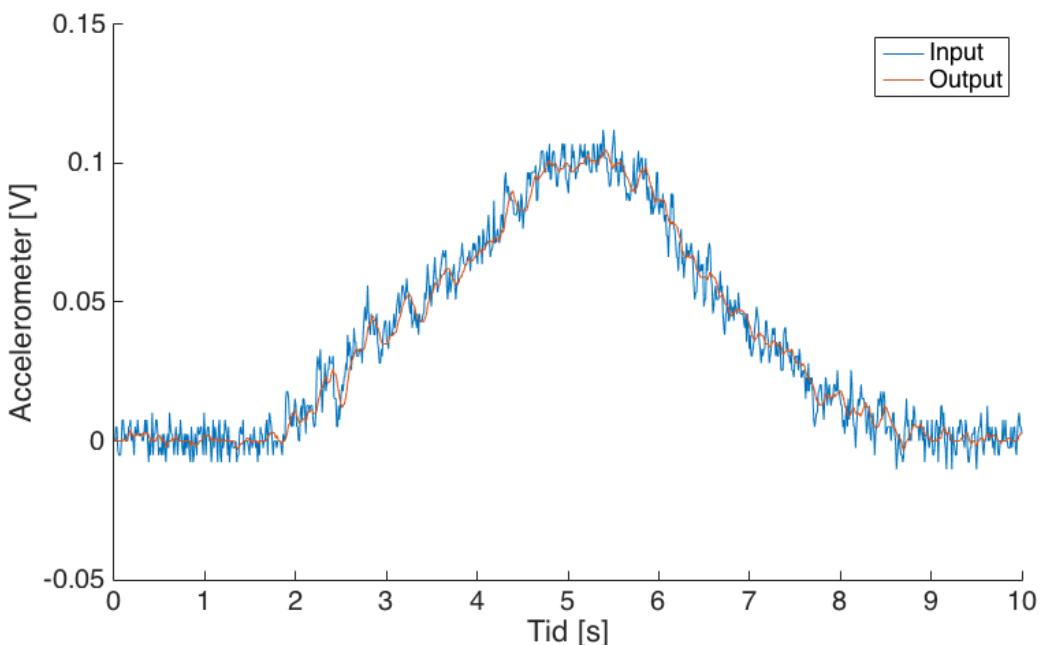
$$Afvigelse_{15 \text{ Hz}} = \frac{0,008V - 0,01V}{0,01V} = -0,20 = -20\% \quad (6.5)$$

Afvigelserne er for  $5 \text{ Hz}$  14%, mens det for  $15 \text{ Hz}$  er 20%. Dette betyder at filteret ikke dæmper signalet nok. Da målingerne for outputspændingen, målt ved de forskellige frekvenser, ikke er målt nøjagtig aflæst, grundet downsampling, er det forventet, at der er en større afgivelse fra den teoretiske udregning. På baggrund af dette godtages filteret.

### Moving average filter

Moving average filteret testes for at undersøge hvorvidt de opstillede krav beskrevet i figur 6.7 overholdes, samt undersøge om designet er korrekt implementeret. Måden hvorpå dette testes er ved anvendelse af data fra pilotforsøget, da dette giver kontrolleret testforhold. En computer med MATLAB benyttes til at sende en givne måling til mikrokontrolleren hvorpå filteret er implementeret. Mikrokontrolleren returnere løbende den filtrerede værdi, der visualiseres i MATLAB. Udfra dette ses om filteteret virker hensigtsmæssigt.

Resultatet af dette test fremgår af figur 6.7.



**Figur 6.7:** Moving average filter test, visualiseret i MATLAB

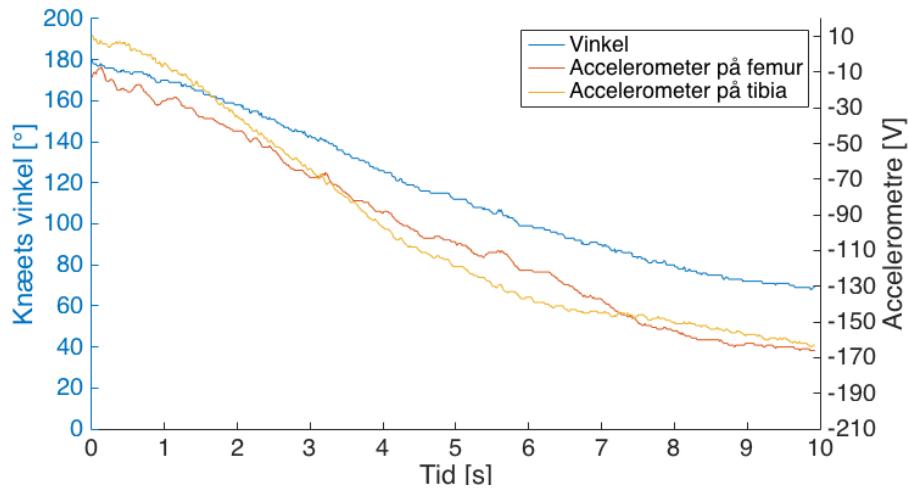
Da filteret kræver 10 samples for at retunere den første værdi testes det, hvorvidt dette stemmer overens med det forventede forsinkelse på  $100\text{ ms}$ .

Resultatet fra denne test....

Yderligere foretages en test af forsinkelsen der forekommer i det filteret eksekveres. Til denne test er en debug pin blevet defineret, hvor denne pin sættes som høj før funktionskaldet, og lav efter funktionskaldet. Et oscilloscope tilsluttes debug pin, således det kan måles hvor længe debug er høj. Af dette kan en forsinkelse aflæses af oscilloscopet. Resultatet fra testen er en forsinkelse på  $320\text{ }\mu\text{s}$ , for data at passere filteret. Dette betragtes som værende ikke af signifikant betydning. Ud fra ovenstående resultater vurderes det, at det filterede signal opfylder kravene for afsnit 4.2.2.

#### 6.2.3 Vinkelberegning

For at teste, at omregningen fra spændingen fra accelerometeret til grader fungerer i praksis, bevæges vinkeltesteren, der er vist på figur A.10, fra  $180^\circ$  til  $70^\circ$ . Figur 6.8 illustrerer dette i MATLAB, hvor vinklen er illustreret på den venstre Y-akse, og hvor accelerometrenes spænding er illustreret på den højre Y-akse.



**Figur 6.8:** Test af vinkelberegning. Vinkel, som er den blå graf, er svarende til den samlede vinkel mellem de to accelerometre, hvor værdierne er illustreret på Y-aksen til venstre i grader. Spændingen målt for de to accelerometre måles i forhold til Y-aksen til højre og er vist ved en rød og gul graf.

Det ses på figur 6.8, at omregningen fra spænding til grader forløber som forventet. Der tages udgangspunkt i tabel 5.3 for omregningen, hvor spændingen for hvert accelerometer omregnes til grader, og disse lægges så sammen for at få den samlede vinkel. Derudover illustrerer figuren, at vinklerne virker inden for det forventede arbejdsmønster på  $180^\circ$  til  $90^\circ$ , men også kan måle vinkler der er lavere end  $90^\circ$ .

På figuren aflæses, at systemet registrerer en vinkel på  $90^\circ$ , når accelerometeret på femur giver en spænding på  $-136\text{ V}$  og accelerometeret på tibia giver en spænding på  $-145\text{ V}$ . Disse spændinger kan omregnes til vinkler ved først at finde, hvad spændingen er for én grad ud fra tabel 5.3 i det spændingsinterval, hvori den aflæste spænding befinner sig. Det kan aflæses i tabellen, at spændingen fra accelerometeret på femur giver en vinkel mellem  $30$  og  $50^\circ$ .

$$\frac{-143\text{ V} - (-84\text{ V})}{20^\circ} = -2,95\text{ V} \quad (6.6)$$

Derefter findes vinklen for accelerometeret.

$$\frac{-84\text{ V} + 136\text{ V}}{2,95\text{ V}} + 30^\circ = 47,627^\circ \quad (6.7)$$

Ligeledes kan vinklen fra accelerometeret på tibia udregnes til  $41,429^\circ$ . Dette giver en samlet vinkel over ledet:

$$47,627^\circ + 41,429^\circ = 89,056^\circ \quad (6.8)$$

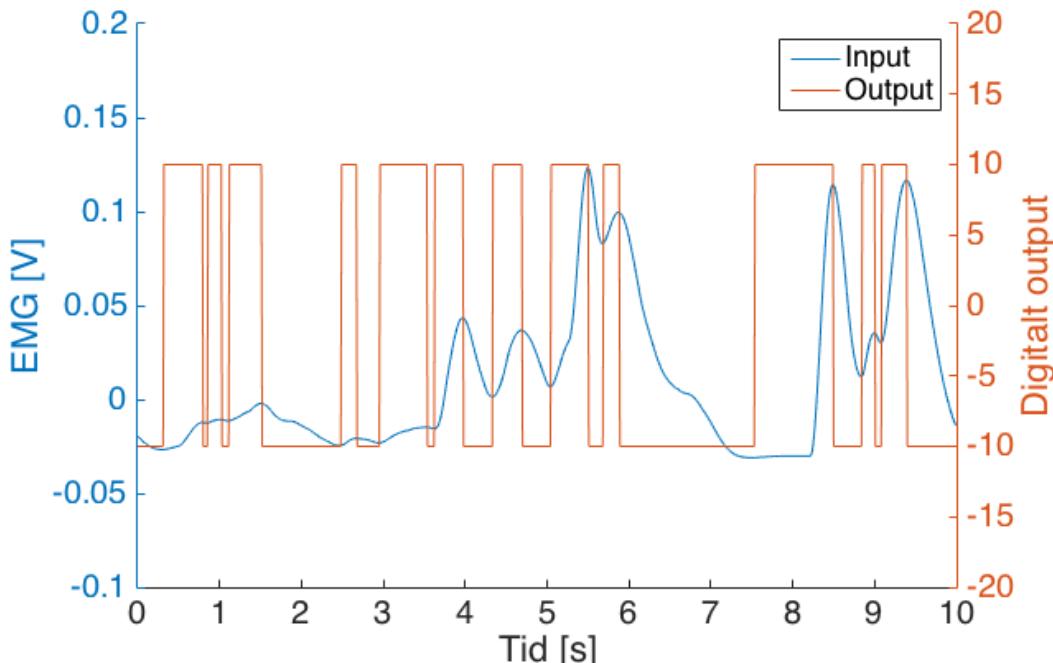
Dette giver en afvigelse på  $-1,049\%$  fra  $90^\circ$ . Denne afvigelse kan godtages til dette systems formål, da der ikke er nogen fare forbundet med, at systemet overskridt de opstillede grænser for vinkler med  $-1,049\%$ .

En yderligere test er foretaget for at undersøge forsinkelsen af vinkelberegning. Denne test er udført ved at definere en debug-pin, hvor pinen ved funktionskaldet sættes høj og lav efterfølgende. For at illustrere disse målinger tilsluttes et oscilloskop pinen, hvorfra der måles

hvornår denne er høj. Resultatet af denne test gav en forsinkelse på  $3.6 \mu s$ . Dette betragtes ikke som værende af signifikant betydning, hvorfor denne forsinkelse accepteres.

#### 6.2.4 EMG-algoritme

For at undersøge, om kravene i afsnit 4.2.4 opfyldes, testes EMG-algoritmen ved et muskelsignal på 10 sekunder, der varierer i amplitude. Inputtet til algoritmen, det filtrerede muskelsignal, og outputtet vælges til at være henholdsvis  $-10 V$  eller  $10 V$ , hvis muskelsignalet er faldende eller stigende. Dette illustreres ved hjælp af MATLAB på figur 6.9.



**Figur 6.9:** Den blå graf og tilhørende venstre y-akse illustrerer det filtrerede muskelsignal, der er EMG-algoritmens input, og den røde graf og tilhørende højre y-akse illustrerer, om muskelsignalet er henholdsvis faldende eller stigende ved enten at udsende et signal på  $-10 V$  eller  $10 V$ .

Ud fra de data, der fremgår af figur 6.9, findes EMG-inputtets lokale minima- og maksimapunkter. Tidspunkterne for disse lokale ekstrema sammenlignes med tidspunkterne, hvor outputtet skifter i spænding ved at udregne en forsinkelse i sekunder ud fra differensen på tidspunkterne for det lokale ekstrema og skift i output. Dette fremgår af tabel 6.1.

EMG-ekstrema [s]	Output-skift [s]	Forsinkelse [s]
0,29	0,32	0,03
0,78	0,80	0,02
0,83	0,86	0,03
1,00	1,03	0,03
1,10	1,12	0,02
1,50	1,52	0,02
2,46	2,49	0,03
2,67	2,68	0,01
2,94	2,96	0,02
3,52	3,54	0,02
3,62	3,63	0,01
3,96	3,98	0,02
4,33	4,34	0,01
4,68	4,70	0,02
5,04	5,05	0,01
5,50	5,51	0,01
5,67	5,69	0,02
5,87	5,89	0,02
7,48	7,54	0,06
8,49	8,50	0,01
8,83	8,85	0,02
8,99	9,01	0,02
9,07	9,09	0,02

**Tabel 6.1:** Tabel over ekstrema, outputskift og differensen mellem disse, der er noteret som forsinkelsen.

I tabel 6.1 fremgår det, at forsinkelsen fra inputtet af muskelsignalet registreres som en ændring i output-signalet er mellem 0,01 og 0,06 s. Den gennemsnitlige forsinkelse er på 0,0261 s. Denne forsinkelse kan godtages til dette, da gennemsnitligt 26,1 ms ikke er betydeligt i forhold til den samlede forsinkelse på 832  $\mu$  s??????

**SKRIV MERE HER.**

# Kapitel 7

## Systemtest

---

Dette kapitel indeholder beskrivelse, udførsel af test samt konklusion for test af systemet med kendt input og et bruger-input.

### 7.1 Systemtest med kendt input

I dette afsnit vil det samlede system testes, således det er muligt at undersøge, om systemet behandler dette input, som det forventes. På baggrund af disse målinger er det muligt at konkludere, hvorvidt systemet virker.

#### 7.1.1 Beskrivelse

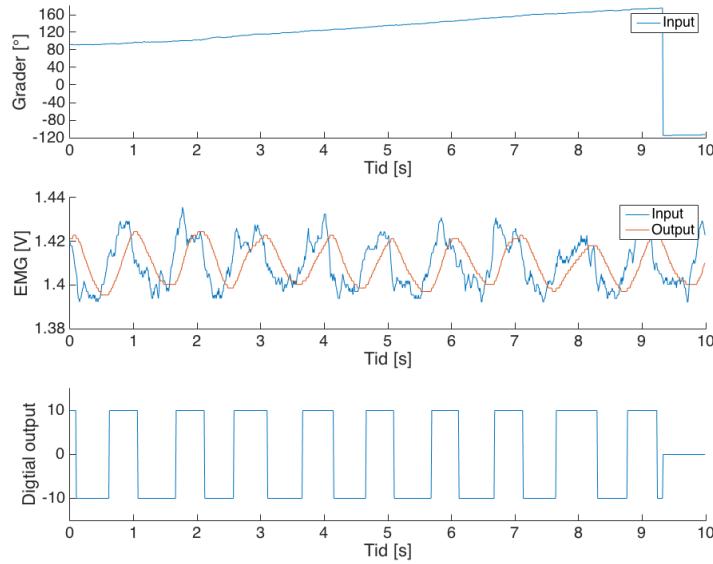
For at teste signalerne fra accelerometrene indsendes to spændinger svarende til hvert deres output. Denne varieres over tid, således spændingen svarer til samlet grader mellem  $90 - 180^\circ$ . Derudover testes det om vinklen vil falde til  $-200^\circ$  for hvert accelerometer, når spændingen svarende til  $180^\circ$  overskrides.

For at teste det samlede system med et kendt input benyttes en funktionsgenerator, således et  $500\text{ Hz}$  sinussignal med en peak-peak-amplitude på  $4\text{ mV}$  kan genereres. Sinussignalets frekvens og amplitude er nær ved, hvad der kan forventes af et filtreret EMG-signal. Outputtet fra sinussignalet er filtreret gennem det implementerede digitale lavpasfilter.

Testen foretages over 10 sekunders måling og optages via mikrokontrolleren. Ud fra disse målinger, er det muligt at teste effekten af systemets blokke, når de er sammensat ved at sammenligne input og output af det samplede sinussignal samt spændingerne for accelerometrene omregnet til en samlet vinkel. Resultaterne fra målingerne visualiseres i MATLAB.

#### 7.1.2 Resultater af test

Fra testen plottes og visualiseres systemets input af det samplede sinussignal, output fra det opsamlede digital filtrerede signal, samt spændingen fra de to accelerometre, der er omregnet til en samlet vinkel ved lineær interpolation. Derudover er det opsamlede digitale output, som er behandlet i EMG-algoritmen, plottet. Resultaterne fremgår af figur 7.1.



**Figur 7.1:** På den øverste figur illustreres den samlede vinkel over tid. Det fremgår af grafen, at vinklen er stigende fra  $90^\circ$  til  $175^\circ$ , hvorefter vinklen falder markant til  $-115^\circ$ . Dette skyldes en overskridelse af spændingen for accelerometeret svarende til  $180^\circ$ . På den midterste figur illustrerer den blå graf det opsamlede inputsignal, svarende til en sinus på  $500\text{ Hz}$  med en  $V_{pp}$  på  $4\text{ mV}$ . Den røde graf illustrerer det samplede sinussignal med et implementeret digitalt lavpasfilter, disse værdier er målt i spænding. På den nederste figur illustreres signalets digitale output. Signalet går fra  $+10$  ved stigende muskelaktivitet til  $-10$  ved en faldende muskelaktivitet. Grafen går i 0, når en overskridelse af en vinkel  $180^\circ$  opnås.

På baggrund af målingerne for den øverste figur på figur 7.1 fremgår det, at en indsendt stigende spænding svarende til  $90 - 175^\circ$ , får den samlede vinkel til at stige. Ved en vinkel på  $175^\circ$  overskridet det ene accelerometer dens maks spænding, hvorfor vinklen daler markant på  $1\text{ ms}$  til  $-115^\circ$ . Dette burde ifølge den implementerede kode gå ned til en vinkel på  $-200^\circ$  ved overskridelse af ét accelerometers grænse spændinger. Vinklen som ikke når  $-400^\circ$  er en indikator for, at det ene accelerometers spænding har været indenfor dens grænser, mens det andet accelerometer har overskredet dens grænser. Hertil kan det ses, at det ene accelerometer har haft indsendt en spænding svarende til  $85^\circ$ , mens det andet accelerometer har haft en spænding der har overskredet grænsen og derfor har en vinkel på  $-200^\circ$ . Det fremgår af den midterste samt nederste figur på figur 7.1, at der ses en sammenhæng mellem det opsamlede digital filtrerede sinussignal og det opsamlede outputsignal. Ved et stigende sinussignal vil outputsignalet indikerer 10, hvilket svarer til en stigning af sinussignalet. Ved fald af sinussignalet vil outputsignalet indikerer et fald og dermed ligge i  $-10$ .

På den nederste figur på figur 7.1 fremgår det, at efter outputsignalet har befundet sig i  $-10$  ved 9 sekunder, stiger outputsignalet efterfølgende til 0. Dette er grundet, at de samlede grader har overskredet én eller flere grænser, og derved fungerer EMG-algoritmen ikke, hvilket illustreres med at outputsignalet går i 0.

## 7.2 Systemtest med bruger-input

### 7.2.1 Beskrivelse

For at teste det samlede system med bruger-input påsættes den positive og negative elektrode på femur, og referenceelektroden påsættes anklen, som illustreret i afsnit A.1 på henholdsvis figur A.1 og figur A.2, ud fra SENIAMS anvisninger [53]. Huden præparereres forinden dette for således at fjerne hår og døde hudceller. De to accelerometre påsættes breadboards for at stabilisere deres placering, disse placeres henholdsvis parallelt med femur og parallelt med tibia, som illustreret på figur A.3.

Systemet testes over 10 sekunders måling og optages via mikrokontrolleren. Der skal hertil foretages to målinger, hvor forsøgspersonen starter med at stå opejst og overskride en vinkel på  $180^\circ$  af knæet ved at overtrække knæleddet. Herefter bevæger forsøgspersonen sig langt ned i en squat-øvelse, hvorved vinklen af knæet overskridt grænsen på  $90^\circ$ . Forsøgspersonen bevæger sig herefter tilbage til udgangsposition, hvor de  $180^\circ$  overskrides ved overstreak af knæleddet. På denne måde testes det, hvorvidt om det samlede system fungerer, da en overskridelse af  $90 - 180^\circ$  vil betyde, at data ikke vil gå videre ind i EMG-algoritmen. Dette illustreres ved at det digitale output vil gå i 0. Under testen opsamles det samplede digital filtrede EMG-signal, EMG-algoritmen samt vinklen over knæet.

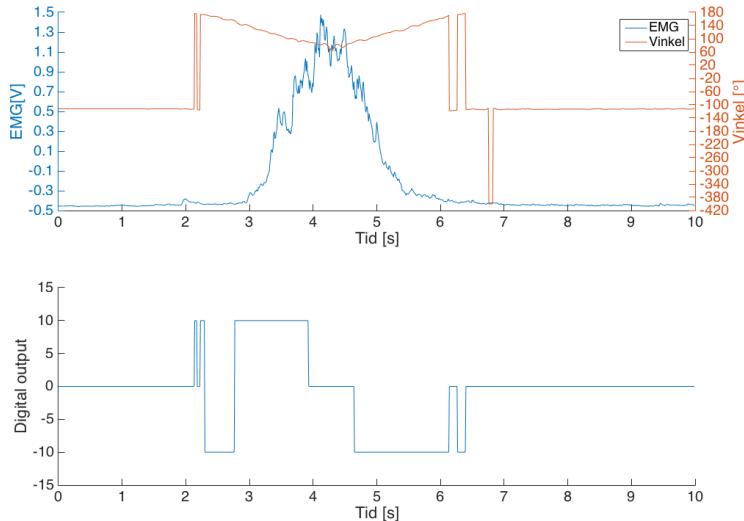
### 7.2.2 Resultater af forsøg

Af 7.2 ses en illustration af systemet påsat forsøgspersonen, hvortil mikrokontrolleren ses koblet til forsøgspersonen.



**Figur 7.2:** Forsøgsopstilling til udførelse af symestemtest med bruger-input.

På baggrund af testen er systemets input samt output plottet og visualiseret. Visualisering af de opsamlede signaler forekommer af figur 7.3.



**Figur 7.3:** På den øverste figur ses muskelaktivitet ved udførelse af en squat-øvelse samt vinklen over knæet under øvelsen. Den blå graf illustrerer det samplede digital filtrerede EMG og den røde graf illustrerer vinklen over knæet. Hertil ses der et fald til under  $-100^\circ$ , hvilket illustrerer en overskridelse af  $180^\circ$ . Den nederste figur illustrerer signalets digitale output i EMG-algoritmen. Denne visualiserer en stigning og et fald af det opsamlede EMG-signal, hvorved en stigning af muskelaktiviteten illustreres som værende +10 og et fald i muskelaktiviteten som værende -10. Ved grafen lig 0 illustreres en overskridelse af  $90 - 180^\circ$  af knæet.

Ud fra testen ses der en sammenhæng mellem muskelaktiviteten under en squat-øvelse og vinklen over knæet under øvelsen. Ved en stigning af muskelaktiviteten ses et fald i grader over knæet, hvilket ses mellem 2–4 s. Herved ses der ved fald af muskelaktiviteten en stigning af grader, hvilket ses mellem 4,5–6,5 s. Ved starten af testen overstrækker forsøgspersonen knæet, hvilket ses ved, at vinklen er  $-112^\circ$ . Grunden til denne er  $-112^\circ$  og ikke  $-400^\circ$  er, at det ene accelerometer har været indenfor græsen på  $180^\circ$  og den andet accelerometer har overskredet grænsen. Det ene accelerometer har derved haft en vinkel på  $88^\circ$ , mens det andet accelerometer har overskredet dens grænse og derfor er den samlet vinkel på  $-112^\circ$ . Det samme gør sig gældende ved slutningen af øvelsen. Ved overstrækning af knæet og dermed overskridelse af  $180^\circ$  ses EMG-algoritmen værende 0. Efter 2 s overstrækkes knæet ikke længere og graderne begynder derved at falde i takt med muskelaktiviteten stiger. Ved en stigning af muskelaktiviteten ses EMG-algoritmen ligeledes stigende. Ved 4 s er vinklen over knæet  $81^\circ$ , hvilket er en overskridelse af grænsen på  $90^\circ$ . Dette illustreres ved EMG-algoritmen går i 0. Efter 4,5 s ses en stigning af grader i takt med et fald i muskelaktiviteten. Derved ses der ligeledes et fald i EMG-algoritmen. Efter 6 s overstrækkes knæene igen, hvorefter begge accelerometre overskridere deres grænser, hvorfor grafen illustrerer  $-400^\circ$ . Herefter overstrækkes knæene fortsat, dog ligger det ene accelerometer indenfor dens grænse, hvilket forklarer vinklen på  $-112^\circ$ .

### 7.3 Konklusion af systemtest

Da det ikke er alle krav i afsnit 3.1.1, der er mulighed for at teste og dokumenterer ud fra de forsøg, der er foretaget, vurderes disse på baggrund af implementering, test og videreudvikling.

Det samlede system var batteridrevet under udførelsen af begge forsøg, hvorfor dette krav er overholdt. Derudover var det muligt at overføre de beregnede data i mikrokontroleren trådløst til en computer, hvor de efterfølgende blev visualiseret i MATLAB i realtime. På baggrund af dette vurderes det, at det er muligt at sende data trådløst fra en computer videre til et exoskelet, bygget i LEGO mindstorm NXT. Det vurderes yderligere, at systemet er sikker i forhold til brugersikkerheden, da systemet under forsøget var batteridrevet, og derfor ikke var tilkoblet elnettet, hvormed dette mindskede muligheden for lækstrøm. På nuværende tidspunkt kan systemet opfattes som ikke værende optimalt for brugerne, da der ikke er udarbejdet en prototype. Herved er kravet om exoskelet ikke skal være til gode for brugerne ikke er opfyldt. Ved udvikling af en prototype vil der skulle tages højde dette.<sup>1</sup>. På baggrund af målinger foretaget i afsnit 6.1.3 blev det påvist, at spændingsregulatoren indikerer, når systemet ikke leverer den optimale strøm til systemet, hvorved dette krav er opfyldt.

Ud fra de to forsøg med henholdsvis kendt input og bruger-input vurderes det, at systemet fungerer under kontrollerede forhold samt ved anvendelse af en bruger. Systemet kan opsamle signaler fra rectus femoris samt beregne vinklen af knæleddet, hvilket blev påvist i forsøget med brugerinput, hvor resultaterne fremgår af figur 7.3. Baseret på disse resultater vurderes det yderligere, at systemet kan følge kroppens naturlige bevægelse under udførelsel af en squat-øvelse.

På baggrund af dette vurderes det at systemet overholder de overordnede krav opstillet i afsnit 3.1.1.

---

<sup>1</sup>FiXme Note: eventuelt en ref til perspektivering - måske et billede af hvordan vi tænker det vil kunne komme til at se ud?

# Kapitel 8

## Syntese

---

### 8.1 Diskussion

Formålet med dette projekt er at udvikle et system, som kan opsamle signaler fra kroppen, hvor der efterfølgende foretages digital signalbehandling med henblik på datakommunikation. På baggrund af dette er der udviklet et systemet til at opsamle signaler fra rectus femoris, samt signaler fra accelerometrer til at informere om henholdsvis muskelaktivitet og vinkelberegnning. Ud fra digital signalbehandling af disse signaler er der udviklet et system, som har til formål at støtte knæets omkringliggende muskler hos ALS-patienters i forbindelse med udførelsen af en squat-øvelse. På baggrund af teori, implementering og test af systemets enkelte blokke fremgår det, at kravene til de enkelte blokke er overholdt. Der er dog nogle områder, hvor andre alternativer kan overvejes for mulige forbedringer af hele systemet.

#### 8.1.1 Implementering

Systemet er udviklet, så størstedelen af signalbehandlingen foregår digitalt, da dette er fokus i forhold til studieordningen. Hvis dette ikke havde været et krav for dette semester, kunne det have været en fordel, at nogle af blokkene var designet analogt, hvorved det kunne være nemmere at finde samt rette op på eventuelle fejl i systemet. Et eksempel herpå er i forhold til opsamling af signaler fra EMG og accelerometrer.

Den udleverede EMG-forstærker ensretter, forstærker og envelopefiltrerer signalet, hvorved tolerancen oplyst i databladet er accepteret. Ved at holde de enkelte blokke hver for sig ved at implementere det analogt, vil det være muligt at måle de enkelte blokke og derved justere og opstille krav indtil den ønskede effekt af blokken er opfyldt. Det er dog vurderet, at eventuelle forsinkelser og ændringer ikke vil have den store betydning ved at anvende EMG-forstærkeren, da signalet er meget lavfrekvent og det vil derfor ikke have en betydning for repræsentation af muskelaktiviteten.

For at give en bedre opløsning af accelerometeret kunne der være implementeret et gain inden opsamlingen, hvorved der opnås en bedre repræsentation af accelerometre-signalerne. Dette blev ikke implementeret, da dette yderligere ville kræve en offsetjustering af signalet. Offsettet er teoretisk ved en påvirkning af  $0 \text{ g}$  den halve spændingsforsyning. Uden denne offsetjustering vil det kunne resultere i, at signalet vil gå i mætningen, da dette vil kunne overstige ADC'ens arbejdsmønster alt efter hvor meget signalet forstærkes, hvorved der yderligere skal tages højde for denne parameter.

Der kunne i stedet for accelerometrene være implementeret andre sensorer som gyroskop og goniometer. Ved et gyroskop anvendes impulsmomentbevarelsen, hvorved der kan udregnes hvor meget patienten har bevæget sig under en squat-øvelse. Ved goniometer er det muligt at se, hvilken vinkel knæet har i oprejst position og hvor meget det så har bevæget sig. Da der ønskes at beregne vinklen gennem hele øvelsen, blev disse sensorer fravalgt. Udover disse

kriterier var accelerometrene også til rådighed. Da det er muligt at videreudvikle systemet så det kan benyttes under gang, vil det også være fordelagtigt at anvende accelerometre, det skal dog vurderes om der skal anvendes andre, da det kræver at accelerometrene har et større arbejdsmønster end  $\pm 3\text{ g}$ .

### 8.1.2 Datakommunikation

I projektet er der valgt at anvende trådløs kommunikation. Dette kan være til mindre gene for brugeren, men samtidig kan der dog opnås respons tid og forsinkelse, hvilket kan få betydning for den videre kommunikation og udførelse. En løsning på dette vil være ikke at koble de enkelte komponenter til det samme baseboard, men i stedet koble dem mellem hinanden, hvorved der ikke længere er en trådløs forbindelse. Denne løsningsmetode vil kunne give nogle begrænsninger i forhold til rækkevidde, hvilket også vil kunne ske ved den trådløse kommunikation, hvorfor dette ikke vurderes at være et større problem i forhold til implementering.

### 8.1.3 Batteridrevet

På nuværende tidspunkt er systemet batteridrevet, hvorfor der skal tages højde for batteriets levetid og hvorvidt det er muligt at forlænge battteriets levetid og medfører systemet så effektivt som muligt. (skriv mere..)

### 8.1.4 Videreudvikling

Systemet vil ikke være anvendeligt for ALS-patienter på nuværende tidspunkt, da systemet ikke er færdigudviklet. En prototype af systemet ved anvendelse af et exoskelet vil støtte musklene omkring knæet under udførelse af squat-øvelse.

På baggrund af det udviklede systemet, vil det være muligt at videreudvikle systemet, så det kan støtte benmuskulaturen under gang, hvorved det vil være mere essentielt at anvende for ALS-patienter. For at kunne udvikle sådan et system skal flere ukendte parametre, som kan variere fra patient til patient undersøges. Systemet ses som en hjælp til brugeren, da det ikke vil yde nogen behandling.

### 8.1.5 Brugervenlighed

For at systemet er mere brugervenligt, er der implementeret LED'er som viser brugeren, hvornår knæet har bevæget sig over eller under den valgte vinkel på henholdsvis  $180^\circ$  og  $90^\circ$ . For at optimere brugervenligheden kunne dette også gøres ved at indføre vibration, som oplyser patienten om dette, hvilket vil være mere optimalt, da patienten ikke kan ses LED'erne under øvelsen. Samtidig kunne denne besked blive sendt til brugeren inden grænsen er overskredet for at advare brugeren.

Derudover har systemet en start- og stopfunktion. Dette kan både være en fordel og ulempe for brugeren. Det vil være nødvendigt at skulle starte og stoppe hver gang systemet skal anvendes, hvilket kan være til gene for brugeren over en længere tidsperiode. Det vil være fordelagtigt, da gør det muligt for brugeren selv at bestemme, hvornår øvelsen skal starte og stoppe.

### 8.1.6 Samlet systemtest

## 8.2 Konklusion

## 8.3 Perspektivering

I dette afsnit vil projektet perspektiveres for at reflektere over de forskellige aspekter, der burde undersøges for at skabe et færdigudviklet produkt, der kan anvendes af ALS-patienter.

Systemet er udviklet til at kunne hjælpe ALS-patienter ved at aflaste deres lårmuskulatur under en squat-øvelse. Der er ikke udviklet en prototype, der skal kunne muliggøre dette. Herudoer kan systemet optimeres og forbedres på flere områder. Systemet har nogle begrænsninger, der betyder, at brugeren ikke kan bevæge sig over 180° og under 90°. Dette skaber derfor nogle begrænsninger for brugeren. Det vil være en mulighed at sende en advarsel inden grænserne er overtrådt. Brugeren skal herudover selv starte og stoppe systemet, hvilket kan videreudvikles til en automatisk funktion, når brugeren udfører en bevægelse.

Systemet er i forvejen begrænsende, da da kun er muligt at udføre en squat-øvelse på nuværende tidspunkt. Her kan systemet videreudvikles, således det vil være muligt at anvende under gang for ALS-patienter, og derved støtte deres muskulatur.

# Litteratur

---

- [1] Aalborg Universitet Studienævnet for Sundhed, Teknologi og Idræt. *Studieordning for bacheloruddannelsen i Sundhedsteknologi*, 2014. URL [http://www.smh.aau.dk/digitalAssets/69/69987\\_bsc-sundhedsteknologi\\_2012\\_ver2\\_2014.pdf](http://www.smh.aau.dk/digitalAssets/69/69987_bsc-sundhedsteknologi_2012_ver2_2014.pdf).
- [2] Københavns Universitet. *Ny viden om alvorlig muskelsygdom*. Københavns Universitet, 2015. URL <http://sund.ku.dk/nyheder/nyheder2013/ny-viden-om-alvorlig-muskelsygdom/>.
- [3] K. Arahata. Muscular dystrophy. *Neuropathology*, 2014. doi: 10.1046/j.1440-1789.2000.00321.x.
- [4] Muskelsvindsfonden. *Hvad er muskelsvind?* Muskelsvindsfonden, 2016. URL <http://muskelsvindfonden.dk/om-muskelsvind/hvad-er-muskelsvind/>.
- [5] C. Henschke. Provision and financing of assistive technology devices in germany: A bureaucratic odyssey? the case of amyotrophic lateral sclerosis and duchenne muscular dystrophy. *Department of Health Care Management, Technische Universität Berlin, Germany*, 2012. doi: 10.1016/j.healthpol.2012.01.013.
- [6] M. B. Russell, J. S. Andersen, and et. al. N. Witting. *Amyotrofisk lateral sklerose*. Lægehåndbogen.
- [7] T. Grehl, M. Ruppand, and et. al. P. Buddle. *Depression and QOL in patients with ALS: How do self-ratings and ratings by relatives differ?* Springer Netherlands, 2011. doi: 1573-2649.
- [8] J. Morris. Amyotrophic lateral sclerosis (als) and related motor neuron diseases: An overview. *The Neurodiagnostic Journal*, 2015. doi: 10.1080/21646821.2015.1075181.
- [9] National Institute of Neurological Disorders and Stroke. *Amyotrophic lateral sclerosis (ALS) Fact sheet*. National Institute of Neurological Disorders and Stroke, 2016. URL [nih.gov/disorders/amyotrophictlateralsclerosis/detail\\_ALS.htm](nih.gov/disorders/amyotrophictlateralsclerosis/detail_ALS.htm).
- [10] R. G. Miller, D. F. Gelinas, and P. O'Connor. et. al. *American Academy of Neurology: Amyotrophic Lateral Sclerosis*. Demos Medical Publishing, 2005. doi: 9781934559062.
- [11] M. E. Drake. *Amyotrophic lateral sclerosis - neurological disorder*. Biotechnology forums, 2015. URL <http://www.biotechnologyforums.com/thread-6946.html>.
- [12] The Muscular Dystrophy Association. *Amyotrophic lateral sclerosis - Stages of ALS*. The Muscular Dystrophy Association, 2016. URL <https://www.mda.org/disease/amyotrophic-lateral-sclerosis/signs-and-symptoms/stages-of-als>.
- [13] C. Neudert, M. Wasner, and G. D. Borasio. Individual quality of life is not correlated with health-related quality of life or physical function in patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Journal of palliative medicine*, 7, 2004. doi: 10.1089/1096621041838443.

- [14] B. Ilse, T. Prell, and et. al. M. Walther. Relationships between disease severity, social support and health-related quality of life in patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Social Indicators Research*, 2015. doi: 10.1007/s11205-014-0621-y.
- [15] F. Pagnini. Psychological wellbeing and quality of life in amyotrophic lateral sclerosis: A review. *International Journal of Psychology*, 48, 2013. doi: <http://dx.doi.org/10.1080/00207594.2012.691977>.
- [16] F. Tramonti., P. Bongioanni., and et. al. C. Fanciullacci. Balancing between autonomy and support: Coping strategies by patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Journal of the Neurological Sciences*, 320, 2012. doi: 10.1016/j.jns.2012.07.006.
- [17] Å. Brandt and L. Jensen. *Grundbog om hjælpemidler: til personer med funktionsnedsættelse*, volume 1. Gyldendal Akademisk, 2010. doi: 9788762808034.
- [18] C. Heffernan, C. Jenkinson, and et. al. T. Holmes. Management of respiration in mnd/als patients: An evidence based review. *Amyotrophic Lateral Sclerosis*, 7, 2006. doi: 10.1080/14660820510043235.
- [19] et. al. O. Gredal. *ALS og vejrtrækning: Hjælpemidler og behandlingsmuligheder*. RehabiliteringsCenter for Muskelsvind, 2001. URL <http://rcfm.dk/wp-content/uploads/2015/02/ALS-og-respiration.pdf>.
- [20] J. A. Erlen. Technology: possibilities and pitfalls. *Orthopedic nursing*, 2003.
- [21] C. J. Yang, J. F. Zhang, and et. al. Y. Chen. A review of exoskeleton-type systems and their key technologies. *Journal of Mechanical Engineering Science*, 222, 2008. doi: 10.1243/09544062JMES936.
- [22] R. Bogue. Robotic exoskeletons: a review of recent progress. *Emerald Group Publishing Limited*, 42, 2015. doi: <http://dx.doi.org/10.1108/IR-08-2014-0379>.
- [23] Region Midtjylland. *Rygmarvsskadet lammet mand lærer at gå*, 2015. URL <http://www.rm.dk/om-os/aktuelt/nyheder/nyhedsarkiv-2015/december/rygmarvsskadet-lammet-mand-larer-at-ga1/>.
- [24] Institut for Muskelsvind. *Muskelsvind*, 2008. URL <http://www.aarhus.dk/~media/Subsites/HandiInfo/Docs/Leksikon/Muskelsvind.pdf>.
- [25] TIS Orthopedics II. *Typical Foot Function During Walking*, 2016 . URL <http://www.therapyedu.com/ortho2/ortho2-02.htm>.
- [26] F. H. Martini, J. L. Nath, and E. F. Bartholomew. *Fundamentals of Anatomy and Physiology*. Pearson, 2012. doi: 978-0-321-70933-2.
- [27] R. F. Escamilla and M.l W. Krzyzewski. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2001. doi: 0195-9131/01/3301-0127/\$3.00/0.
- [28] Workout Labs. *Chair Squat*, 2015. URL <http://workoutlabs.com/exercise-guide/chair-squat/>.

- [29] B. J. Schoenfeld. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2010. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7.
- [30] Cypress. *CY8CKIT-142 PSoC 4 BLE module*. Cypress Semiconductor Corporation, 2015. URL <http://www.cypress.com/file/140711/download>.
- [31] Cypress. *CY8CKIT-042-BLE Bluetooth Low Energy (BLE) Pioneer Kit Guide*. Cypress Semiconductor Corporation, 2014. URL <http://www.cypress.com/file/229211/download>.
- [32] R. H. Chowdhury, M. B. I. Reaz, and M. A . B . M. Ali et al. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Department of Electrical, Electronic and Systems Engineering, Universiti Kebangsaan Malaysia*,, 2013. doi: 10.3390/s120912431.
- [33] K. G Keenan and R. M Enoka. Electromyography. *Encyclopedia of exercise medicine in health and disease*, 2012. doi: 10.1007/978-540-29807-6\_298.
- [34] G. Zouridakis and J. Moore. *Biomedical Technology and Devices Handbook*. 2003. doi: 978-1-4398-7071-6.
- [35] E. Bernmark and C. Wiktorin. A triaxial accelerometer for measuring arm movements. *Applied Ergonomics*, 33, 2002. doi: 10.1016/S0003-6870(02)00072-8.
- [36] Advancer Technologies. *Three-lead Differential Muscle/Electromyography Sensor for Microcontroller Application*, 2013. URL <http://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/Muscle%20Sensor%20v3%20Users%20Manual.pdf>.
- [37] J. G. Webster and J. W. Clark. *Medical Instrumentation Application and Design*, volume 3. John Wiles And Sons Ltd., 1998. doi: 0471153680.
- [38] S. Wolf and R. F. M. Smith. *Student Reference Manual for Electronic Instrumentation Laboratories*, volume 2. Prentice Hall, 2004. doi: 978-0130421821.
- [39] *Analog to Digital Converter*. Bildr, 2010. URL [http://wiki.bildr.org/index.php?title=Analog\\_to\\_Digital\\_Converter\\_\(ADC\)](http://wiki.bildr.org/index.php?title=Analog_to_Digital_Converter_(ADC)).
- [40] J. Parr and D. Blandford. *Introduction to Digital Signal Processing*. Pearson Education, 2012. doi: 9780131394063.
- [41] Wikipedia. *Filter signal processing*. Wikipedia, 2016. URL [https://en.wikipedia.org/wiki/Filter\\_\(signal\\_processing\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Filter_(signal_processing)).
- [42] J. W. Nilsson and S. A. Riedel. *Electric Circuits*, volume 10. Pearson Education Limited, 2015. doi: 1-292-06054-9.
- [43] Atmel. *AVRR222: 8-point Moving Average Filter*. Atmel Coropration, 2002. URL <http://www.atmel.com/Images/doc0940.pdf>.
- [44] N. Gupta. *nside Bluetooth Low Energy*. Artech House, 2013. doi: 9781608075799.

- [45] J. M. Hausdorff, A. Lertratanakul, and M. E. Cudkowicz. *Dynamic markers of altered gait rhythm in amyotrophic lateral sclerosis*. the American Physiological Society, 2000. URL <http://jap.physiology.org/content/jap/88/6/2045.full.pdf>.
- [46] Analog Devices. *EVAL-ADXL335Z*. Analog Devices, 2009. URL <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/evaluation-documentation/EVAL-ADXL335Z.pdf>.
- [47] Analog Devices. *ADXL335*, 2010. URL <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL335.pdf>.
- [48] M. Clifford and L. Gomez. *Measuring Tilt with Low-g Accelerometers*, 2005. URL [http://www.nxp.com/files/sensors/doc/app\\_note/AN3107.pdf](http://www.nxp.com/files/sensors/doc/app_note/AN3107.pdf).
- [49] Cypress. *PSoC 4 Sequencing Successive Approximation ADC*. Cypress Semiconductor Corporation, 2014. URL <http://www.cypress.com/file/135111/download>.
- [50] Cypress. *CY8CKIT-043 PSoC® 4 M-Series Prototyping Kit Guide*. Cypress Semiconductor Corporation, 2015. URL <http://www.cypress.com/file/193101/download>.
- [51] K. Townsend. *Introduction to Bluetooth Low Energy*, 2014. URL <https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/introduction-to-bluetooth-low-energy.pdf>.
- [52] Cypress. *PSoC 4 Low-Power Modes and Power Reductions Techniques*. Cypress Semiconductor Corporation. URL <http://www.cypress.com/file/121271/download>.
- [53] H. J. Hermens, B. Freriks, and R. Merletti et al. *SENIAM 8: European Recommendations for Surface Electromyography*. Roessingh Research and Development, 1999. doi: 90-75452-15-2.
- [54] PA Foot. *Ankle Fracture*, 2016. URL <http://pafootdoctors.com/ankle-fractures-stress-fractures-broken-ankle/>.

# Bilag A

## Bilag

---

### A.1 Pilotforsøg

I dette bilag beskrives pilotforsøgets fremgangsmåde samt, hvilke resultater, der opsamles.

#### A.1.1 Formål

Dette pilotforsøg har til formål at kunne præcisere samt optimere kravspecifikationerne i de enkelte blokke, hvorved uklare parametre forventes besvaret ud fra pilotforsøgets resultater. Disse parametre omfatter identificering af støjsignaler samt EMG-signalets frekvensområde, da der ses variation i litteraturen. Parametrene vil forsøges besvaret ud fra målinger ved udførelse af en squat-øvelse. Hertil anvendes elektroder og to accelerometre som sensorer. På baggrund af dette opstilles følgende formål:

#### EMG-måling

1. Opsamling af signal fra rectus femoris
  - Identificering af frekvensområde
  - Identificering af støjsignaler

#### Accelerometer måling

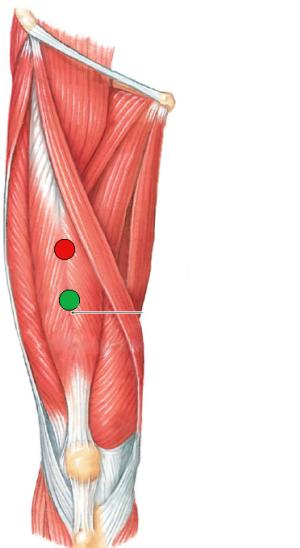
1. Identificering af støjsignaler
2. Identificering af knæleddets vinkel

#### A.1.2 Materialer

- EMG-forstærker, Muscle Sensor V3
- Elektroder
- Desinfektionsservietter
- Skraber
- To accelerometre ADXL335Z
- Tape
- Tusch
- Breadboards
- Linial
- Vinkelmåler
- Computer med Scopelogger og MATLAB
- Ni USB-6009
- USB-isolater USI-01

### A.1.3 Forsøgsopstilling

Til forsøget benyttes en EMG-forstærker, der mäter en differensmåling over rectus femoris. Hertil anvendes én positiv-, negativ- samt én referenceelektrode. Forinden påsættelse af elektroder, prepereres huden for således at fjerne hår samt døde hudceller. For at identificere elektrodeplacering på musklen tages der udgangspunkt i SENIAM's anvisning for elektrodeplacering [53]. Elektroderne placeres midt for linjen mellem anterior spina iliaca superior og den superior del af patella [53]. Placeringen af elektroderne illustreres af figur A.1.



**Figur A.1:** Låret set anteriot. Placering af positiv (rød) samt negativ (grøn) elektrode ses på rectus femoris [26].

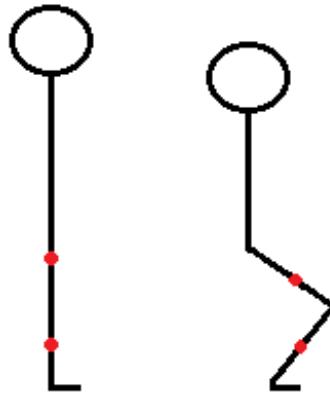
Referenceelektroden placeres, ligeledes efter SENIAM's anvisninger, omkring anklen [53]. Placeringen af reference elektroden ses af figur A.2.



**Figur A.2:** Placering af referenceelektrode omkring anklen [54].

Til forsøget benyttes endvidere to accelerometre, som mäter i X-, Y- samt Z-aksen. Disse benyttes for at kunne identificere vinklen af knæet under øvelsen. For så vidt muligt at stabilisere accelerometrene under udførelsen af forsøget, placeres disse på breadboards. Som det fremgår af figur A.3 placeres det ene accelerometer midt på den laterale side af låret,

parallelt med femur. Det andet accelerometer placeres midt på den laterale side af underbenet, parallelt med tibia. Disse breadboards påsættes benet ved brug af tape. Knæets vinkel i oprejst position mäter  $180^\circ$ , hvilket svarer til en 0 g-påvirkning. Vinklen af knæet ændres i takt med udførelse af en squat-øvelse, hvorved g-påvirkningen bevæger sig mod 1. Den samlede vinkel af knæet bestemmes ud fra de to accelerometres parametre. Udregningen for dette kan ses i afsnit A.2.



**Figur A.3:** Placering af accelerometrene på låret samt underbenet. Disse placeringer er markeret med rød. Personen til venstre står i oprejst position, hvilket svarer til at knæets vinkel er  $180^\circ$ . Personen til højre sidder i en squat-øvelse, hvilket svarer til knæets vinkel som maksimalt er  $90^\circ$ .

Til identificering af støj fra EMG-forstærkeren fortages der baselinemålinger, som senere analyseres via en frekvensanalyse. Det samme gør sig gældende for identificeringen af EMG-signalets frekvensområde. Dette vil foregå under udførelsen af en squat-øvelse. En squat-øvelse defineres, således den kan gengives på tværs af forsøgspersonerne.

1. Forsøgspersonen står i oprejst position. Fødderne placeres med en afstand svarende til ens skulderbredde, hvortil tåspidserne peges let ud til siderne
2. Armene placeres over kors, som vist på figur 2.6
3. Hofte og knæ bøjes således kroppen sænkes kontrolleret. Dette fortsættes indtil en vinkel på maksimalt  $90^\circ$  af knæet er opnået.
  - Ryggen holdes ret under squat-øvelsen
  - Knæene må ikke gå ud over tåspidserne
4. Kroppen returneres til udgangspunktsposition

En illustration af squat-øvelsen ses af figur 2.6.

En nedadgående squat-øvelse defineres som punkt 1 – 2 i overstående, hertil forbliver forsøgspersonen i en siddende squat indtil den givne måling er gennemført.

For at præcisere øvelsen således alle forsøgspersoner så vidt muligt rammer den samme vinkel på maks  $90^\circ$  af knæet ved gentagende squat-øvelser, måles hver enkel forsøgsperson forinden forsøget udføres. Målingen foregår ved at placere forsøgspersonen på et givent sted med siden til en væg, hvorved en squat-øvelse til maksimum  $90^\circ$  udføres. Vinklen måles med en vinkelmåler, hvortil der påsættes tape på væggen, som udgør underbenet samt lårets position. Ved udførelsen af forsøget irtettesætter forsøgspersonen sig efter det påsatte tape på væggen,

for således at genskabe squat-øvelsen med mindst mulig afvigelse. Under dette kontrollerer øvrige deltager forsøgspersonens position samt squat-bevægelse.

#### A.1.4 Oversigt af forsøgsopstilling

Forsøgsopstillingen ses nedenfor i punktform, for således at give bedre overblik herover.

- Identificering af musklen rectus femoris
- Huden præparereres ved fjernelse af hår og døde hudceller samt desinficering
- Elektroderne påsættes
  - Positiv og negativ på rectus femoris
  - Reference på anklen
- Accelerometrene placeres
  - Accelerometer 1: midt på den laterale side af låret, parallelt med femur
  - Accelerometer 2: midt på den laterale side af underbenet, parallelt med tibia
- Accelerometrene vælges til at måle i X-, Y- og Z-aksen

#### A.1.5 Fremgangsmåde

Forsøgspersonen placeres på et fast punkt under forsøget. Øvelserne gentages tre gange, hvoraf der ud fra målingerne foretages en senere databehandling.

##### Pilotforsøg

###### Siddende baselinemåling

- 10 sekunders måling, hvor forsøgspersonen sidder afslappet på et bord med benene hængende frit

###### Stående baselinemåling

- 10 sekunders måling, hvor forsøgspersonen står oprejst

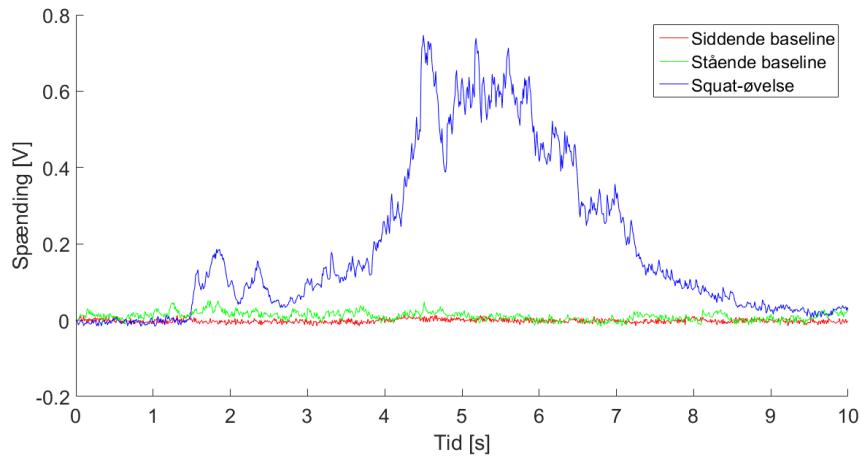
###### Squat-øvelse

- Måling i en squat-øvelse
  - 1 sekunds stående baseline oprejst
  - 4 sekunder nedadgående squat
  - 4 sekunder opadgående squat
  - 1 sekunds stående baseline oprejst

#### A.1.6 Databehandling

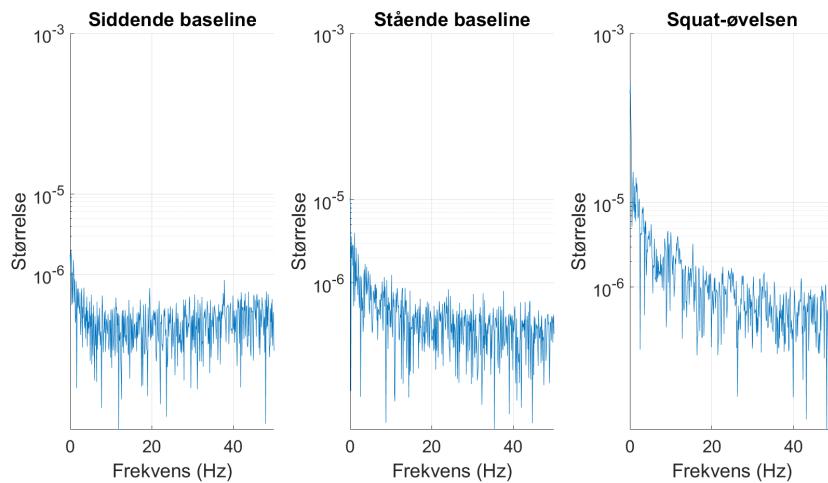
I det præsenterede data tages der udgangspunkt i forsøgsperson 1. Dette er som følge af, at der i EMG-målingerne for forsøgsperson 2 ses et udsving i EMG-signalet, der ligner rystelser, hvilket er grundet rystende ben. Til trods for disse muskelrystelser ses der ligheder mellem målingerne for forsøgspersonerne.

## Resultater for EMG-målinger



**Figur A.4:** EMG-målinger af siddende baseline, stående baseline og squat-øvelse.

Ud fra figur A.4, ses baseline samt squat-øvelse for forsøgsperson 1. Ved squat-øvelsen ses en stigning ved  $1,5\text{ s}$ , hvilket relateres til forsøgspersonens nedadgående bevægelse til maks  $90^\circ$  flektion af knæet under squat-øvelsen. Yderligere ses et fald i amplitude ved ca.  $6\text{ s}$ , der relateres til en opdagående bevægelse til øvelsens udgangsposition.

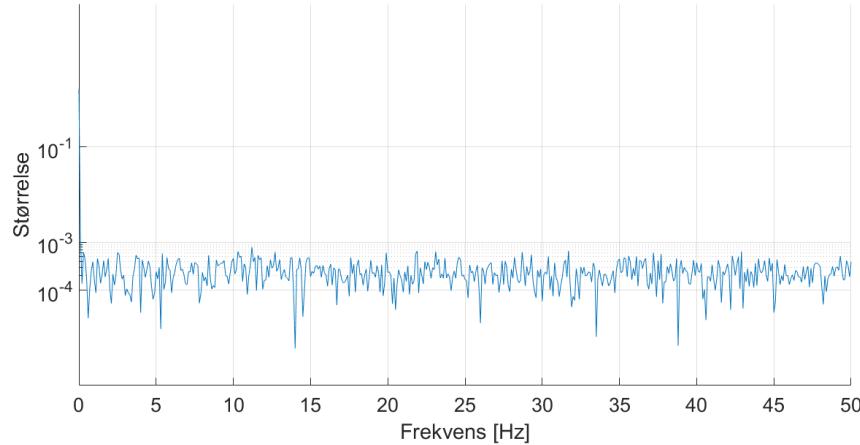


**Figur A.5:** Frekvensanalyse med semilogaritmisk skala på Y-aksen af EMG-måling for siddende baseline, stående baseline og ved squat-øvelse.

Der er foretaget en frekvensanalyse af siddende og stående baselinemåling for at identificere støjsignaler. Dette ses af figur A.5, hvor der yderligere fremgår en frekvensanalyse af squat-øvelsen for identificering af frekvensområdet for bevægelsen. For graferne er der foretaget en semilogaritmisk skala på Y-aksen, for således at tydeliggøre de lavfrekvente signaler. Det ses ud fra målingerne et højere støjniveau på squat-øvelsen end baselinemålingerne, dette støjniveau er dog relativt lav. Der observeres en DC-komponent ved  $0\text{ Hz}$ , hvilket svarer til det offset, der er på signalet. Det fremgår ikke af figuren, hvorvidt der er  $50\text{ Hz}$  støj på signalet, da der samples med  $100\text{ Hz}$ , hertil er Nyquist-frekvensen  $50\text{ Hz}$ . Herudover viser frekvensanalysen ikke amplituden af  $50\text{ Hz}$  støj, dog antages den for at være tilstede, da dette er en kendt

støjfaktor. Af frekvensanalysen for squat-øvelsen identificeres frekvensområdet som værende relativt lavfrekvent  $0,4 - 10 \text{ Hz}$ , hvorefter støjsignalerne dæmpes gradvist. Dette kan relateres til, at EMG-forstærkeren har en knækfrekvens på  $1,94 \text{ Hz}$ , hvortil udregningen ses i ??.

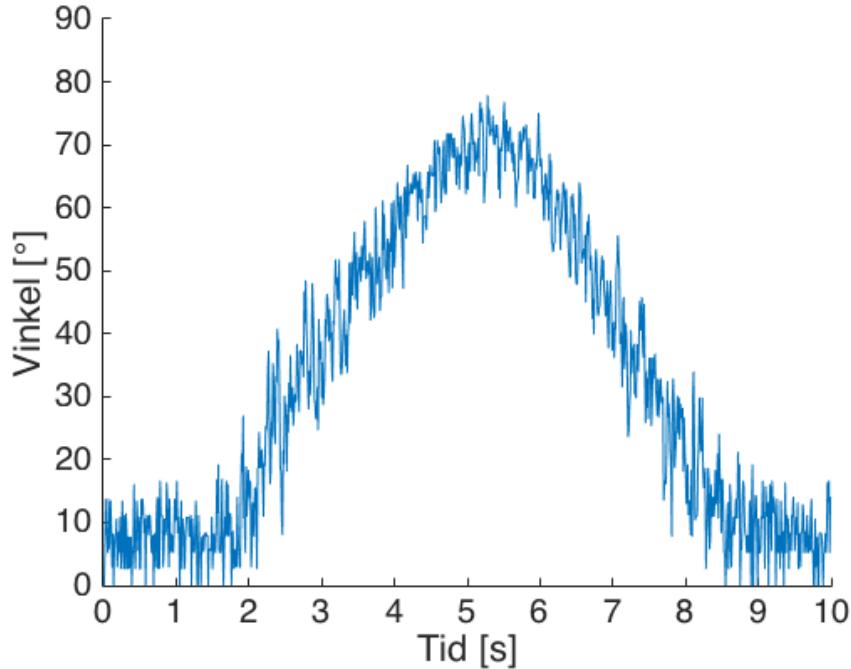
### Resultater for accelerometer målinger



**Figur A.6:** Frekvensanalyse af baselinemåling for accelerometeret, hvor Y-aksen er en semilogaritmisk skala

Af figur A.6 ses frekvensanalysen for accelerometeret i X-aksen. Ud fra dette ses yderligere støjsignaler end DC-komponent, der er dæmpet ved  $0,1 \text{ Hz}$ . Grundet samplingsfrekvensen er der ingen  $50 \text{ Hz}$  støj, hvor årsagen er beskrevet under frekvensanalysen for EMG-målingen.

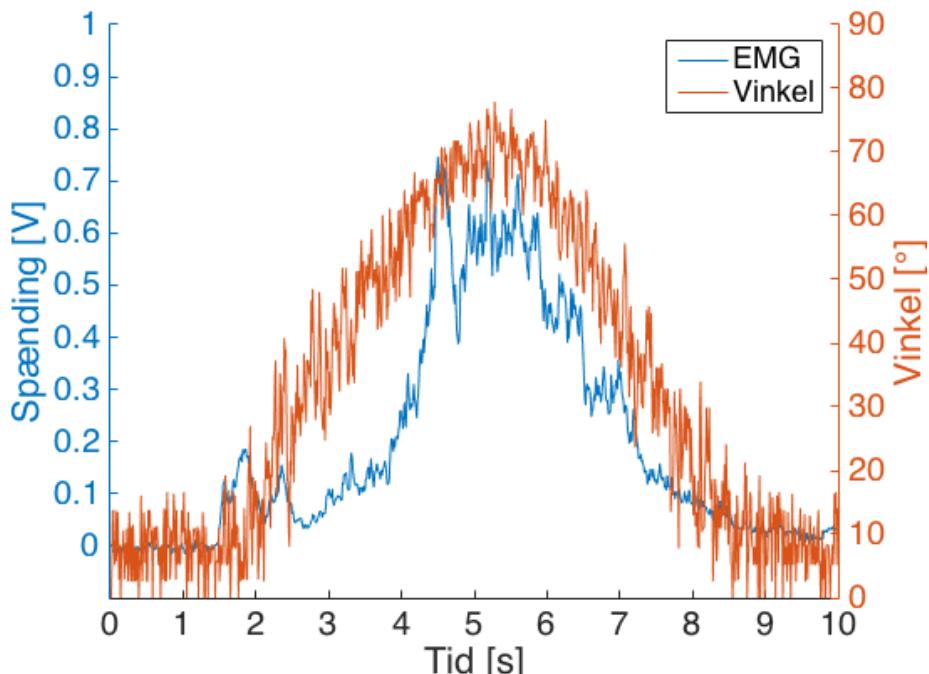
Spændingerne fra accelerometeret repræsenterer vinklerne for femur og tibia i Y-aksen. Denne spændingsværdi ønskes omregnet til grader, for således at undersøge vinklen af knæet. Til at omregne spændingen fra begge accelerometre til grader anvendes målingerne anvendt i afsnit A.2.6. Disse resultater er anvendt i funktionerne, hvor lineær interpolation benyttes. EMG-spændingerne for squat-øvelsen er hertil anvendt i funktionerne, således graderne for EMG-målingen findes. Resultaterne fra omregningen visualiseres af figur A.7.



**Figur A.7:** Vinkler fra accelerometrene under squat-øvelsen

Det fremgår af figur A.7, at forsøgspersonen udfører en fleksion af knæet under squat-øvelsen når ned til en grad på ca.  $78^\circ$ .

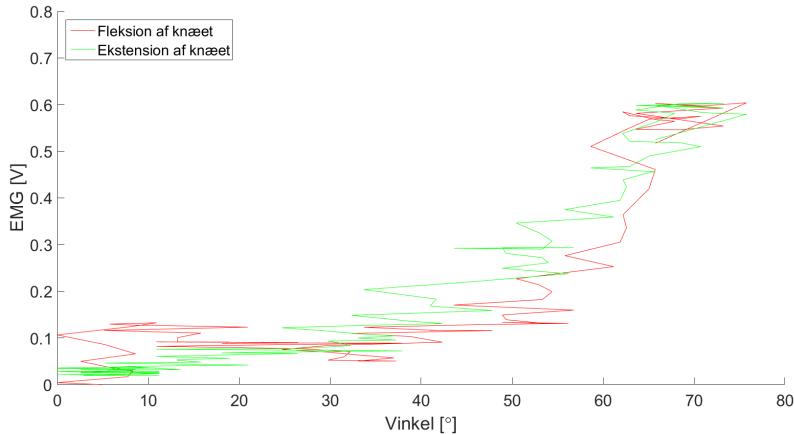
For at kunne se relationen mellem udslag i EMG samt for accelerometrene, plottes begge disse målinger på samme graf. Dette ses af figur A.8.



**Figur A.8:** EMG-signal og vinkler fra acceleromtre under squat-øvelsen

For at se sammenhængen mellem muskelaktivitet og de forskellige vinkler, plottes EMG

signalerne som funktion af vinklerne. Det fremgår af figur A.9, at der er en sammenhæng mellem vinklerne og mængden af muskelaktivitet. Ved fleksion bliver vinkelen større og muskelaktiviteten stiger dermed. Ved ekstension, hvor vinkelen bliver mindre, falder muskelaktiviteten.



**Figur A.9:** EMG-målingen vist i forhold til vinkler

## A.2 Test af accelerometer

I dette projekt anvendes to accelerometere, som er beskrevet i ???. Disse anvendes som sensorer til opsamling af acceleration, der giver et outputsignal i form af en spænding. For at kunne anvende et accelerometer er det vigtigt at kende forskellige tolerancer i forhold til deres datablade, hvorfor et forsøg udføres for at kunne tage højde for disse parametre.

### A.2.1 Formål

Denne test har til formål at identificere en given spænding for forskellige vinkler. Derudover identificeres offsettet og sensitiviteten for at teste accelerometerenes tolerancer.

1. Test af linearitet
2. Identificering af offsettet for accelerometerne

### A.2.2 Materialer

- Accelerometre ADXL335
- Tape
- Vaterpas
- Breadboard
- Vinkeltester, fremgår af figur A.10
- Computer med Scopelogger og MATLAB
- Spændingsforsyning på 3, 4 V
- NI USB-6009

### A.2.3 Metode

Der opstilles en metode til hvert formål i afsnit A.2.1. Formål 1 opfyldes ved deltest 1, og formål 2 og 3 opfyldes ved deltest 2. Der testes ligeledes for støj i afsnit A.1.6.

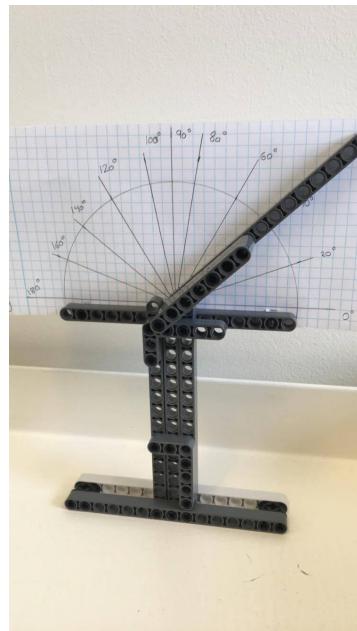
1. Der foretages målinger i accelerometerets tre akser i 11 positioner, hvorved der testes for linearitet
2. Der foretages målinger i accelerometerets tre akser i de seks positioner, hvorefter offset kan bestemmes ud fra målingerne. Offsettet bestemmes ud fra accelerometerets 0 g-påvirkning, der måles vinkelret på planet, hvilket svarer til at accelerometeret ikke udsættes for tyngdekraften.

#### A.2.4 Forsøgsopstilling

Hver forsøgsopstilling udføres for begge accelerometre.

##### Forsøgsopstilling af deltest 1

- Accelerometeret påsættes vinkeltesteren på figur A.10
  - Accelerometeret indstilles efter fremgangsmåden for hver øvelse, som er illustreret i afsnit A.2.5
- Accelerometeret tilkobles NI USB-6009
- NI USB-6009 tilkobles en computer



**Figur A.10:** Vinkeltester, som anvendes under forsøget til at holde accelerometeret i bestemte vinkler.

##### Forsøgsopstilling af deltest 2

- Accelerometeret påsættes breadboardet med tape
- Accelerometeret stilles skiftevis vertikalt og horisontalt, således de forskellige akser testes
  - Accelerometeret placeres efter fremgangsmåden for hver øvelse, hvilket er illustreret af afsnit A.2.5
- Accelerometeret tilkobles NI USB-6009
- NI USB-6009 tilkobles en computer

### A.2.5 Fremgangsmåde

#### Fremgangsmåde for deltest 1

Hver vinkel måles og samples for hvert accelerometer i hver akse i 10 sekunder ved 100  $Hz$ , hvilket er udregnet ud fra Nyquist. Samplingsfrekvensen er dermed det dobbelte af båndbredden for accelerometrene [47]. Målingerne er udført for begge accelerometre i henholdsvis X-, Y- og Z-aksen, og vinklen ændres ved at justere vinkeltesteren på figur A.10, så følgende vinkler fremgår af modellen:

- $0^\circ$  til  $180^\circ$  med  $20^\circ$ 's intervaller
- $90^\circ$

#### Fremgangsmåde for deltest 2

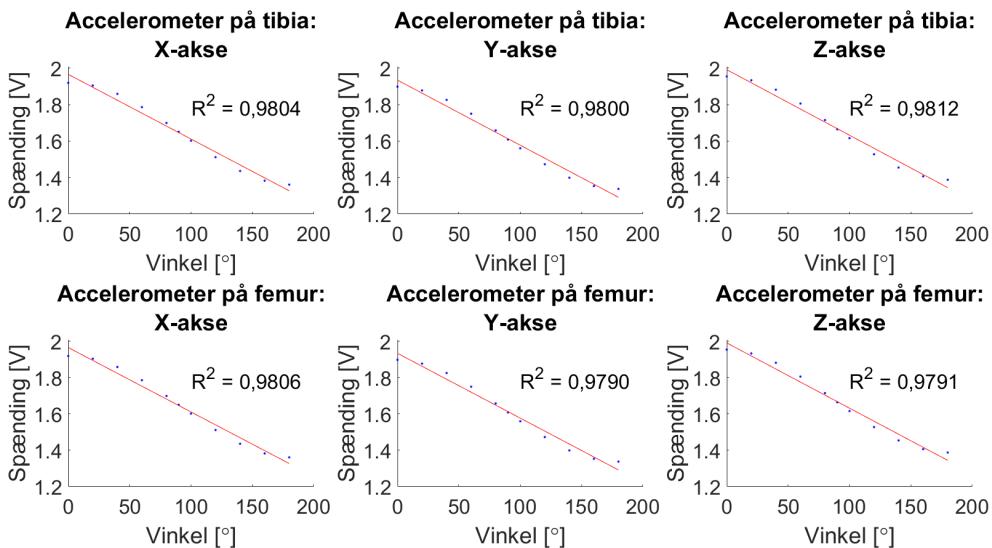
Der foretages målinger i seks forskellige positioner. Hver position måles tre gange og samles i 10 sekunder ved 100  $Hz$ . De forskellige positioner er illustreret på figur 5.3, og er som følger:

- Accelerometeret stilles lodret opad
- Accelerometeret stilles lodret nedad
- Accelerometeret stilles vandret mod højre
- Accelerometeret stilles vandret mod venstre
- Accelerometeret ligges plan på bordet med toppen opad
- Accelerometeret ligges plan på bordet med toppen nedad

### A.2.6 Resultater

#### Resultater for deltest 1

For deltest 1 udføres en lineær regression, hvor data fra målingerne af begge accelerometres output ved hver målt vinkel plottes som en funktion af vinklerne. Derefter udføres den lineære regression, og  $R^2$ -værdien findes, så det kan bestemmes, om punkterne er lineære. Plots, regressioner og  $R^2$ -værdier kan ses på figur A.11.



**Figur A.11:** Lineær regression for hver akse på hvert accelerometer. Målingerne er plottet med blå prikker, og den lineære regression er illustreret med rød.  $R^2$ -værdien er angivet for hvert plot.

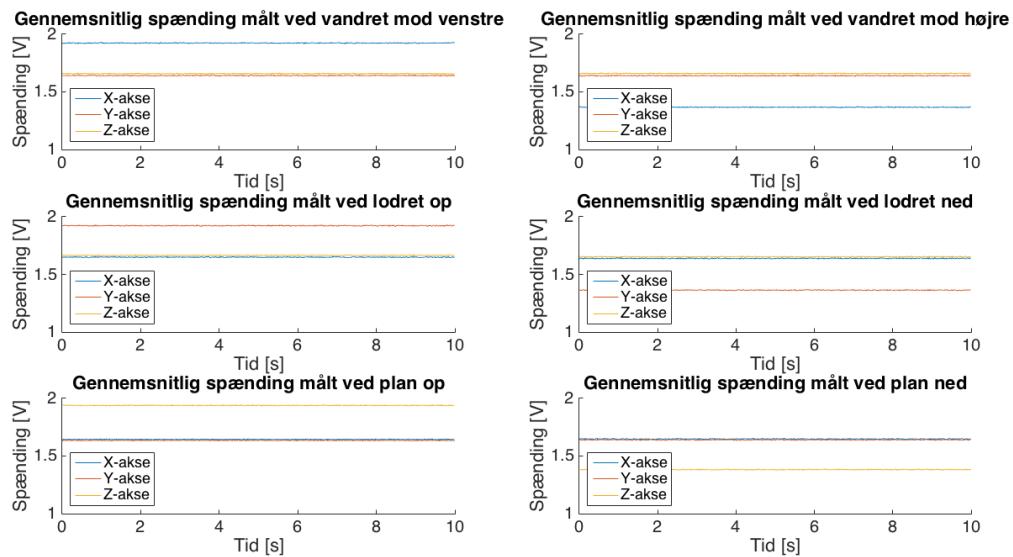
Ud fra figur A.11 kan det ses, at  $R^2$ -værdierne er mellem 0,9790 og 0,9812. Graferne ville have en perfekt lineær sammenhæng, hvis  $R^2 = 1$ . Det kan derfor siges, at der her ses en lineær tendens ud fra disse målinger, selvom punkterne på alle seks grafer viser en s-formet bølge omkring regressionslinjen, hvilket giver afvigelserne fra den perfekte lineære sammenhæng.

## Resultater for deltest 2

De viste resultater heri er for det ene accelerometer<sup>1</sup>, da offsettet ændrer sig hver gang, der udføres et forsøg. Det vil derfor ikke være muligt at fastsætte konstante værdier for offset, hvorfor det centrale at udlede er metoden til at bestemme værdierne.

Ud fra de tre målinger foretaget i de seks forskellige positioner beregnes den gennemsnitlige værdi af målingerne på de forskellige akser, herefter plottes disse i en graf. På denne måde bliver det muligt at se, hvilken akse der påvirkes mest under øvelsen. Målingerne fremgår af figur A.12.

<sup>1</sup>FiXme Note: resultaterne er fra det røde accelerometer



**Figur A.12:** Påvirkningen af accelerometrets tre akser ved de seks forskellige positioner.

Offset bestemmes ud fra de målinger, hvor accelerometeret påvirkes med 0 g. Den akse, hvor accelerometeret påvirkes med 0 g i alle seks forskellige positioner fremgår af figur 5.3. Resultaterne fra målingerne fremgår af tabel A.1.

Målt retning	Målt offset	Målt afvigelse
<b>Positiv</b>	1,6362 V	3,75%
<b>Negativ</b>	1,6413 V	3,45%

**Tabel A.1:** Offsettet for accelerometeret, samt dens afvigelse i forhold til databladet bestemt for Y-aksen. Accelerometeret udsættes for en 0 g-påvirkning.