
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

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

Synopsis

The purpose of this project is to examine the possibility to control an exoskeleton during a squat exercise to support amyotrophic lateral sclerosis patients' muscles. This study consists of measurements from the muscle, rectus femoris, and two accelerometers. The muscle activity shows the patients movement during a squat. The inputs signals from the accelerometers are calculated to show the knee's angle. A digital system has been designed, implemented and tested to evaluate the system. The study is based on grey literature, articles, books and tests which has been analyzed and interpreted. It is not possible to use the system to help the patients currently since the prototype has not been developed. The test of the system shows that it is possible to detect whether the user is moving upwards or downwards during a squat exercise, when the angle of the knee is between 90° og 180° , by analysing the input signals from the rectus femoris and the accelerometres.

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

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

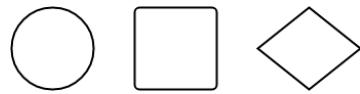
Projektrapporten er opdelt i syv kapitler samt tilhørende bilag. Det første kapitel indeholder en indledning til projektet samt den initierende problemstilling. Andet kapitel består af problemanalysen, der er udarbejdet på baggrund af den initierende problemstilling. Problemanalysen leder op til en projektafgrænsning 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 L^AT_EX. Herudover er der anvendt MATLAB til at visualisere 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. Herunder symboliserer cirklen start og stop, firkanten symboliserer en beslutning og diamanten en midtvejsproces.

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

Indholdsfortegnelse

Kapitel 1 Indledning	1
1.1 Initierende problemstilling	1
Kapitel 2 Problemanalyse	2
2.1 Amyotrofisk lateral sklerose	2
2.1.1 Livskvalitet hos ALS-patienter	4
2.2 Hjælpemidler til 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
Kapitel 3 Systemudvikling	9
3.1 Systembeskrivelse	9
3.1.1 Overordnet krav til systemet	9
3.1.2 Blokdiagram	10
3.2 Løsningsstrategi	10
3.2.1 Low power mode	11
Kapitel 4 Teori og design	12
4.1 Analog del	12
4.1.1 Opsamling af EMG-signaler	12
4.1.2 Opsamling af accelerometer-signaler	13
4.1.3 Spændingsforsyning	13
4.2 Digital del	14
4.2.1 Analog-to-Digital Converter	14
4.2.2 Digital filtrering	16
4.2.3 Accelerometer algorimte	20
4.2.4 EMG-algoritme	21
4.2.5 Trådløs kommunikation	21
Kapitel 5 Implementering	23
5.1 Analog del	23
5.1.1 Opsamling og behandling af EMG-signaler	23
5.1.2 Opsamling af accelerometer-signaler	24
5.1.3 Spændingsforsyning	25
5.2 Digital del	26
5.2.1 Analog-to-Digital Converter	26

5.2.2	Digital filtrering	28
5.2.3	Accelerometer algortime	28
5.2.4	EMG-algoritme	30
5.2.5	Trådløs kommunikation	30
5.2.6	Flowdiagram	31
5.2.7	Samlet system	34
Kapitel 6	Test	36
6.1	Analog del	36
6.1.1	Opsamling og behandling af EMG-signaler	36
6.1.2	Opsamling af accelerometer-signaler	38
6.1.3	Spændingsforsyning	38
6.2	Digital del	39
6.2.1	Analog-to-Digital Converter	40
6.2.2	Digital filtrering	41
6.2.3	Acclerometer-algoritme	45
6.2.4	EMG-algoritme	48
6.2.5	Trådløs kommunikation	50
Kapitel 7	Systemtest	51
7.1	Systemtest med kendt input	51
7.1.1	Beskrivelse	51
7.1.2	Resultater af test	51
7.2	Systemtest med bruger-input	53
7.2.1	Beskrivelse	53
7.2.2	Resultater af forsøg	53
7.3	Konklusion af systemtest	56
Kapitel 8	Syntese	58
8.1	Diskussion	58
8.1.1	Test af blokke	58
8.1.2	Samlet systemtest	59
8.2	Konklusion	60
8.3	Perspektivering	60
8.3.1	Et ideelt system	61
Litteratur		63
Bilag A	Pilotforsøg	67
A.0.2	Formål	67
A.0.3	Materialer	67
A.0.4	Forsøgsopstilling	68
A.0.5	Oversigt af forsøgsopstilling	70
A.0.6	Fremgangsmåde	70
A.0.7	Databehandling	70
Bilag B	Test af accelerometer	74
B.0.8	Formål	74

B.0.9 Materialer	74
B.0.10 Metode	74
B.0.11 Forsøgsopstilling	74
B.0.12 Fremgangsmåde	75
B.0.13 Resultater	76
Bilag C ADC	78
C.1 Opsætning	78
C.1.1 Bestemmelse af samplingsfrekvens	78
C.1.2 Arbejdsmønster for ADC	79
C.1.3 Gennemsnits samples	79
Bilag D Brugersikkerhed	80
D.1 Sikkerhedsforanstaltninger	80
D.1.1 Jording	81
D.1.2 Isolation	81
D.2 Implementering af brugersikkerhed	81

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.¹ 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 følgerne deraf. De fleste muskelsvindssygdomme er ikke livstruende, dog er dette ikke tilfældet ved Amyotrofisk Lateral Sklerose (ALS), der er en af de mest alvorlige muskelsvindssygdomme, der medfører dødsfald grundet sygdommens komplikationer [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 atrofi². 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?

¹FiXme Note: Der findes omkring 25 forskellige sygdomme.

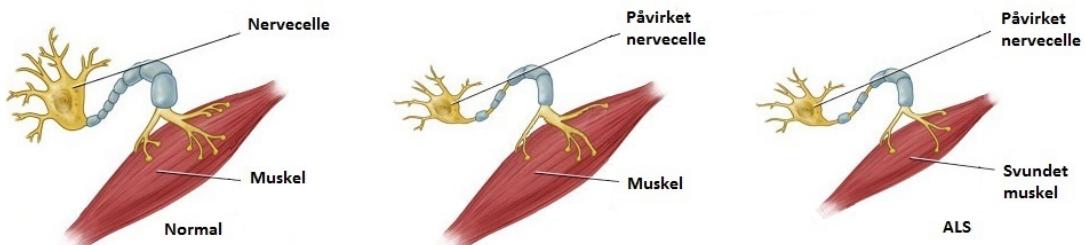
²FiXme Note: Svind af væv, legeme eller organ

Kapitel 2

Problemanalyse

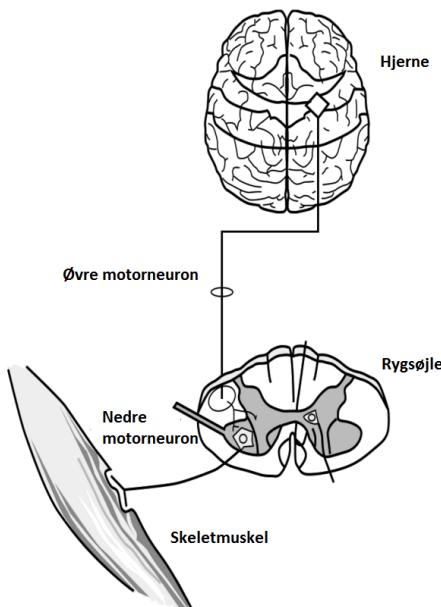
2.1 Amyotrofisk lateral sklerose

ALS er en neurodegenerativ sygdom, der påvirker motorneuronerne i hjernen, hjernestammen 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 på sygdommen 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 nervecelle samt muskel påvirket af ALS. Det første stадie illustrerer en normal motorneuron samt en upåvirket muskel. Ved andet stадie ses motorneuronet påvirket af ALS, dog ses musklen endvidere upåvirket. I det tredje stадie 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. Ved abnormitet, opstår komplikationer ved vidersendelse af beskeder til det givne sted. Dette ses som spasticitet samt overdrevne reflekser [9]. Opdelingen af de nedre samt øvre motorneuroner ses af figur 2.2.



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

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 Superocide dismutase 1-gen (SOD-1), hvilket resulterer i tab af 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 stadi. Et flowdiagram af de tre stadier framgår af figur 2.3.



Figur 2.3: Tre stadier for udviklingen af ALS samt de tilhørende symptomer.

I det tidlige stadi kan patienter ignorere symptomerne, da disse fremstår som milde og kun påvirker mindre dele af kroppen. Ved det midterste stadi 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 vejitrækningen. I det endelige stadi 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 stadi 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 sundhedsrelateret 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 fremskriver [14]. Dette fremgår ligeledes af tabel 2.1, der viser en forringet livskvalitet hos ALS-patienter når der sammenlignes med resten af befolkningen.

	ALS-patienter	Normativ tysk population
Mobilitet	83,7 %	16,6 %
Selvpleje	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)

Livskvaliteten vurderes ud fra mobilitet, selvpleje, udførelse af normale aktiviteter, oplevelse af smerte eller ubehag samt diagnoser som angst og depression, hvor næsten tre gange så mange ALS-patienter lever med disse problemer sammenlignet med den resterende befolkning.

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 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, således 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

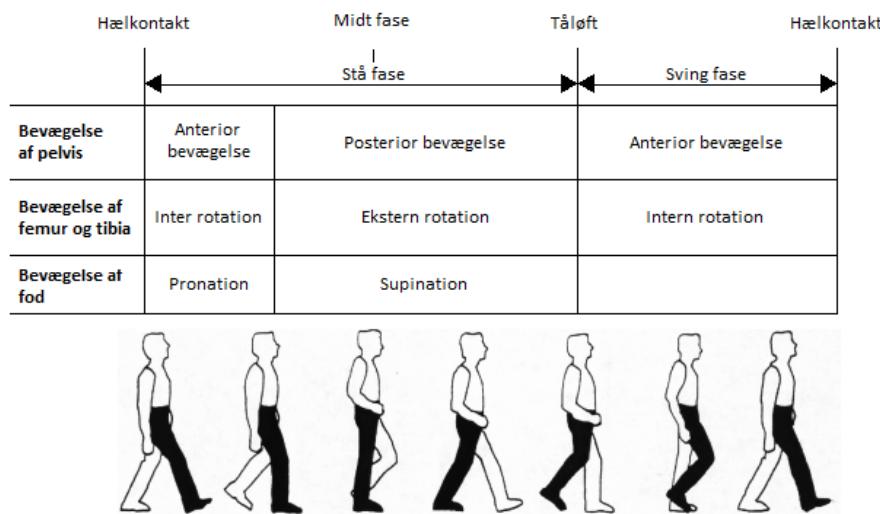
Én form for body augmentation er et exoskelet. Et exoskelet anvender biologiske signaler, og kombinerer disse signaler med kraften fra en maskine. På denne måde er det muligt, at maskinen fungerer som en menneskelig operatør, som kan forbedre menneskets styrke eller genoprette bevægelse som fleksion og ekstension af led [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. 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. Af denne grund opstår der kontrakturer i led, 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].

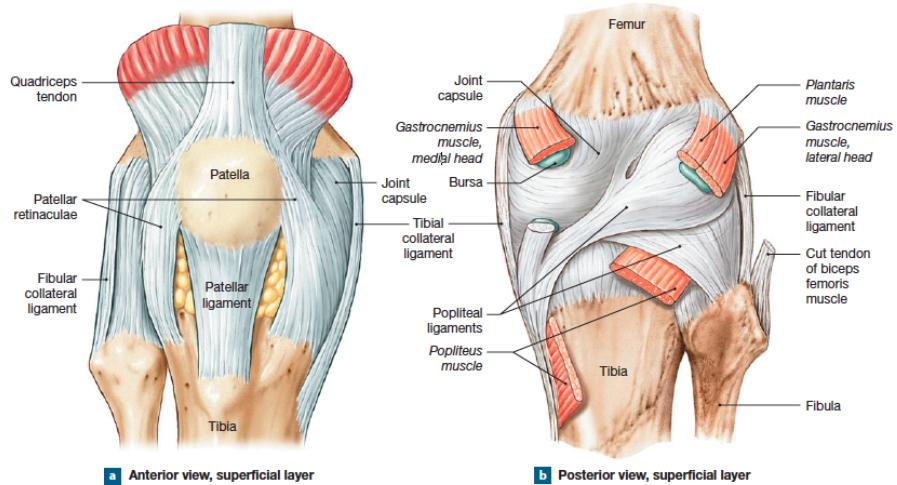


Figur 2.4: Viser bevægelse af pelvis, femur og tibia samt foden under gang [25].

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 ledet 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.

2.3.1 Knæets opbygning

Knæet består af tre separate ledforbindelser. To, der er forbundet mellem femur og tibia, samt en mellem patella og femur, hvilket fremgår af figur 2.5.



Figur 2.5: Knaets anatomiske opbygning [26]

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].

2.3.2 Knæets funktion

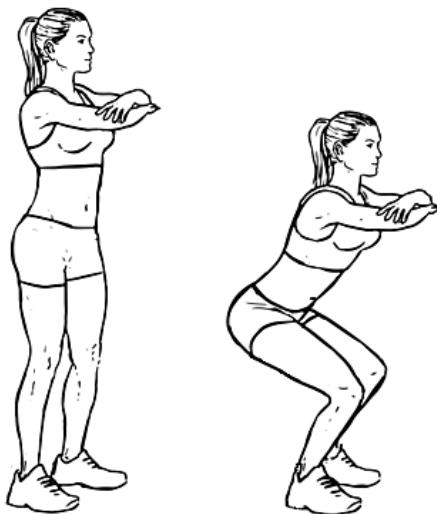
Ved gang aktiveres quadricepsmusklerne, der sidder anteriort på femur, og hasemusklerne, der sidder poserioirt på femur, hvilket fremgår af figur 2.5. Quadricepsmusklerne består af rectus femoris, vastus intermedius, vastus medialis og vastus lateralis. Hasemusklerne består af biceps femoris, semitendinosus 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. Udoer disse led er også kropspositionen 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: En illustration af udførelse af en 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 $180 - 80^\circ$. 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 $90 - 100^\circ$ fleksion af knæleddet, og er derefter relativt konstant [29]. Fra udgangspositionen for squat; oprejst posistion med en vinkel i knæet på 180° , vil muskelaktiviteten i rectus femoris være progressivt stigende indtil $90 - 100^\circ$ graders knæfleksion og derefter progressivt faldende, som knæet bevæger sig tilbage til 180° [?].

2.4 Problemafgrænsning

I dette projekt fokuseres der på ALS-patienter samt muligheden for styre et exoskelet 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

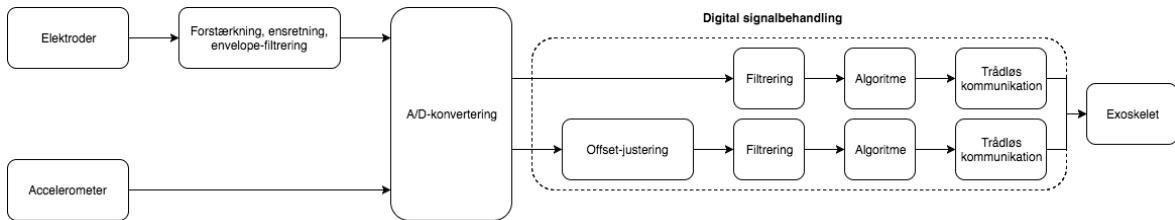
3.1 Systembeskrivelse

Der ønskes at udvikle et system, der har til 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 sygdommen. Systemet skal kunne opsamle EMG-signaler fra rectus femoris samt en spænding fra påsatte accelerometre parallelt med henholdsvis femur samt tibia, 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, så mindre muskelkraft vil kunne udløse den samme bevægelse af knæleddet. Systemet skal derudover være sikkert og ikke til gene for brugeren, hvorfor trådløs kommunikation anvendes, hvorved galvanisk adskillelse opnås. Herudover skal systemet være batteridrevet, for at undgå en tilkobling til elnettet. Sikkerheden ses yderligere beskrevet i bilag D. Derudover gøres systemet kompakt og mobilt ved at være batteridrevet. Hvis batterierne ikke kan leve nok strøm til at virke optimalt, skal dette indikeres ved en blinkende LED på spændingsforsyningen. For at undgå en betydende forsinkelse for det samlede system, opsættes et krav herfor. En forsinkelse på maksimum 100 ms anses derfor som værende acceptabel.

3.1.1 Overordnet krav til systemet

- Systemet skal registrere muskelaktivitet fra rectus femoris
- Systemet skal registrere spænding fra accelerometrene, som omregnes til vinklen over knæet
- Systemet skal reagere på kroppens bevægelse under en squat-øvelse, således det vil kunne benyttes til en prototype af et exoskelet
- Systemet skal være sikkert og ikke til gene for brugeren
- Systemet skal kunne overføre data trådløst til en computer
- Systemet skal være batteridrevet
- Systemet skal kunne indikere, hvis der ikke er strøm nok til at virke optimalt
- Systemet skal have en maksimal forsinkelse af hele systemet på 100 ms

3.1.2 Blokdiagram



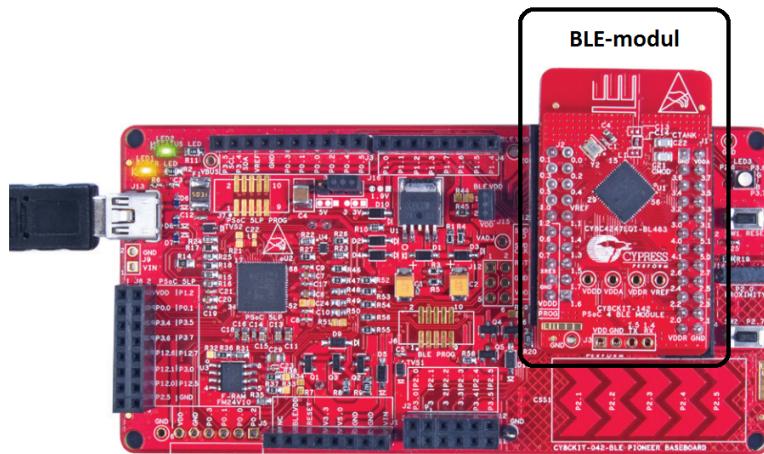
Figur 3.1: Systemets opbygning fra sensorer til exoskelet.

I dette projekt er der valgt at udarbejde et kontrolesystem til en prototype, som har til formål at fleksere samt ekstendere knæleddet, ved anvendelse af muskelaktivitet fra rectus femoris. Opbygningen af systemet fremgår af figur 3.1. Der anvendes to sensorer, EMG-elekroder og accelerometre, til at opsamle signaler. For at registrere muskelaktivitet anvendes elektroder og en EMG-forstærker, der har til formål at forstærke, filtrere og ensrette muskelsignalet, der opsamles. Hertil anvendes accelerometre ligeledes som et inputsignal. De opsamlede signaler sendes herefter videre til den digitale del af systemet, hvor en offsetjustering af accelerometer data, filtrering, algoritme samt trådløs kommunikation finder sted. Den digitale del er bestående af et Bluetooth Low Energy Pioneer kit (CY8CKIT-042-BLE), som opfanger signalerne fra EMG-forstærkeren samt accelerometrene. Herefter overføres disse trådløst til en CySmartUSB BLE-dongle sat i en computer, således en visualisering i MATLAB kan forekomme.

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 EMG-forstærker samt accelerometrene. Yderligere skal systemet være i stand til at kommunikere trådløst med andre enheder, hvilket er muligt ved anvendelse af Bluetooth Low Energy (BLE).

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-042 PSoC 4 BLE modul.



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

Baseboardet er platformen, hvorpå EMG-forstærkeren samt accelerometre tilkobles, 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].

3.2.1 Low power mode

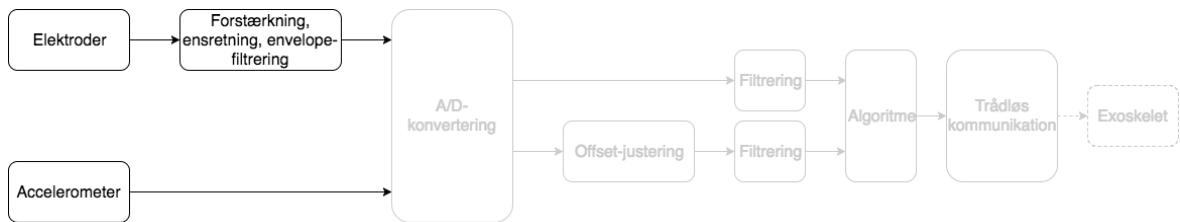
Det kan være fordelagtigt at anvende sleep mode, ved opsætning ADC'en eller digital kommunikation. Dette er situation hvor andre perifer enheder skal forblive aktive, men uden CPU'ens aktivitet er nødvendig. På denne måde vil det være muligt at reducere strømforbruget mellem A/D-konverteringer samt transaktioner under den digitale kommunikation.

Der findes forskellige former af low power mode. Herunder sleep mode, deep-sleep mode, hibernate mode og stop mode. Systemet anvender sleep mode, hvor kun CPU'en er slukket, mens alle systemets andre enheder er aktive. Systemet befinner sig i sleep mode størstedelen af tiden, men dette bliver afbrudt, når der forekommer et interrupt. [32]

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 signaler, der videresender disse informationer til en computer. 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 det at kunne justere forstærkningen, for at tilpasse amplituden af EMG-signalet, og dermed gøre systemet mere alsidigt, således det kan benyttes til flere brugere. 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 signaler fra accelerometrene, så accelerationen fra accelerometrene kan omregnes til en vinkel over knæet.

4.1.1 Opsamling af EMG-signaler

EMG er en målemetode, som mäter elektrisk aktivitet genereret af muskler [33]. Som tidligere nævnt i afsnit 2.1 er ALS en neurodegenerativ sygdom, hvor musklen svinder ind, hvilket resulterer i mindsket muskelaktivitet. Dette påvirker EMG-målingerne, da den elektriske muskelaktivitet 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 [33, 34]. I dette projekt anvendes overflade-EMG for at opfylde projektets overordnede krav, hvilket ses af afsnit 3.1.1, om at være til mindst mulig gene for bruger. Ved overflade-EMG foretages en måling over et samlet antal potentialer fra måleområdet via differensmåling, herved er det muligt at se aktivering af muskelfibre [34]. EMG har et frekvensområde på 10–500 Hz, hvorfor EMG-forstærkeren skal kunne opsamle frekvenser inden for dette område. Signaler uden for frekvensområdet, betegnes som støj [35, 34].

Denne metode kan påvirkes af flere artefakter, som bevægelsespåvirkning og støjpåvirkning fra elnettet, hvilket ligger på frekvenser omkring 50 Hz [34]. Ligeledes kan der ved EMG-

målinger fremkomme elektrisk støjpåvirkning fra omkringliggende biologiske signaler. Dette betegnes som crosstalk [34].

Ud fra EMG-forstærkerens datablad ses det, at denne skal forsynes med en typisk spænding på $\pm 5 V$ [36], hvorfor et krav sættes herfor.

Krav:

- Skal opsamle muskelsignal
- Skal være anvendeligt med overflade elektroder
- Skal opsamle muskelsignaler i frekvensområdet mellem 10 og 500 Hz
- Skal forsynes med minimum en spænding på $\pm 5 V$
- Skal have et justerbart gain, der tilpasses den enkelte bruger af systemet

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 i 1 g-påvirkning, hvilket svarer til tyngdekraften. Alt efter accelerometerets retning, ændres aksen, hvori der måles 1 g-påvirkning. Ud fra dette er det muligt at bestemme orienteringen af accelerometeret i forhold til jorden. Da det ønskes, at spændingen fra accelerometerne skal omregnes til vinkler, jf. afsnit 3.1.1, ønskes der en lineær sammenhæng mellem input og outputssignal, hvorfor accelerometeret skal have en linearitet med en afvigelse på maks 1%.

De dynamiske kræfter såsom bevægelse, stød og vibrationer, gør det muligt at analysere accelerometerets 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 [37]. Herved forventes dette ligeledes for et ben under en squat-øvelse. I dette projekt måles vinklen af knæet under en squat-øvelse, derfor vil det være mest hensigtsmæssigt at placere accelerometeret, således det mäter i enten X- eller Y-asken. På baggrund af dette vælges Y-aksen.

Ud fra accelerometerets datablad ses det, at accelerometerne skal forsynes med en spænding på mellem 1,8 og 3,6 V [38], hvorfor et krav sættes til en spænding på 3 V.

Krav:

- Skal mæle på minimum Y-aksen
- Skal have en linearitet med en afvigelse på 5 %
- Skal mæle accelerationer i $\pm 2 g$
- Skal forsynes med en spænding på minimum 3 V

4.1.3 Spændingsforsyning

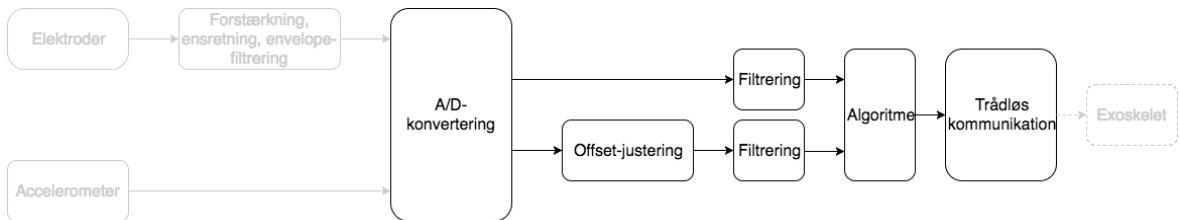
Spændingsforsyningen skal være i stand til at forsyne mikrokontrolleren samt EMG-forstærkeren med en konstant spænding, så en svigende eller faldende spænding ikke vil forstyrre signalet. Da systemet yderligere skal benyttes trådløst, kræves det, at spændingsforsyningen er batteridrevet. EMG-forstærkeren,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

Krav:

- Skal kunne forsyne aktive komponenter i den analoge del af kredsløbet

- Skal kunne leve en konstant spænding
- Skal kunne give et signal, hvis der leveres en konstant spænding

4.2 Digital del

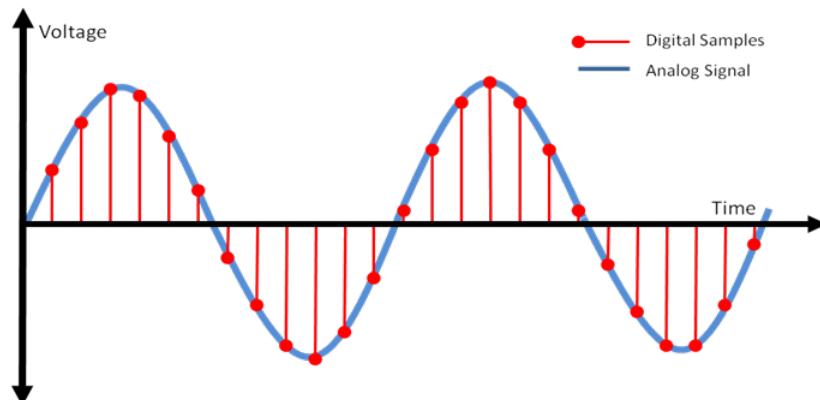


Figur 4.2: Blokdiagrammets digitale del

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. Hertil foretages endvidere en algoritme for EMG-signaler samt en algoritme for accelerometrene. Der ønskes ligeledes en trådløs kommunikation mellem mikrokontrolleren og en computer, da systemet skal kunne visualiseres, for at muliggøre en anvendelse af exoskelettet som støtte til musklene omkring knæet ved udførelse af en squat-øvelse.

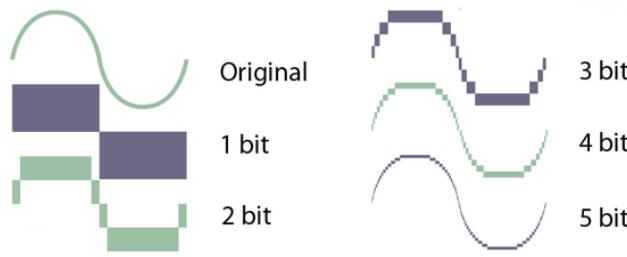
4.2.1 Analog-to-Digital Converter

Outputtet fra målinger 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 [39]. Dette er illustreret på figur 4.3. Konverteringsprocessen består af sampling og kvantificering [35].



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 [35]. Ved for høj samplingsfrekvens vil en større mængde data opsamles og derved benytte mere plads og processering [40]. En for lav samplingsfrekvens vil derimod kunne rekonstruere signalet, således kurven ikke kan repræsentere det oprindelige signal, hvilket fremgår som alias [35]. For udvikling af dette system benyttes én EMG-forstærker samt to accelerometre, hvorfor det kræves, at ADC'en kan sample minimum tre inputs. Ifølge Nyquists sætning er det hensigtsmæssigt, at samplingsfrekvensen er mindst det dobbelte af frekvensen i det oprindelige signal [35]. 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 [35]. 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 repræsenteres tydligere [41].

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. Sensitivitet som ADC'en kan opnå, betegnes 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 [39, 40].

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

Hvis spændingen, der pålægges ADC'en overstiger dens arbejdsområde, vil dette resultere i, at signalet går i mætning [39, 40]. Derudover accepteres en maksimal afvigelse på 2 % for samplingfrekvensen, da det ikke ses af større betydning for samplingsfrekvensen. Dette gøres for så vidt muligt at tage højde for kvantificeringsfejl.

Krav:

- Skal sample minimum tre inputs
- Skal have en opløsning, der ikke forringes signalet
- Skal undgå, at signalet ikke overstiger ADC'ens arbejdsområde
- Skal have en samplingsfrekvens omkring 10 gange større end den højeste signalfrekvens
- Samplingsfrekvensen skal have en maksimal afvigelse på 2 %

4.2.2 Digital filtrering

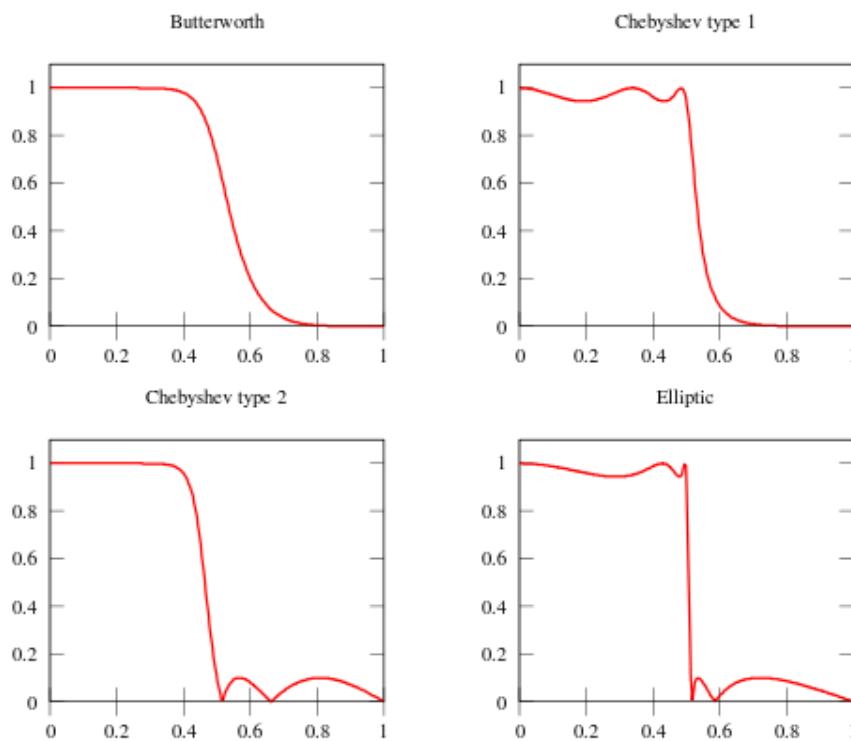
Der findes to former for digital filtrering; Infinite Impulse Response (IIR) og Finite Impulse Response (FIR). Der ses hertil både fordele og ulemper ved begge filtertyper [42].

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 [42].

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 koefficienter. Dette betyder, at filteret er mindre hukommelseskrævende og kan arbejde hurtigere. IIR-filtrets designprocedure er udledt af samme procedure, som de analoge filtre er designet efter. IIR-filteret består af et forward og feedback FIR-filter, der omfatter a og b koefficienter. IIR-filtret udregnes ved anvendelse af følgende formel, der fremgår af ligning 4.2 [43].

$$y(n) = \sum_{m=0}^M b_m \cdot x(n-m) - \sum_{m=1}^N a_m \cdot y(n-m) \quad (4.2)$$

På baggrund af den samme procedure laves IIR-filtre, ligesom analoge filtre, som Butterworth, Chebyshev type 1 og 2 og elliptiske filtre [42]. Disse er illustreret på figur 4.5.



Figur 4.5: De fire filtertyper; Butterworth, Chebyshev 1 & 2 og elliptisk [44].

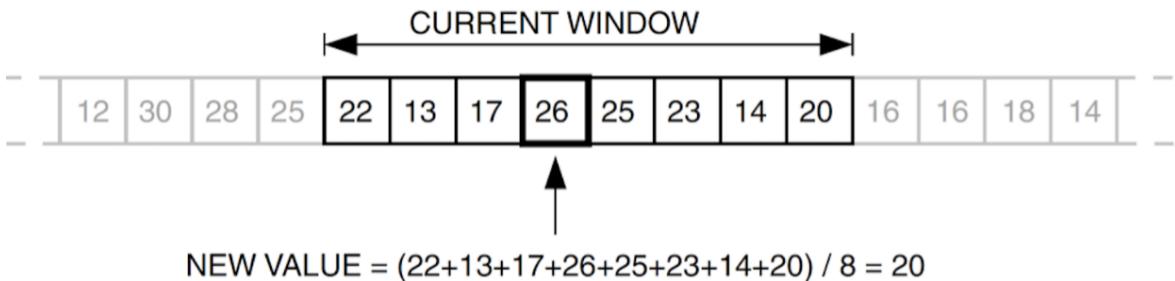
Et Butterworth filter er karakteriseret ved ikke at have nogle rippels i hverken pasbåndet eller stopbåndet. Hertil er der, uanset filterorden, en dæmpning på 3 dB ved knækfrekvensen [45]. Et Chebyshev filter har i modsætning til Butterworth et kortere transitionsbånd, som følge af en stejlere dæmpning, dog forekommer der ved et Chebyshev filter enten rippels i pasbåndet

eller i stopbåndet. Ved type 1 Chebyshev filter ses rippels i pasbåndet samt en monotont variation i stopbåndet. For type 2 Chebyshev ses der derimod rippels i stopbåndet og en monotont variation i pasbåndet [45]. 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 [45].

Et moving average filter er et simpelt lavpas FIR-filter, der oftest anvendes til at udglatte et array af data, der er samplet. Dette er et FIR-filter, da impulsresponsen har en begrænset varighed i forhold til vinduets længde. Filtrets formel for udregning ses af ligning 4.3.

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

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 vinduet må dog ikke erstattes med gennemsnitsværdien før vinduet har passeret filtret, således alle gennemsnitsværdier er baseret på de originale data. Der 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.[46]

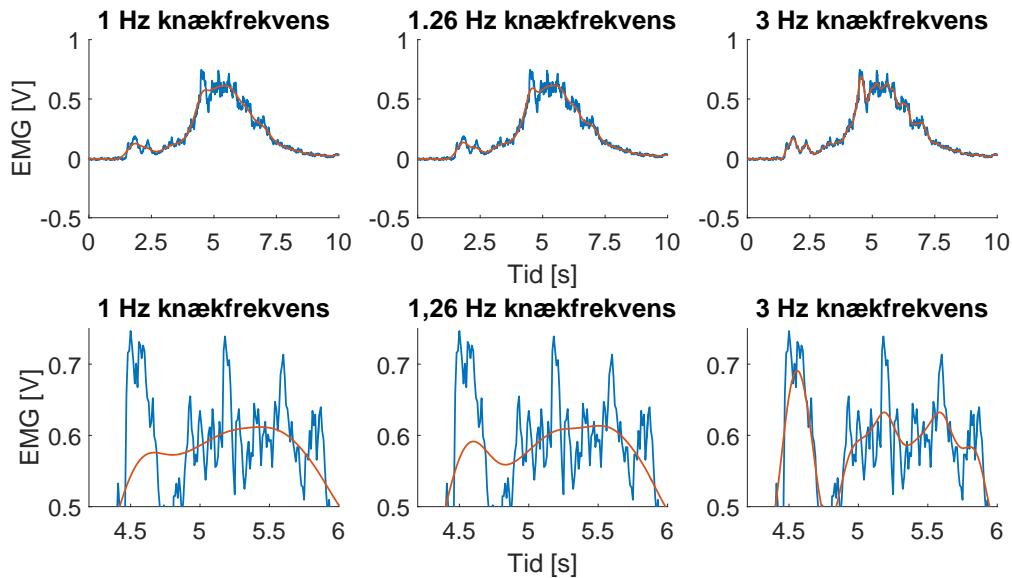


Figur 4.6: Gennemsnitsværdien beregnes for et vindue for et moving average filter [46].

Filtrering af EMG-signal

Under pilotforsøget i bilag A kunne det ses, at udglatningen af signalet fra det analoge envelopefilter ikke er tilstrækkeligt i forhold til, at signalet skal gøre det muligt at styre et exoskelet ved anvendelse af muskelaktivitet. 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 krævende for mikrokontrolleren at arbejde med. Dette digitale lavpasfilter skal fungere som endnu et envelopefilter, således signalet yderligere bliver udgjættet. Af denne grund testes forskellige filterdesigns på resultaterne fra pilotforsøget. Dette indebærer, at forskellige knækfrekvenser og filterordener undersøges for at teste, hvordan disse 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 rippels i pas- og stopbåndet, da dette vil påvirke signalet.

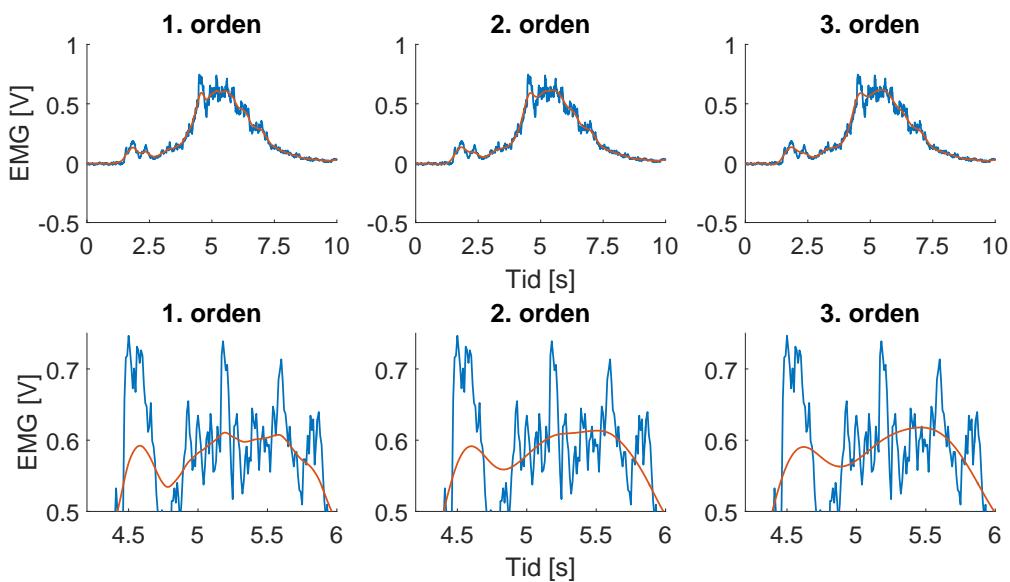
Først vælges filterets knækfrekvens ved at afprøve flere forskellige. Eksempler på disse knækfrekvenser ses på figur 4.7, hvor 1 Hz , 1,26 Hz og 3 Hz er repræsenteret.



Figur 4.7: Øverst ses graferne, der viser resultater fra pilotforsøget. Nederst ses udsnit af øverste grafer, således filtrets påvirkning på signalet illustreres tydligere. Den blå graf viser et EMG-signal fra pilotforsøget og den røde graf viser lavpas IIR-filtre med knækfrekvenser på henholdsvis 1, 1,26 og 3 Hz .

Ud fra figur 4.7 vælges en knækfrekvens på 1,26 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. Dette ses af figur 4.8.



Figur 4.8: Øverst ses graferne, der viser resultater fra pilotforsøget. Nederst ses udsnit af de øverste grafer, således påvirkningen af filtrets orden illustreres tydligere. Den blå graf viser et EMG-signal fra pilotforsøget og den røde graf viser lavpas IIR-filtre med ordner på henholdsvis 1, 2 og 3.

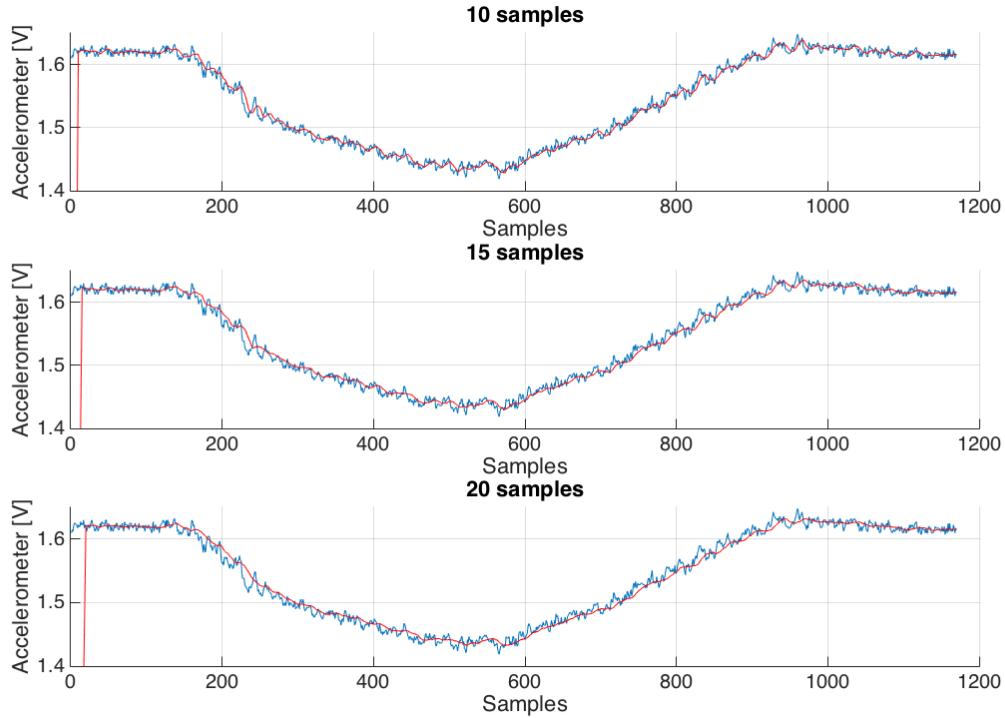
Ud fra figur 4.8 vælges en filterorden på 2, da denne vurderes til være tilstrækkelig. Der ses ingen større forskel i outputsignalet fra filteret, hvis filterordenen hæves yderligere. Dertil vurderes det, at en filterorden på 1 ikke er tilstrækkelig, da dette filters outputsignal afviger mest fra inputsignalet.

Krav:

- Skal følge inputsignalet mest muligt
- Skal udformes som et Butterworth lavpasfilter
- Skal have en knækfrekvens på 1,26 Hz
- Skal have en filterorden på 2

Filtrering af accelerometer signaler

Ud fra accelerometer målingerne i pilotforsøget i bilag A, vælges det at anvende et moving average filter. Dette forventes at give en mere anvendelig repræsentation af vinklen for det givende accelerometer. For at vælge filtrets længde afprøves forskellige længder, herunder 10, 15 og 20 samples. Dette fremgår af figur 4.9.



Figur 4.9: Den blå graf viser et accelerometersignal fra pilotforsøget. Den røde 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.

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 design af et moving average filter går der 10 samples, hvilket svarer til filterlængden, dette betyder at der går 0,1 s før detfiltrede værdi når samme værdi som det oprindelige signal.

Krav:

- Skal muliggøre en repræsentation af spændinger
- Skal have en filterlængde på 10 samples
- Skal maksimal tage 100 ms for at opnå samme værdi som det oprindelige signal ved en konstant amplitude

4.2.3 Accelerometer algorimte

Accelerometer algoritmen har til formål at omregne accelerometrenes spændinger til en vinkel. Hvert accelerometer kan måle en vinkel mellem 0 og 90°, hvor de tilsammen kan måle en vinkel mellem 0 og 180°. Det er hertil muligt at bestemme vinklen over knæet ved placering af accelerometre henholdsvis parallelt med femur og parallelt med tibia. Ifølge afsnit 2.3.2 udføres en squat mellem 0 og 90°, hvilket svarer til, at knæet befinner sig mellem 90 og 180°. På baggrund af dette, anses intervallet herimellem væsentligt for udførelse af en squat-øvelse. Dertil visualiseres en vinkel, der befinner sig indenfor intervallet på 90–180° med en grøn LED,

hvor en overskridelse af intervallet indikeres med en rød LED. Derudover ses en overskridelse for hvert accelerometer på -200° , hvilket ved en overskridelse af begge accelerometre vil visualisere en vinkel på -400° .

Krav:

- Skal kunne udsende ét signal, som repræsenterer en given vinkel
- Skal kunne måle knæets vinkel indenfor intervallet $90 - 180^\circ$
 - Dette skal indikeres ved en grøn LED
- Skal indikere, hvornår knæets vinkel er udenfor intervallet $90 - 180^\circ$
 - Dette skal indikeres ved en rød LED
 - Hvis vinklen for ét accelerometer overstiger 90° , indikeres dette som et output på -200° , hvortil det andet accelerometers vinkel lægges til de -200°
 - Hvis vinklen overstiger 90° for hvert accelerometer, skal dette indikeres som et output på -400°

4.2.4 EMG-algoritme

EMG-algoritmen har til formål at styre fleksion samt ekstension af en prototype, og dermed knæleddet ud fra rectus femoris' muskelaktivitet. Hertil skal knæet fleksere ved en stigende muskelaktivitet og ekstendere, når muskelaktiviteten er faldende. Dette bestemmes ved, at EMG-algoritmen skal finde hældningen af EMG-signalet mellem samples og derefter udsende et signal alt efter, om hældningen er aftagende eller stigende. Dette signal skal indikere ændringen i outputsignalet. Ved en stigning af muskelaktiviteten skal outputtet visualisere $+10$ og ved et fald i muskelaktiviteten visualisere -10 . For at undgå, at prototypen eksentrerer eller flekserer udenfor det definerede område for squat-øvelsen, beskrevet i afsnit 2.3.2 ønskes det, at EMG-algoritmen kun virker indenfor en vinkel, hvor knæet befinner sig i intervallet $90 - 180^\circ$. Ved overskridelse af dette interval skal EMG-algoritmen vise et output på 0 .

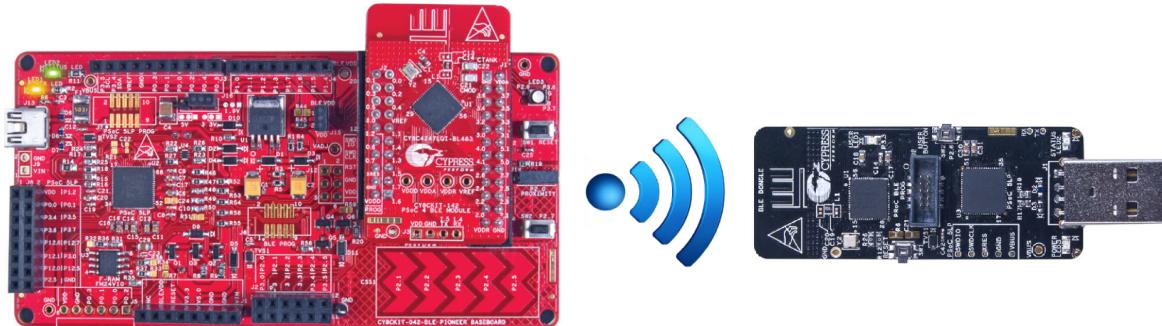
Krav:

- 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 $+10$
 - Ved faldende muskelaktivitet skal dette indikeres som et outputsignal på -10
- Skal kunne indikere, hvis vinklen befinner sig udenfor intervallet $90 - 180^\circ$
 - 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 [47].

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 illustration kan ses af figur 4.10.



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

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 trådløst med en computer, således en visualisering er mulig. 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 m/s [48], 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:

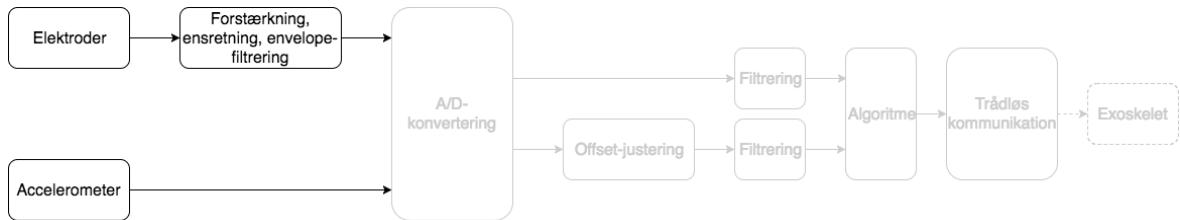
- Mikrokontrolleren skal kommunikere trådløst med en computer
- BLE-dongle skal forsynes via USB
- Skal have en maksimal forsinkelse på 100 ms ¹
- Skal have en kommunikationsrækkevidde på 2 m

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

Kapitel 5

Implementering

5.1 Analog del



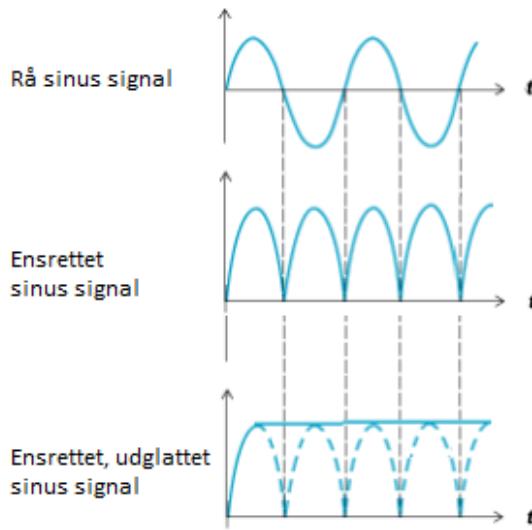
Figur 5.1: Blokdiagrammets analoge del, der implementeres i det følgende afsnit.

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 EMG-signaler og accelerometre til signaloopsamling og behandling. For uden at leve op til de opstillede krav, var disse komponenter til rådighed. Til at forsyne EMG-signaler er der anvendt en spændingsforsyning, som ligeledes er en udleveret komponenten som opfylder kravene stillet i afsnit 4.1.3.

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 består af en differensmåler, 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 tolkes som et muskelsignal. 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, hvilket fremgår af den øverste graf. Dette er nødvendigt for hensigtsmæssigt at ensrette signalet, da ensretningen foregår omkring tidsaksen. Denne ensretning er en helbølgeensretning, hvilket ses af den midterste graf på figur 5.2. Helbølgeensretning sker ved at invertere signalets negative værdier, så signalet kun har udslag i positive retning. Herefter envelopefiltreres signalet, hvilket ses som det udgjættede signal på nederste graf i figur 5.2.

Envelopefilteret har til formål at stabilisere signalet, hvilket er implementeret i EMG-forstærkeren ved et lavpasfilter. Filteret er beregnet til at have en knækfrekvens på $1,94 \text{ Hz}$ ud fra ligning 5.1. Denne beregnes ud fra filterets modstande (R) og kondensatorer (C). Disse værdier er fundet i databladet for EMG-forstærkeren, hvor C er aflæst til $1 \cdot 10^{-6} \text{ F}$ og R til $80,6 \cdot 10^3 \Omega$ [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, såfremt den forsynes med en spænding på $\pm 30 \text{ V}$.[36].

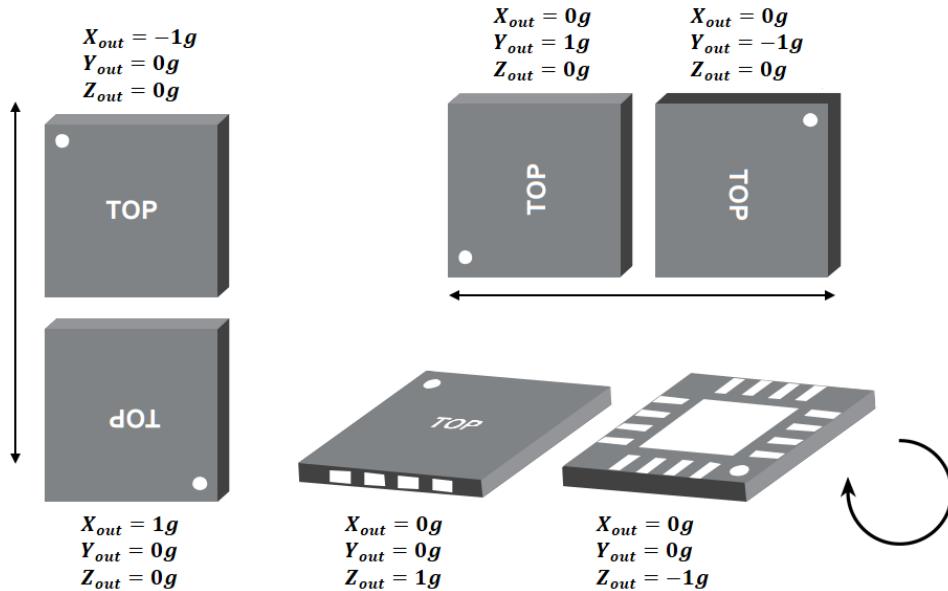
5.1.2 Opsamling af accelerometer-signaler

I dette projekt implementeres der på baggrund af krav opstillet i afsnit 4.1.2 to analoge accelerometere ADXL335 fra Analog Devices. Accelerometerne er en triaksialt sensor, som har et arbejdsområde på minimum $\pm 3 \text{ g}$. Det analoge outputsignal er proportionalt med accelerationen [38].

Det fremgår af databladet for accelerometerne at de skal forsynes med en spænding mellem $1,8 - 3,6 \text{ V}$. Outputtet fra accelerometerne har et offset svarende til det halve forsyningsspændingen. Da accelerometerne forsynes med $3,3 \text{ V}$ fra mikrokontrolleren,

forventes offsettet at være på $1,65 V$. Båndbredden og støjen varierer for akserne. For y-aksen ligger båndbredden mellem $0,5 - 1.600 Hz^1$ [49].

Accelerometrenes outputsensitivitet varierer ligefrem proportionelt med forsyningsspændingen. Sensitiviteten har et range der kan variere op til 10% [49]. Ved en forsyningsspænding på $3,3 V$ er sensitiviteten $330 mV/g \pm 10\%$.



Figur 5.3: Påvirkning af accelerometeret i forskellige positioner. Til venstre måles accelerometeret lodret, til højre øverst måles det vandret og til højre nederst måles der i plan [49].

Ved hældning af accelerometeret sker der en acceleration i forhold til tyngdekraften. Accelerations påvirkning der måles er afhængigt af retning og hældning af accelerometeret, hvilket fremgår af figur 5.3. Hvis accelerometeret eksempelvis befinner sig i positionen, som er illustreret på figur 5.3 øverst til højre, påvirkes y-aksen med $\pm 1 g$ [50]. Denne sammenhæng og derved patientens hældning kan udtrykkes ved ligning 5.2, hvor ϕ er vinklen i forhold til udgangspunktet for den pågældende akse [50].

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

5.1.3 Spændingsforsyning

For at opfylde kravene, der er specifieret i afsnit 4.1.3, vælges det at benytte en færdigudviklet komponent som fungere som en spændingsregulator. Denne benytter to $1,5 V$'s AA-batterier som forsyning. Batteriernes kobling danner en split supply. Da batterierne sidder i serie, har systemet en positiv spændingsforsyning, V_{cc} og en negativ spændingsforsyning, V_{dd} . Jordforbindelsen tages således fra samlingspunktet mellem de to batterier.

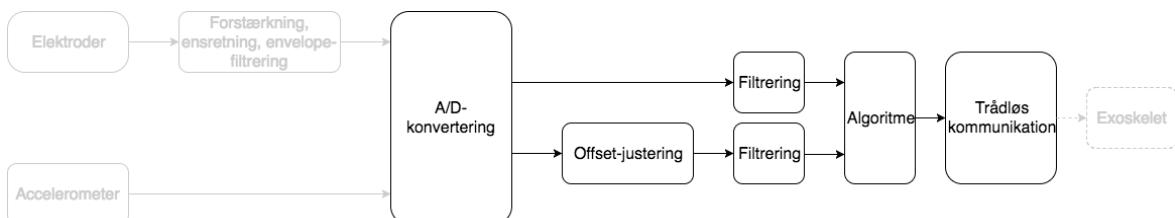
¹FiXme Note: Den spektrale effekttæthed måles i $\mu g/$. Hvis dette divideres med kvadratrodens båndbredden af signalet \sqrt{Hz} , fås RMS af accelerationsstøjen ved en temperatur på $25^\circ C$

Spændingsregulatoren sørger for at levere en konstant spænding på henholdsvis $3,4\text{ V}$ og $\pm 5,5\text{ V}$.² I takt med at batterierne aflades vil spændingsregulatoren ikke være i stand til at opretholde en konstant spænding. 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 $\pm 5,5\text{ V}$ fremgår som rød($V+$) og blå($V-$) og grå(Gnd), mens der på den modsatte side fremgår terminalerne for $3,4\text{ V}$ som grøn(Vcc) og grå(Gnd).



Figur 5.4: Spændingsforsyningsregulatoren forsynes af to AA-batterier. Single supply indikeres øverst og illustreres af den grønne (Vcc) og grå prik (Gnd). Split supply indikeres nederst og illustreres af den røde($V+$), den blå ($V-$) og den grå prik (Gnd).

5.2 Digital del



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

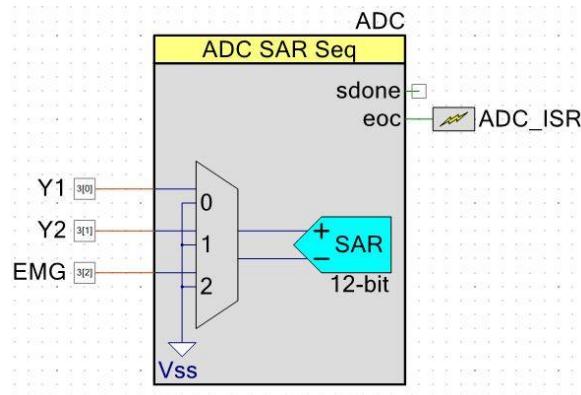
Til implementering af det digitale system, som er illustreret på figur 6.5, stilles der fra afsnit 4.2 krav i forhold til implementeringen af ADC, filtrering og trådløs kommunikation. Da mikrokontrolleren er udleveret på dette semester anvendes ADC'en og BLE-modulet på denne. Hvorved A/D-konvertering og trådløs kommunikation implementeres. Yderligere implementeres de enkelte filtre der er valgt på baggrund af afsnit 4.2.2 samt vinkelberegning og EMG-algoritme.

5.2.1 Analog-to-Digital Converter

Mikrokontrolleren, der anvendes som løsningsstrategi ??, har en Successive Approximation Register (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 output fra EMG-forstærkeren. Opsætningen af ADC'en på mikrokontrolleren fremgår

²FiXme 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.

af figur 5.6. Da ingen af input-signalerne er differentielt opsættes ADC'en til at måle single ended. Hvorfor hvert negativt input for kanalerne 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 kun anvender 11 bit. ADC'ens arbejdsområde er defineret til 3,3 V, hvorfra 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 opsætning på PSoC. SAR er ADC typen. Kanalerne Y1, Y2 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. End of conversion (eoc) signalerer, når en konversionscyklus er gennemført, dermed kan værdierne fra de samplede kanaler aflæses i samplingsregistret. Når eoc signalerer dette laver ADC'ens Interrupt Service Routine (ISR), som fremgår som ADC_ISR, et interrupt, hvor værdierne for samplingsregisterer aflæses i nye variabler [51].

I ADC'en er der indbygget en clock frekvens. Det er muligt at reducere konverteringstiden ved at øge ADC'ens clock frekvens, der kan indstilles mellem 1000 MHz og 9000 MHz [51]. Indstillingen for ADC'en fremgår af bilag C- Clock cycles betegner tiden mellem to efterfølgende impulser fra en oscillator, og samplingtiden måles i clock cycles. Der er forskellige parametre, der kan indstilles i ADC'en, herunder oplosning, samplingsrate og clock frekvens. Disse parametre bestemmer ADC'ens konverteringsrate.

Da der ønskes at sample med 10 gange det opsamlede signals frekvensområde, hvilket ifølge bilag A er mellem 0,4 og 10 Hz, vælges der at sample med 100 Hz. I det der defineres en samplingsfrekvens på 100 Hz oplyser ADC'en en aktuel samplingsfrekvens per kanal og aktuel clock frekvens. Den aktuelle samplefrekvens oplyses til 97 Hz. Til at opnå den ønskede frekvens ændres i clock cycles, der ændrer tiden for konverteringstiden for hver kanal. Dette ændres så en konverteringstid 3,32 ms opnås. Hertil oplyses den aktuelle samplingsfrekvens som værende 100 Hz samt en clock frekvens på 1600 kHz. Som det fremgår af figur 5.6, er outputtet fra ADC'en tilkoblet via eoc til ISR. Hvis der er sker et interrupt vil dette resultere i, at registerne er klar til at blive læst[51].

5.2.2 Digital filtrering

Der blev på baggrund af målinger i bilag A 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, med henblik på bedre repræsentation af vinkler.

IIR-lavpasfilter

Det ønskede 2. ordens IIR-lavpasfilter er udarbejdet ud fra kravene opstillet i afsnit 4.2.2 og implementeres digitalt ved anvendelse af MATLAB samt PSoC. Teorien hertil er beskrevet i afsnit 4.2.2. 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. For beregning af filteret anvendes ligning 4.2.

Koefficienterne fremgår af tabel 5.1. Dertil defineres a- og b-koefficienterne samt filterlængden i PSoC, hvorefter disse anvendes til programmering af lavpasfilteret.

a	1,0000	-1,8890	0,0015
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. Teorien bag filteret er beskrevet i afsnit 4.2.2. Koefficienten, a, defineres til at have en værdi på 1, da denne er konstant for FIR-filtre. Koefficienten, b, defineres ved at dividere a med filterlængden, som er valgt til 10. Disse koefficienter er udregnet i MATLAB, og fremgår af tabel 5.2. Til udregning af filteret anvendes ligning 4.3. Koefficienterne implementeres herefter til moving average filteret, der er programmeret i PSoC.

a	1								
b	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 Accelerometer algortime

I bilag B fremgår det, at der er lineær sammenhæng mellem vinkel og spænding. 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. 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 et offset på 1,6162 V og accelerometeret placeret på skinnebenet til 972, svarende til et offset på 1,5743 V. Det digitale output ved forskellige

vinkler fremgår af tabel 5.3. Disse digitale output er omregnet til en spænding ved ligning 5.3, hvor $3,3\text{ V}$ er forsyningsspændingen, og 2^{11} er ADC'ens oplæsning målt i bits.

$$\text{spænding} = \text{digitalt output} \cdot \frac{3,3\text{ V}}{2^{11}} \quad (5.3)$$

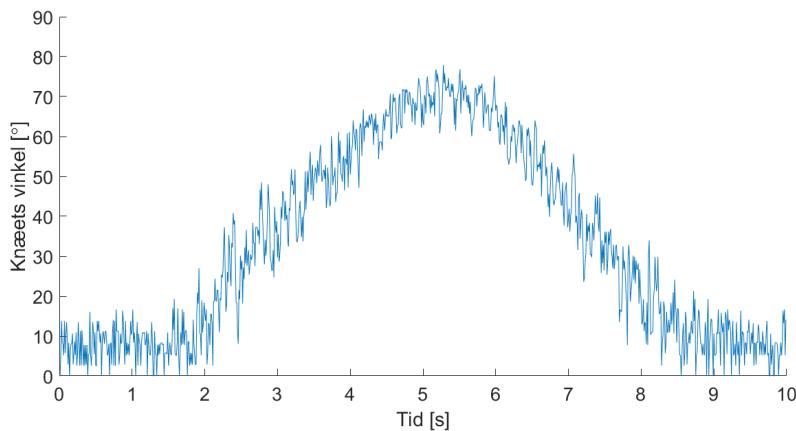
Resultaterne for de nye målinger fremgår af tabel 5.3, hvor det konverteret output for accelerometrene på henholdsvis låret og skinnebenet er angivet som en vinkel på 0, 10, 30, 50, 70, 80 og 90° .

Vinkel [°]	Konverteret output fra acclerometer placeret på låret	Konverteret output fra acclerometer placeret på skinnebenet
0	-186	-179
10	-185	-176
30	-168	-153
50	-126	-111
70	-76	-52
80	-31	-16
90	0	0

Tabel 5.3: Konverteret output fra acclerometer placeret på låret og på skinnebenet svarende til en given spænding.

Ud fra de målte værdier i tabel 5.3, er der opstillet en funktion indeholdt *ifelse*-løkker, hvorved det er muligt at vurdere, hvilket interval en given spænding befinner sig indenfor. I hver enkelt løkke anvendes lineær interpolation, som har til opgave at finde en vinkel, der er svarende til en spænding som ligger mellem et interval 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 over knæet under squat-øvelsen. Denne øvelse er beskrevet i afsnit 2.3.2. Ved at implementere værdierne fra tabel 5.3 kan signalet repræsenteres som samlet grader over tid, som det ses af figur 5.7.



Figur 5.7: Samlet vinkler af acclerometrene under udførelse af squat-øvelsen, der er defineret i afsnit 2.3.2.

5.2.4 EMG-algoritme

For at opfylde kravene fra afsnit 4.2.4 skal hældningen af EMG-signalen findes. Dette kan gøres ved differentiering, hvorved det vil være muligt at finde hældningen af én sample ved differentialkvotienten. Det vælges at implementere en mere simpel metode til at tilnærmedesvist at finde hældningen ved ligning 5.4, hvorved tangentens hældning findes.

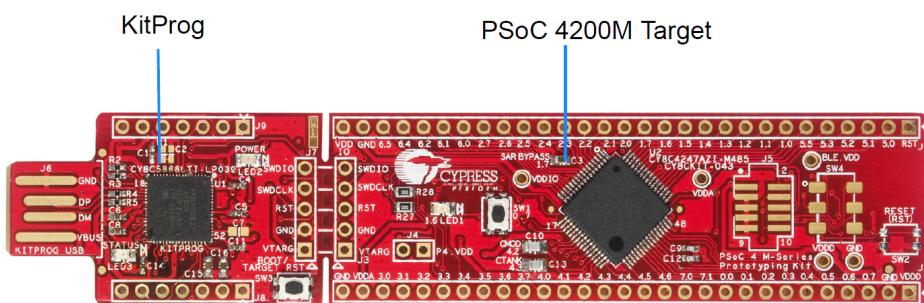
$$f'(x) \approx \frac{\Delta y(x)}{\Delta x} \quad (5.4)$$

I ligning 5.4 er Δx tiden mellem to samples, og $\Delta y(x)$ den målte spænding fra rectus femoris til tiden x .

Hvis $f'(x) > 1$ skal der gives et output på 10, som signalerer til prototypen, at knæleddet skal flekse. Hvis derimod $f'(x) < 1$ skal der gives et output på -10, som signalerer til prototypen, at knæleddet skal ekstendere. Derudover skal funktion give et output på 0, hvis knæets vinkel ikke befinner sig i intervallet 90-180°

5.2.5 Trådløs kommunikation

Den trådløse kommunikation er designet til direkte kommunikation mellem mikrokontrolleren og prototypen, hvorved exoskelettet kan styres. Herudover skal der etableres en trådløs forbindelse til en computer til debugging og test af mikrokontrolleren samt datavisualisering. Til implementeringen af den trådløse kommunikation tages der ikke udgangspunkt i det oprindelige design, som er beskrevet i afsnit 4.2.5. Dette er grundet, at opsætningen af BLE kommunikationen i mikrokontrolleren er mere kompliceret end først antaget. Af denne grund vælges det at implementere et mere simpelt og anvendeligt alternativ, bestående af to PSoC 4 M-Series Prototyping Kit boards, der ses af figur 5.8. Disse vil efterfølgende refereres til som gumsticks.

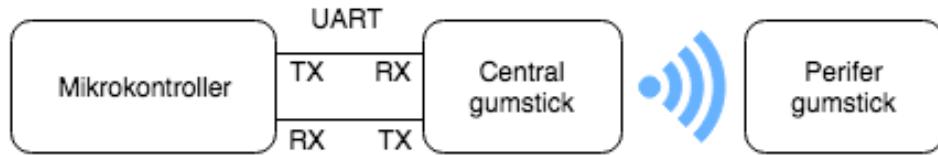


Figur 5.8: Opbygningen af en gumstick [52].

Gumstickens board på figur 5.8 består af en KitProg og en PSoC 4200M enhed. KitProgen anvendes til at debugge og programmere koden. PSoC 4200M er enheden hvorpå processoren er placeret, hvor koden eksekveres. Yderligere er boardet udstyret med et EZ-BLE modul, der tillader trådløs kommunikation ved brug af BLE.

Den ene gumstick tilkobles mikrokontrolleren via en Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (UART)-forbindelse, der både kan sende og modtage data ved at forbinde mikrokontrollerens transmitter (TX) med gumstickens receiver (RX), og forbinde mikrokontrollerens receiver med gumstickens transmitter.

Den anden gumstick tilsluttes computeren via en USB-forbindelse og erstatter BLE-donglen fra det oprindelige design. En illustration af, hvordan kommunikationen transmiteres 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 og TX. Til højre ses indikeringen af trådløskommunikation ved brug af BLE [30, 52].

Opsætningen, der fremgår af figur 5.9 er mere anvendelig, da der findes kodeeksempler til gumsticken, hvorpå den trådløse kommunikation i forvejen er programmeret. Dertil er det ikke nødvendigt at opsætte BLE-kommunikation, men kun hvordan dataen skal videregives. Begge gumsticks programmeres til at 'echo' information, der modtages via BLE eller UART og transmiteres videre. Dertil vil data modtaget fra mikrokontrolleren blive viderefivet til den ene gumstick, hvorpå data transmiteres trådløst til den anden gumstick. Derfra sendes data via UART til computeren.

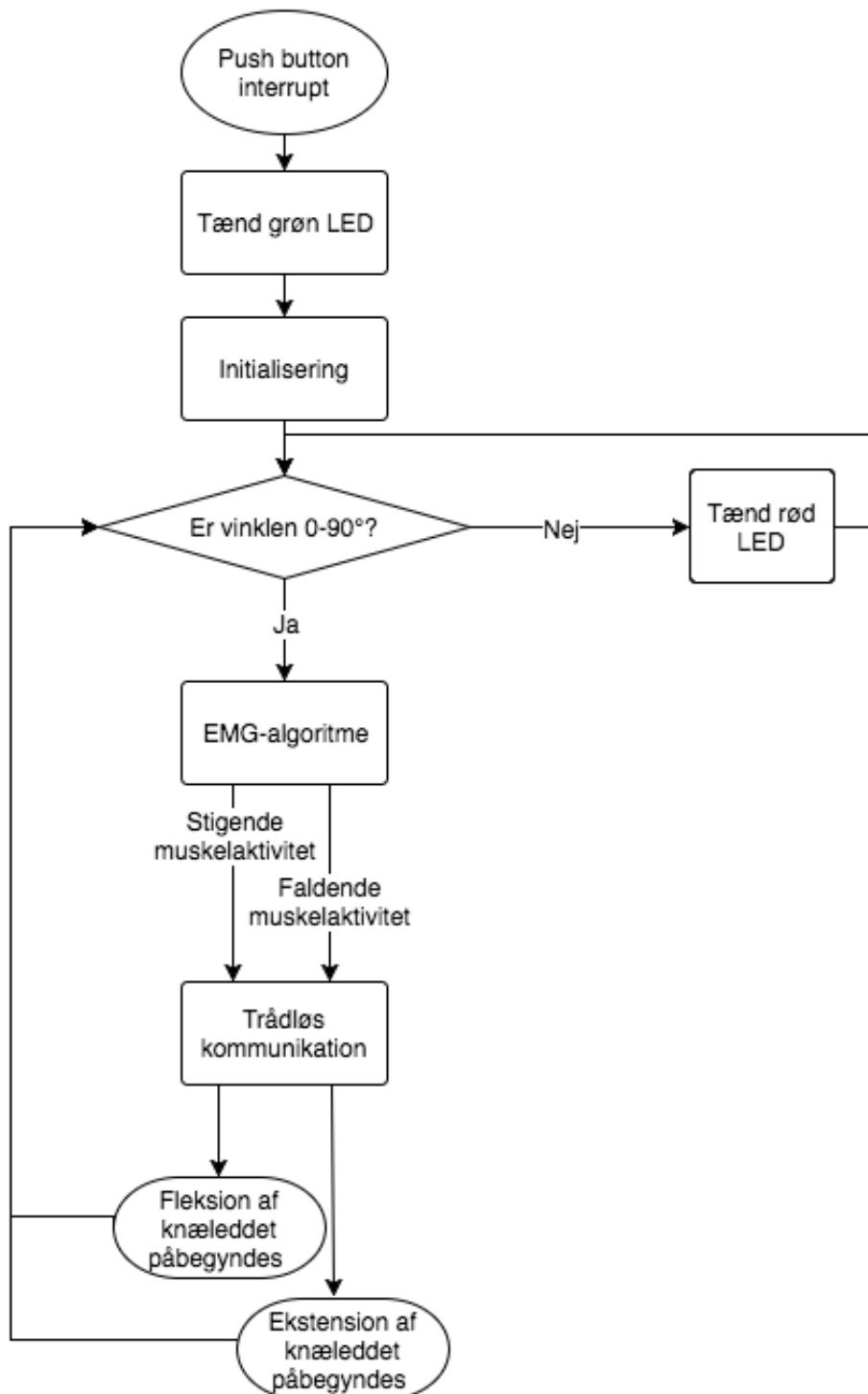
For at de to gumsticks kan kommunikere med hinanden, programmeres EZ-BLE modulerne til at være henholdsvis central og perifer. Dette betegner en rolle, der gives til de to gumsticks. Central er oftest en enhed med mest processorkraft og hukommelse og den perifer er oftest en enhed med mindre og ressourcebegrænset [53]. I dette system er central og perifer sat op som illustreret på figur 5.9. Mikrokontrolleren bliver anset som en primær komponent, hvortil den UART-forbundne gumstick defineres som central. Gumsticken, der modtager data via BLE, bliver dermed perifer. Ved aktiv data transmission vil en indikere i form af en blå led på den centrale og perifere gumstick lyse.

5.2.6 Flowdiagram

I dette afsnit fremgår implementeringen af systemets digitale blokke, der er illustreret på figur 4.2. Disse flowdiagrammer er anvendt for at visualisere opbygningen samt sammenhængen mellem blokkene. Flowdiagrammene er opdelt og består af et overordnet flowdiagram, et initialiserende og et for EMG-algoritmen. Udeover den visualiserende del vil det blive uddybet, hvilke funktioner de enkelte figurer indeholder. Anvendelsen af de forskellige figurer i flowdiagrammerne er beskrevet i Læsevejledningen.

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 påbegynde konverteringen af data er det nødvendigt at give et interrupt ved at trykke på PSoC'ens user button. Dette får en grøn LED til at lyse og igangsætter efterfølgende funktioner.

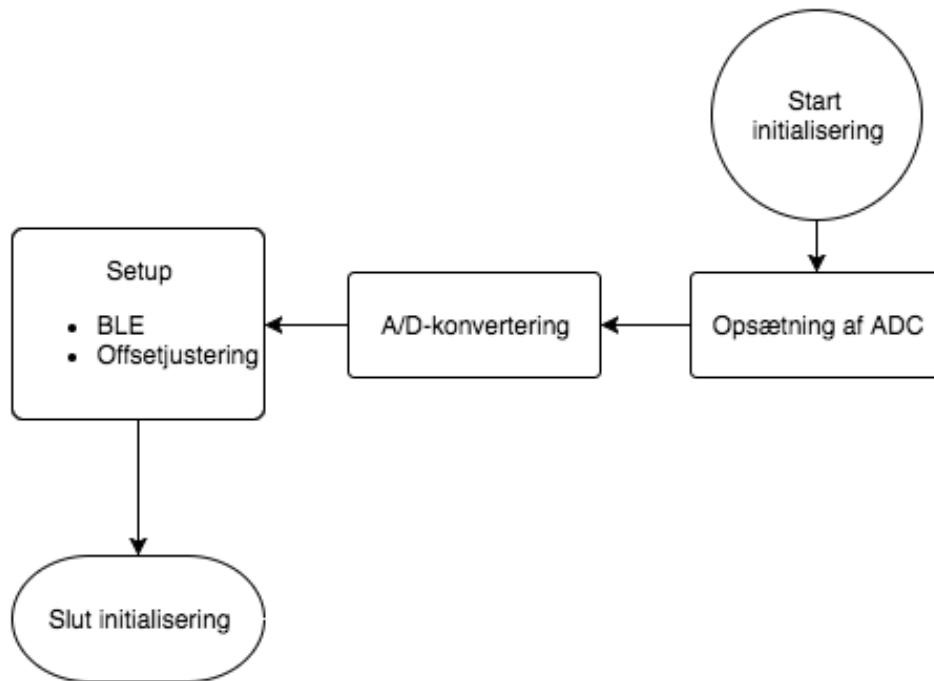


Figur 5.10: Overordnet flowdiagram, der viser systemets opbygning. Blokkene initialisering og EMG-algoritme er yderligere uddybet på henholdsvis figur 5.11 og figur 5.12.

Initialiserende flowdiagram

I initialiseringsprocessen, der fremgår af figur 5.11, opsættes ADC'en. A/D-konverteringen igangsættes, hvorved det analoge signal digitaliseres. For at kunne behandle dataen og kommunikere trådløst igangsættes et setup, hvor BLE tilkobles og signalet offsetjusteres. Efter setup vurderes, hvorvidt vinklen over knæet befinner sig mellem 90 og 180°. Hvis dette er

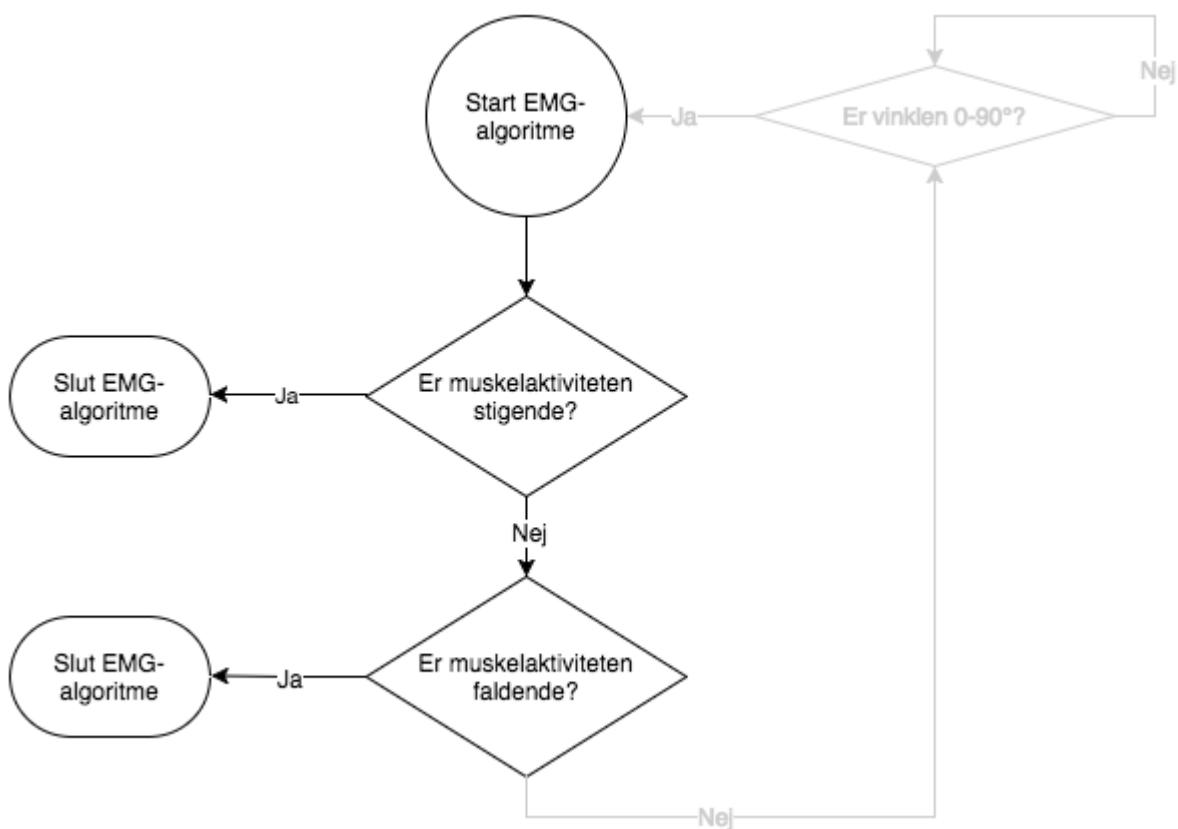
tilfældet, vil signalet starte EMG-algoritmen, hvilket fremgår af det overordnede flowdiagram, der fremgår af figur 5.10.



Figur 5.11: Initialiserende flowdiagram, der viser opbygningen af systemets initialiserende del. Dette er et uddybende flowdiagram, der passer sammen med det overordnede flowdiagram på figur 5.10.

EMG-algoritme

EMG-algoritmen fremgår af figur 5.12. Hvis inputtet fra accelerometret svarer til en vinkel over knæet mellem 90 og 180° vurderes det, hvorvidt muskelaktiviteten er faldende eller stigende. Denne omregning sker ud fra ligning 5.3 og ligning 5.2. Én sample sammenlignes derefter 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 videre til BLE, hvorved en ekstension af knæleddet påbegyndes.



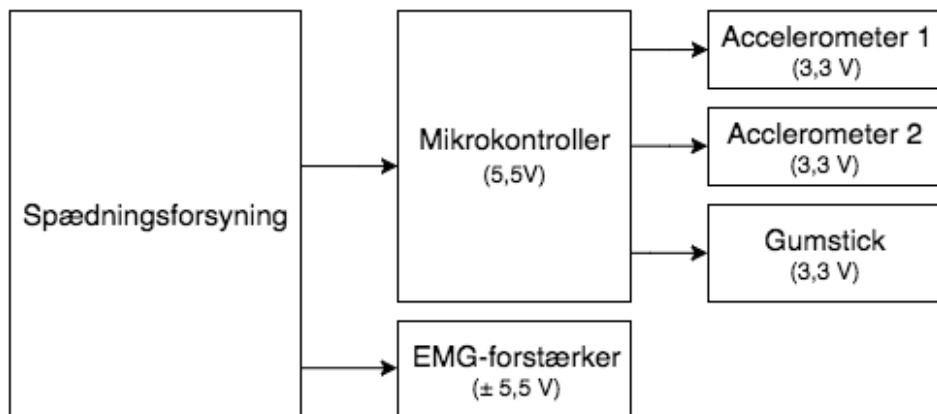
Figur 5.12: EMG-algoritmens flowdiagram, der viser opbyggelsen af EMG-algoritmen. Den grå del af dette flowdiagram er ikke en del af EMG-algoritmen, men viser algoritmens sammenhæng med resten af systemet. Dette er et uddybende flowdiagram, der passer sammen med det overordnede flowdiagram på figur 5.10.

5.2.7 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 erændret.

Forsyning af spænding

Da systemet skal være batteridrevet, skal alle komponenter kobles til et batteri. Dette implementeres ved at mikrokontroleren og EMG-forstærkeren får spænding fra spændingsregulatoreren, der leverer en spænding på henholdsvis 5,5 V og $\pm 5,5$ V. Mikrokontrolleren er koblet til gumsticken og 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.

En yderligere test blev foretaget af mikrokontroluren. Dette blev gjort da det ønskes at systemet skal være batteridrevet, hvorfor mikrokontroluren ikke kan forsynes med USB som den førhen har gjort. Derfor testes der for hvor meget spændingen den leverer med en forsyning fra spændingsforsyningen og USB-kabel. Mikrokontroluren blev målt til at levele en spænding på 3,273 V med USB og 3,278 V ved forsyning af spændingsregulatoren.

Beregning af vinkler

Da spændingen accelerometrene modtager ændres, bliver offsettet for disse ligelædes 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 V, og for accelerometeret placeret på skinnebenet er 1,5598 V. Dette medvirker til, at de udregnede konverterede for intervallet 90 – 180° ændres. Det nye konverterede output svarende til en vinkel fremgår af tabel 5.4.

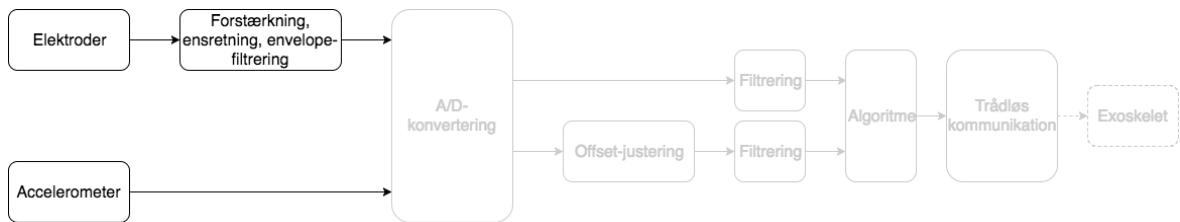
Vinkel [°]	Konverteret output fra acclerometer placeret på låret	Konverteret output fra acclerometer placeret på skinnebenet
0	-195	-170
10	-191	-164
30	-165	-142
50	-122	-101
70	-60	-42
80	-25	-4
90	0	0

Tabel 5.4: Konverteret output fra acclerometer placeret på låret og på skinnebenet svarende til en given vinkel.

Kapitel 6

Test

6.1 Analog del

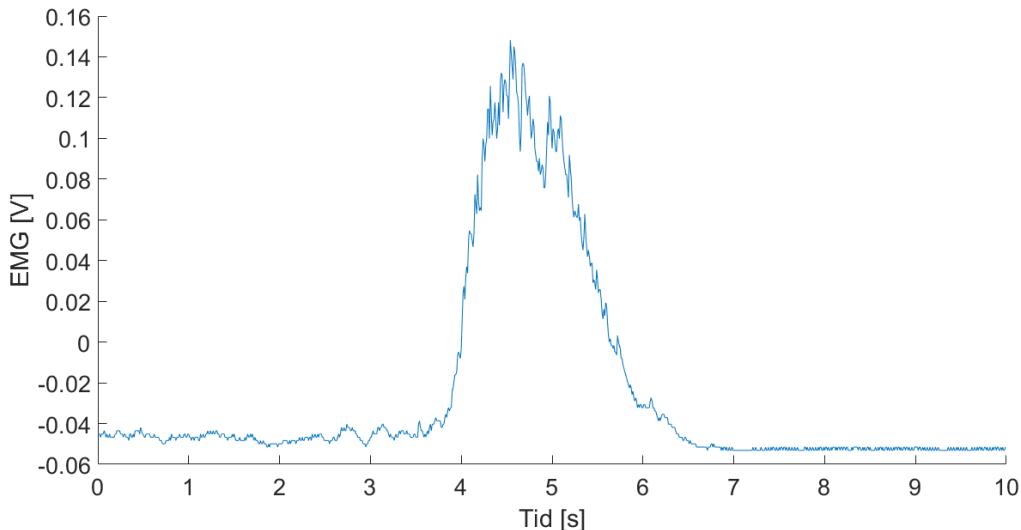


Figur 6.1: Blokdiagrammets analoge del

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

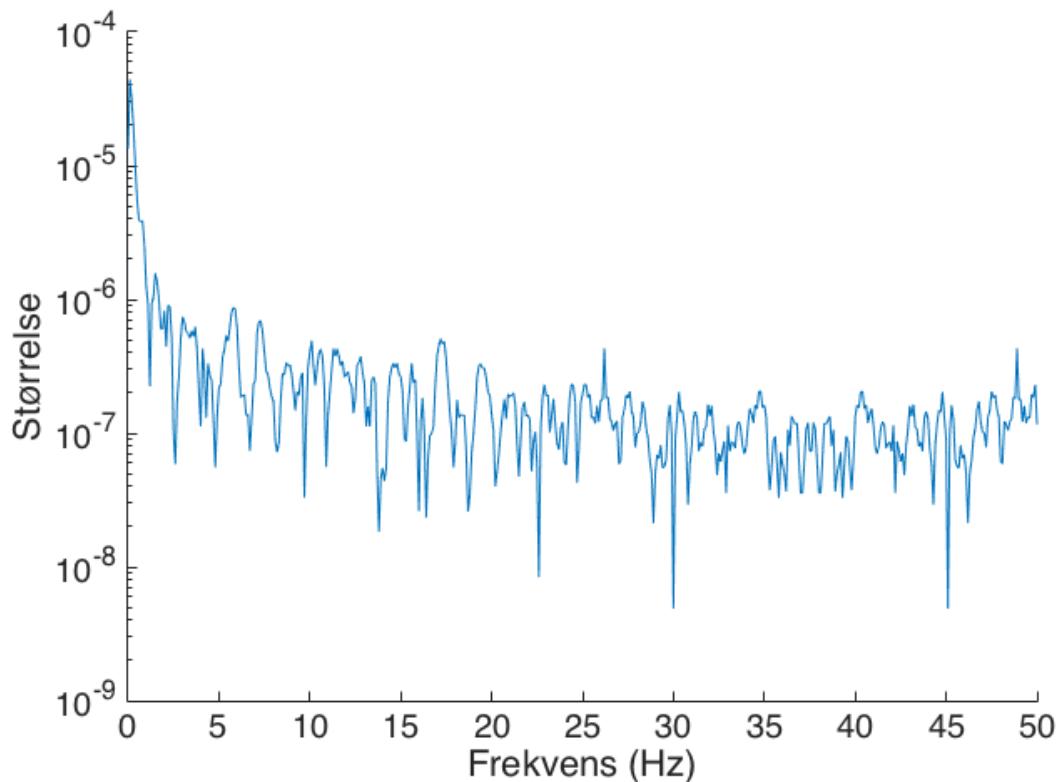
6.1.1 Opsamling og behandling af EMG-signaler

EMG-forstærkeren testes for at vurdere, hvorvidt der kan opsamles muskelaktivitet fra rectus femoris. Overfladeelektroderne placeres ud fra SENIAM's anvisning om elektrodeplacering, jf. bilag A. En squat-øvelse udføres, hvorved muskelsignaler A/D-konverters ved brug af mikrokontrolleren og visualiseres i MATLAB. Denne øvelse er beskrevet i afsnit 2.3.2. Muskelsignalet under udførslen af squat-øvelsen fremgår af figur 6.2.



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

Ud fra figur 6.2 ses den opsamlede muskelaktivitet fra rectus femoris. For således at undersøge, hvorvidt muskelsignalerne ligger i frekvensområdet mellem $10 - 500 \text{ Hz}$ er en frekvensanalyse foretaget. Grundet EMG-forstærkerens virkemåde forventes det at frekvensområdet er mere lavfrekvent, da det envelopefilteres. Dette fremgår ligeledes af frekvensanalyse foretaget i bilag A, hvor det blev vurderet til at ligge mellem $0,4 - 10 \text{ Hz}$. Hertil fortages yderligere en frekvensanalyse af signalet der ses i figur 6.2 og fremgår af figur 6.3.



Figur 6.3: Frekvensanalyse af samplet EMG-signal under en squat-øvelse, hvor Y-aksen er en semilogaritmisk skala

Frekvensanalysen sammenlignes med analysen foretaget i bilag A, hvortil der ikke ses nogen yderligere forskel. Dertil er det eneste bevis for at EMG-forstærkeren opsamler frekvenser passende til kravet, at der reelt forekommer udslag i målingen i det muskelen kontraherer.

EMG-forstærkeren forsynes med en spænding på $\pm 5,4 V$, hvilket er testet i afsnit 6.1.3 og derved overholder kravet om minimum $\pm 5 V$. På EMG-forstærkeren findes et justerbart gain, således 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 afsnit 4.1.1.

Opsummering af krav:

- ✓ Skal opsamle muskelsignal
- ✓ Skal være anvendeligt med overflade elektroder
- ÷ Skal opsamle muskelsignaler i frekvensområdet mellem 10 og 500 Hz
 - ✓ Grundet EMG-forstærkerens virkemåder bliver outputsignalet lavfrekvent, hvortil frekvensområdet er aflæst til at være mellem 0,4 – 10 Hz
- ✓ Skal forsynes med en spænding på minimum $\pm 5 V$
- ✓ Skal have et justerbart gain, der kan tilpasses den enkelte bruger af systemet

6.1.2 Opsamling af accelerometer-signaler

Accelerometrene testes for at vurdere, hvorvidt de opstillede krav i afsnit 4.1.2 opfyldes. Det fremgår af databladet, at accelerometrene er triaksiale. Ud fra målingerne foretaget i bilag B ses en lineær tendens med en afvigelse på maksimalt 3 %, hvilket derfor lever op til kravet for lineariteten. Da det ikke er muligt at teste om accelerometrene har accelerationer i $\pm 2 g$, tages der udgangspunkt i databladet. I databladet beskrives det, at accelerometrene har et lineært arbejdsmønster på $\pm 3 g$. Accelerometrene kan ud fra databladet forsynes med en DC-forsyning fra $1,8 – 3,6 V$ [38]. Kravet hertil er, at accelerometrene skal forsynes med en minimum spænding på $3 V$. Det er derfor testet, hvorvidt mikrokontrolleren forsyner accelerometrene med denne spænding. Testen er udført ved brug af et multimeter, hvortil der måles en spænding på $3,2 V$. Test af mikrokontrolleren er udført i afsnit 5.2.7, hvorved kravet om en minimum spænding på $3 V$ er opfyldt.

Opsummering af krav:

- ✓ Skal måle på minimum Y-aksen
- ✓ Skal have en linearitet med en afvigelse på 5%
- ✓ Skal måle accelerationer i $\pm 2 g$
- ✓ Skal forsynes med en spænding på minimum $3 V$

6.1.3 Spændingsforsyning

Det forventes, at spændingsforsyningen leverer en konstant spænding til EMG-forstærkeren på minimum $\pm 5 V$, hvilket fremgår af afsnit 4.1.1. 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 $10,815 V$. Årsagen til at dette afviger fra de oplyste værdier i afsnit 4.1.3, relateres til at det ikke er en ideel komponent.

Derudover testets der for om spændingsregulatoren signalerer et signal via en LED, hvis den ikke leverer en konstant spændingen. Under forsøget blev der anvendt nye batterier

og afladede batterier. Ved at anvende nye batteriet blev det målt af spændingsregulatoren leverede en spænding på $\pm 5,4$ V, hvortil LED'en lyste konstant. Ved de afladede batterier blev spænding målt til 0,0985 mV, hvortil LED'en ikke lyste. Dokumentation for denne test fremgår af figur 6.4.

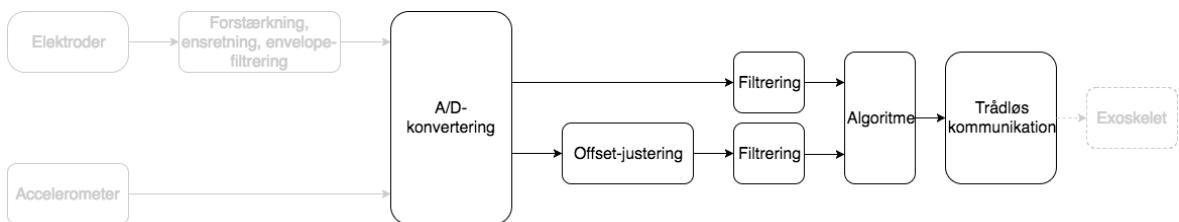


Figur 6.4: Billedet til højre viser spændingsregulatorens når den leverer en spænding på 5,4 V, hvorved en grøn LED lyser for indikere dette. Billedet til venstre viser spændingsregulatorens når den ikke leverer en passende spænding, hvormed LED'en er slukket.

Opsummering af krav:

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

6.2 Digital del



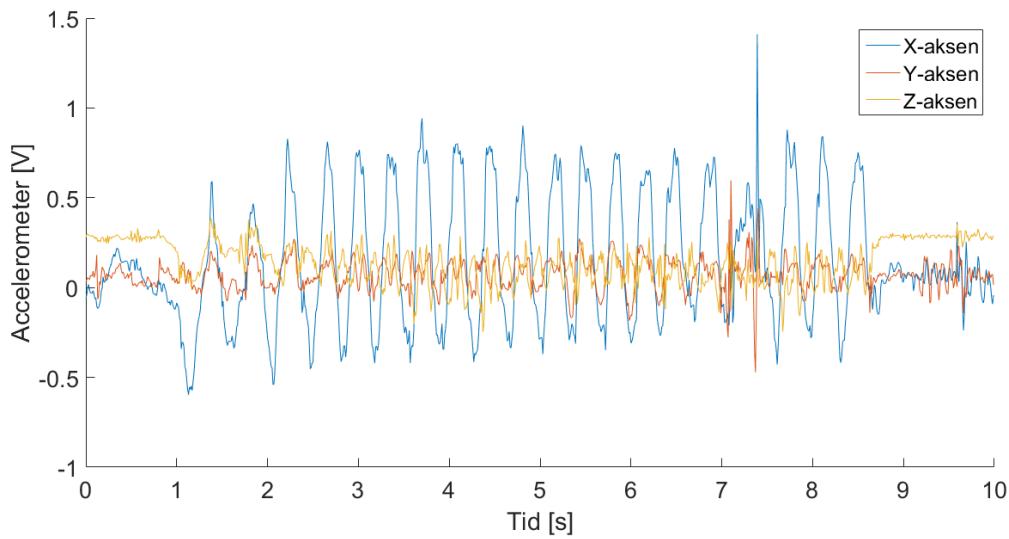
Figur 6.5: Blokdiagrammets digitale del

For at undersøge om systemet opfylder kravene i afsnit 4.2, skal den digitale del af systemet som vist på figur 6.5 testes. Dette gøres ved at teste de enkelte blokke hver for sig og vurdere om

de opfylder de stillede krav. Den digitale del indeholder A/D-konvertering, offsetjustering af accelerometer samt filtrering af accelerometer- og EMG-signaler. Herefter udføres algortimer, hvorved der i EMG-algoritmen vurderes om muskelaktiviteten er stigende eller faldende. Yderligere udføres en accelerometer-algoritmen hvori der de konverteret inputs omregnes til vinkler. I det data har passeret algoritmerne, transmitteres data via BLE-kommunikation.

6.2.1 Analog-to-Digital Converter

For at teste, hvorvidt ADC'en kan sample tre inputs, foretages en test, hvorpå 3 kanaler opsættes. Dette fremgår af figur 6.6.



Figur 6.6: Tre input samlet samt visualiseret i MATLAB. Input-signalen er samplet fra et accelerometers tre akser.

Det ses af figur 6.6, at ADC'en herved kan sample 3 inputs fra et accelerometer. Kanalerne kan herved ændres til et ønsket inputsignal eksempelvis et muskelsignal. Ligeledes ses det af figuren at der ikke fremkommer tydelige LSB trin, hvortil en opløsning på 11 bit antages som acceptabel.

Derudover fremgår det af figur 6.6, at signalet ikke overstiger ADC'ens arbejdsområde under store udsving af accelerometer-signalet. Hertil forventes det, at signalet ikke overstiger arbejdsområdet ved det samlede system, da en lignende bevægelse fremkommer usandsynlig. Yderligere vil testforholdene under test af det samlede system være kontrolleret, hvortil der forventes mindre udsving.

Det blev påvist i bilag A at frekvensområdet for muskelaktiviteten efter det har passeret EMG-forstærkeren befinner sig relativt lavfrekvent, mellem $0,4 - 10\text{ Hz}$. Hertil er en samplingsfrekvens på 100Hz er tilstrækkelig ud fra Nyquist, som beskrevet i afsnit 4.2.1.

ADC'ens samplingsfrekvens testes for at undersøge om den indstillede og reelle samplerate er identisk. Til denne test defineres en variable, som tæller op for hver gang, at der er konverteret data fra ADC'en. Hvis en konvertering mislykkes vil den givende sample ikke registreres. De registrerede værdier videresendes via USB-forbindelse mellem computer og mikrokontroller, hvorefter dataen aflæses i MATLAB. Testen foretages i 30 minutter, hvorved konverteringen samt tid startes på samme tid. De registrerede data aflæses, hvorved en

samplingsfrekvens udregnes af ligning 6.1. 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%. Afvigelsen kan relateres til, at tiden 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 tiden. Der blev yderligere foretaget en test af samplingsfrekvensen ved brug af et oscilloskop. Dette gav en samplingsfrekvens på 98,43 *Hz*, hvilket afviger fra den teoretiske med 1,57%.

De 2 afvigelser kan yderligere relateres til den samlede konverteringstid for de 3 kanaler, der af bilag C er udregnet til 9,96 *ms*. Dette oplyser ADC'en som en samplingsfrekvens på 100 *Hz*, dog ville den reelle konverteringstid for dette være 10 *ms*.

Tilstrods for afvigelsen godkendes ADC'en indstillinger. Dette relateres til, at lavfrekvente signaler samples, og at størrelsen på afvigelsen ikke har betydning 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 exoskellet ikke skal tilpasse en ny position 100 gange i sekundet, da det ville være uhensigtsmæssigt.

Opsummering af krav:

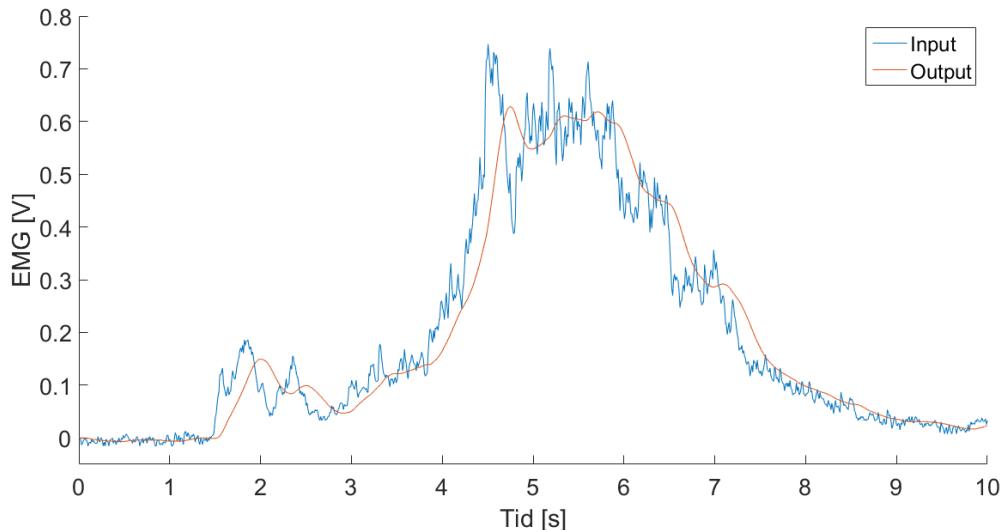
- ✓ Skal sample minimum tre inputs
- ✓ Skal have en opløsning, der ikke forringer signalet
- ✓ Skal undgå, at signalet ikke overstiger ADC'ens arbejdsområde
- ✓ Skal have en samplingsfrekvens omkring 10 gange større end den højeste signalfrekvens
- ✓ Samplingsfrekvensen skal have en maksimal afvigelse på 2 %

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 detfiltrede signal følger det ufiltrede signal og efterfølgende undersøges forsinkelsen af signalet.

Lavpasfilter

For at undersøge, hvilken betydning det digitaltfiltrede signal har i forhold til det samplede signal, visualiseres disse. De samplede signaler er fra pilotforsøget, som er beskrevet i bilag A. Signalerne sendes til mikrokontroluren via en UART-forbindelse, hvorved den filtreden værdi returneres og visualiseras i MATLAB. Dette fremgår af figur 6.7.



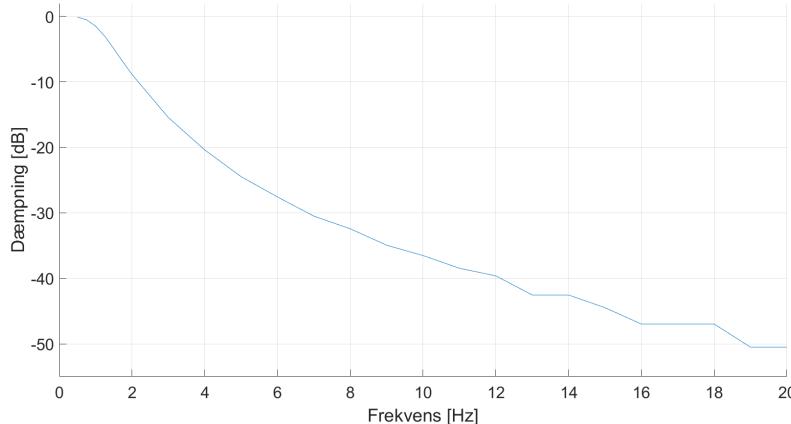
Figur 6.7: Den blå graf illustrerer et samplet muskelsignal og den røde graf illustrerer et samplet filtrerede muskelsignal.

Figuren illustrerer, at inputsignalet følger det samplede signal dog 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, tilsluttes et oscilloskop. Ud fra dette kan der aflæses en forsinkelse på $175 \mu s$, hvilket er den forsinkelse der går før data har passeret det digitale filter. Denne forsinkelse vurderes ikke at have nogen signifikant betydning.

For at vurdere om filteret dæmper nok i forhold til de opstillede krav i afsnit 4.2.2, udføres en test hvor forskellige frekvenser sendes gennem filteret. Hertil anvendes en funktionsgenerator, til at genererer et signussignaler mellem $0,5 - 20 \text{ Hz}$. Disse frekvenser er valgt for at teste dæmpningen i passbåndet, og i transitionsbåndet. Amplituden af sinussignalet sættes til $1 V_{pp}$ med et offset på $1,65 V$, da dette fortages ved single ended måling, hvortil sinussignalet ikke kan svinge omkring $0 V$. Yderligere tilsluttes et oscilloscope til funktionsgeneratoren, for at kontrollere det genererede signal. Heraf aflæses amplituden til $1,08 V$. For at omregne det konverteret filtreret signal til en spænding, gangs de samplede værdier med LSB for ADC'en. Da amplituden for ingangssignalet og det filtreret signal kendes, anvendes ligning 6.2 til at udregne en dæmpning i dB.

$$dB = 20 * \log10\left(\frac{V_{in}}{V_{out}}\right) \quad (6.2)$$

Dæmpningen for de forskellige frekvenser, fremgår af fig:bodeplot.



Figur 6.8: Hertil ses bodeplottet for lavpasfilteret. Heraf fremgår dæmpningen ved forskellige frekvenser idet de passere lavpasfilteret.

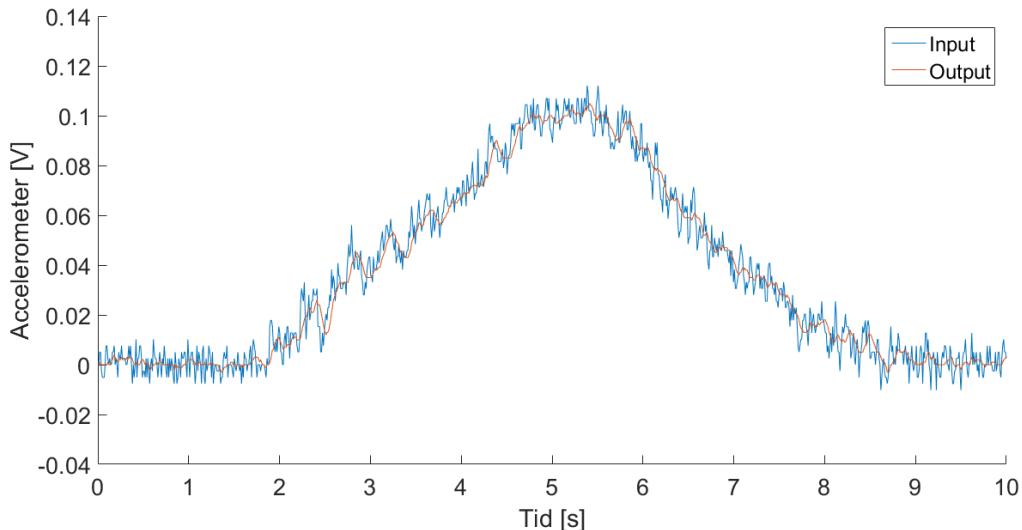
Yderligere testes dæmpningen for knækfrekvensen, der forvestes at være 3 dB . Resultatet heraf viser en dæmpning på $3,1 \text{ dB}$ ved en frekvens på $1,26 \text{ Hz}$. Dette stemmer overens med butterworth filter typen, hvortil afvigelsen på $0,1 \text{ dB}$ ikke antages som værende af signifikant betydning i forhold til systemet virkemåde. På baggrund af de udførte test godtages filteret.

Opsummering af krav:

- ✓ Skal følge inputsignalet mest muligt
- ✓ Skal udformes som et Butterworth lavpasfilter
- ✓ Skal have en knækfrekvens på $1,26 \text{ Hz}$
- ✓ Skal have en filterorden på 2

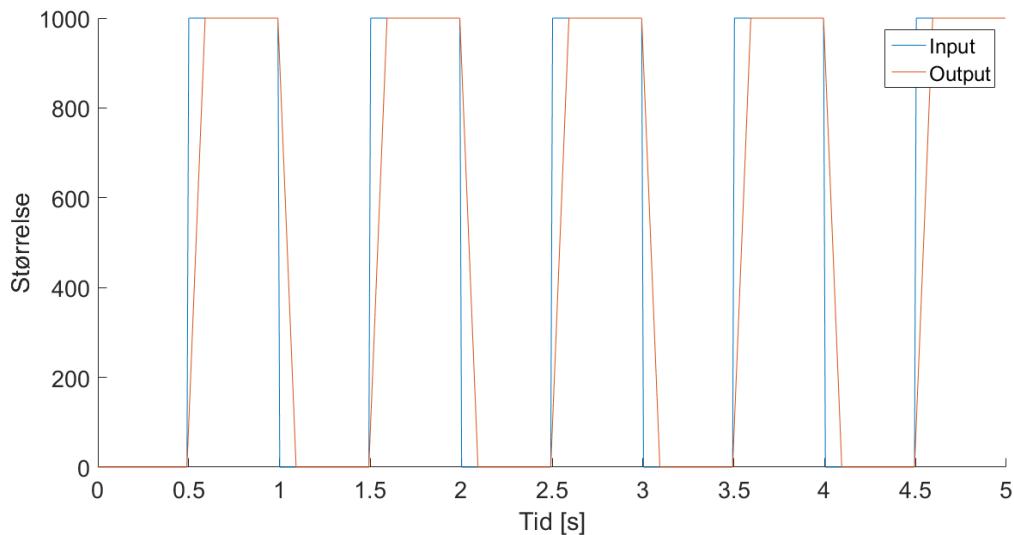
Moving average filter

Moving average filteret testes for at undersøge, hvorvidt de opstillede krav overholdes, samt undersøge om designet er korrekt implementeret. Måden, hvorpå dette testes er ved anvendelse af data fra pilotforsøget, da dette giver kontrolleret testforhold. MATLAB benyttes til at sende en given måling til mikrokontrolleren, hvorpå det digitale filter er implementeret. Mikrokontrolleren returnerer løbende den filtrerede værdi, der visualiseres i MATLAB. Ud fra dette ses om filteret udglatter signalet som forventet. Resultatet af denne test fremgår af figur 6.9.



Figur 6.9: Den blå graf illustrerer et opsamlet ufiltreret signal fra accelerometer og den røde graf illustrerer et opsamlet filtreret signal fra accelerometer, visualiseret i MATLAB

Der foretages yderligere en test med fremgangsmåde som i den forrige. Hertil er et anvendes et square-wave signal genereret i MATLAB. Dette signal sendes igen ind i mikrokontrolleren, hvor filter er implementeret, og de filtreret data returneres. En visualisering af denne test ses af figur 6.10



Figur 6.10: Den blå graf illustrerer et genereret signal, og den røde graf illustrerer det opsamlet filtreret signal.

Resultat af denne test viser at moving average filteret udglatter signalet. Hertil ses det at der er en stigning i det genereret signal før det filtreret signal når den samme størrelse. I mellem dette går der $0,09\text{ s}$. Dette er passende til mængden af samples som filterets gennemsnit er udregnet ud fra ved en samplingsfrekvens på 100 Hz . Dette er lavere end forventet, da der udfra 10 samples forventes at tage $0,1\text{ s}$. Hvortil filteret accepteres .

Yderligere foretages en test af forsinkelsen. Testen er udført på samme måde som forklaret

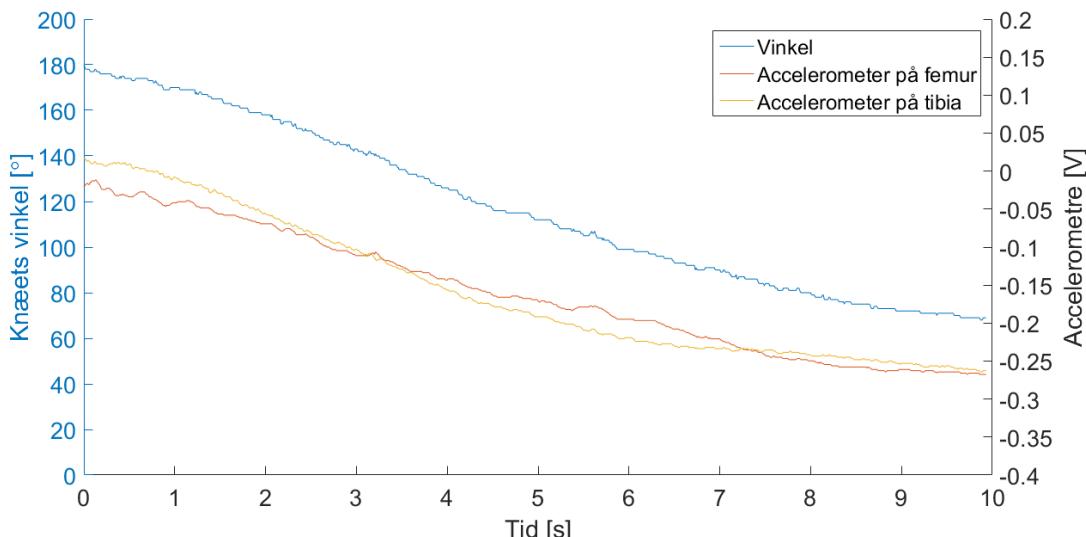
i afsnit 6.2.2. Resultatet fra testen er en forsinkelse på $320 \mu s$ for data at passere filteret. Dette betragtes som værende ikke af signifikant betydning. Ud fra ovenstående resultater vurderes det, at det filterede signal opfylder kravene for afsnit 4.2.2.

Opsummering af krav:

- ✓ Skal muliggøre en repræsentation af spændinger
- ✓ Skal have en filterlængde på 10 samples
- ✓ Skal maksimal tage 100 ms for at opnå samme værdi som det oprindelige signal ved en konstant amplitude

6.2.3 Acclerometer-algoritme

For at teste, om omregningen fra spændingen til grader fungerer i praksis, bevæges vinkeltesteren, der er vist på figur B.1, fra 180° til 70° . Figur 6.11 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 6.11: 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 6.11, at der er en sammenhæng mellem spænding og den samlede vinkel for accelerometrene. Der tages udgangspunkt i tabel 5.3 for omregningen, hvorfaf spændingen for hvert accelerometer omregnes til grader. Disse lægges sammen for at udregne den samlede vinkel. Derudover illustrerer figuren, at vinklerne virker inden for det forventede arbejdsområde på $90\text{-}180^\circ$, men ligeledes kan måle vinkler, der er lavere end 90° . På figuren aflæses, at systemet registrerer en vinkel på 90° , når accelerometeret på femur giver en spænding på $-0,2191 V$ og accelerometeret på tibia giver en spænding på $-0,2336 V$.

For at teste vinkelberegningen, sammenlignes de målte spændinger for accelerometrene, der er illustreret på figur 6.11, og de konverterede digitale outputværdier i afsnit 5.2.3 omregnet til en tilsvarende spænding. Værdierne i henholdsvis test og implementering er lagt sammen

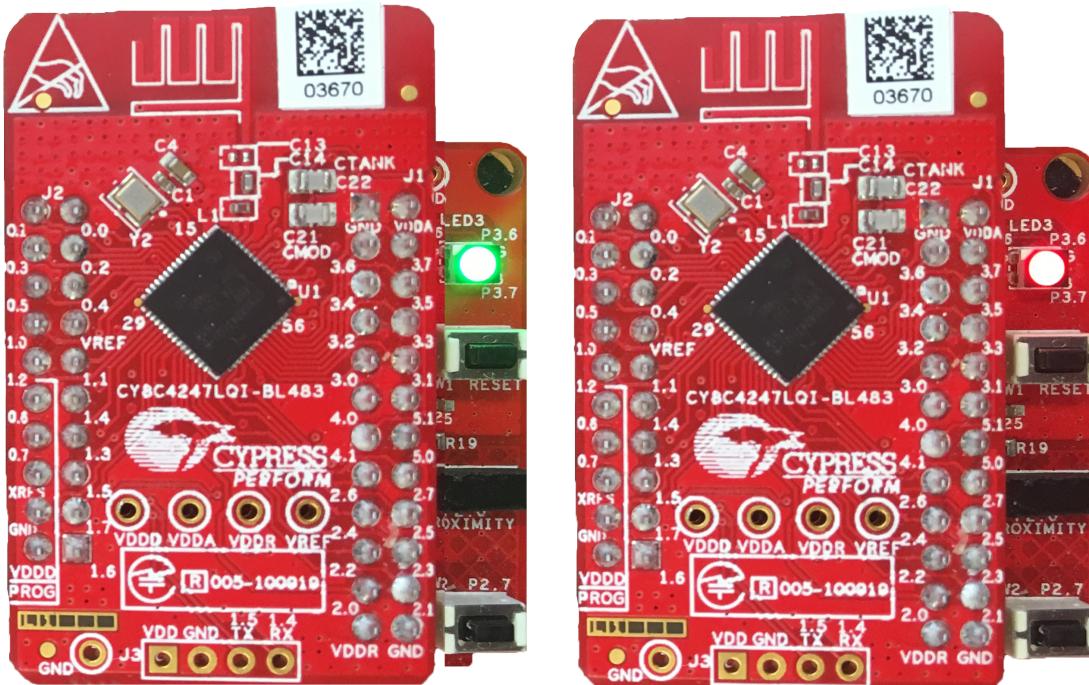
og omregnet til en spænding for at få den samlede spænding der opnås, ved en tilsvarende vinkel. Resultaterne heraf fremgår på tabel 6.1.

Vinkel [°]	Test spænding[V]	Implementeret spænding [V]	Afgivelse [%]
180	0	-0,00323	0,3
160	-0,1136	-0,11118	2,1
140	-0,2150	-0,2240	4,2
100	-0,4044	-0,4109	1,6
80	-0,5447	-0,4906	3,4

Tabel 6.1: Afgivelse mellem implementeret og test spænding inddelt efter en vinkel på 180, 160, 140, 100 og 80°. Det fremgår at afgivelsen er mellem 0,3 til 4,2 %

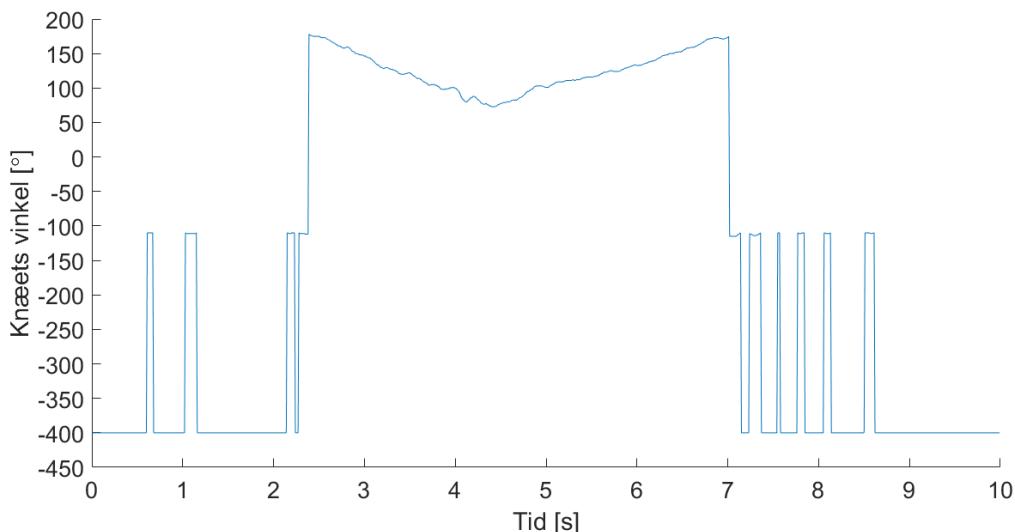
Ud fra tabel 6.1 fremgår en afgivelse mellem 0,3 og 4,2 %. Derudover fremgår det at de vinkler, hvor der er et interval på 40° har en højere afgivelse end de vinkler, hvor intervallet er på 20°. Dette gør sig gældende for en vinkel 80 og 140°. Vinklen på 80° har ikke en betydning, da systemet er designet til at fungere inden for 90 til 180°. Det vurderes, at afgivelsen ikke har den store betydning for det samlede system, da 80° ligger uden for intervallet på 90 til 180°. Derudover er systemets primære opgave at signalere når knæets vinkel er under 90° eller over 180° ved en rød LED, hvorfor 140° ikke vil have en betydning for dette, hvorfra afgivelsen godtages.

For at teste, hvorvidt LED'en på mikrokontrolleren signalerer en vinkel under 90 eller over 180°, indstilles vinkeltesten, hvilket ses af figur B.1 brugt i pilotforsøget til henholdsvis 40°, 100° og 200°. Hertil ses det at LED'en lyser grønt ved de acceptable vinkler mellem 90 – 180°, og rødt ved vinkler udenfor dette interval. Dette ses af figur 6.12.



Figur 6.12: Mikrokontrollerens LED ses lyse grøn ved 100° og lyse rød ved vinkler udenfor 90 – 180°.

Ved en overskridelse af grænsen for vinklen, skal det ligeledes visualiseres. Der er foretaget en test, hvor accelerometerne er påsat en forsøgsperson som overstrækker i knæleddet, hvorefter en squat udføres. En visualisering heraf ses af figur 6.13.



Figur 6.13: Grafen illustrerer vinklen over knæet under en squat-øvelse. Ved en vinkel under -100° symboliseres en overskridelse af grænsen for vinklen.

Det ses af figur 6.13, at forsøgspersonen overstrækker knæleddet, således begge accelerometre overstiger grænsen på 90° , der til sammen udgør en samlet vinkel på 180° . Dette visualiseres ved en vinkel på -400° . Efter 0,5 sekunder ses en vinkel på -110° , hvilket er gældende, da det ene accelerometer har haft en spænding svarende til præcis 90° og derfor ikke overskredet grænsen derpå. Ved squat-øvelsen begyndelse falder vinklen fra $180 - 73^\circ$, hvorefter den ses stigende igen. Til slut af målingen ses igen et fald under -100° , hvilket betyder at forsøgspersonen igen overstrækker knæleddet.

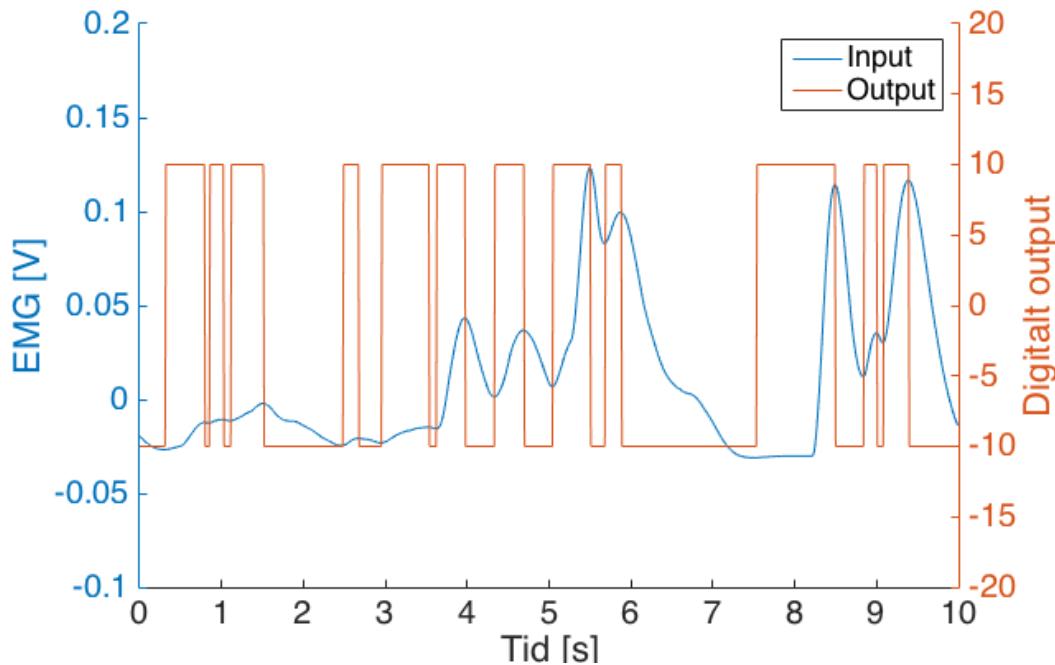
En yderligere test er foretaget for at undersøge forsinkelsen af vinkelberegnning. Denne test er udført ved at definere en debug-pin, hvor pinen ved funktionskaldet sættes høj og lav efterfølgende. For at illustrere disse målinger tilsluttes et oscilloskop pinen, hvorved der måles hvornår denne er høj. Resultatet af denne test gav en forsinkelse på $3.6 \mu s$. Dette betragtes ikke som værende af signifikant betydning, hvorfor denne forsinkelse accepteres.

Opsummering af krav:

- ✓ Skal kunne udsende ét signal som repræsenterer en given vinkel
- ✓ Skal kunne måle knæets vinkel indenfor intervallet $90 - 180^\circ$
 - Dette skal indikeres ved en grøn LED
- ✓ Skal indikere, hvornår knæets vinkel er udenfor intervallet $90 - 180^\circ$
 - Dette skal indikeres ved en rød LED
 - Hvis vinklen for ét accelerometer overstiger 90° , indikeres dette som et output på -200° , hvortil det andet accelerometers vinkel lægges til de -200°
 - Hvis vinklen overstiger 90° for hvert accelerometer, skal dette indikeres som et output på -400°

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 eller 10 , hvis muskelsignalet er faldende eller stigende. Derudover ønskes det at outputsignalet er 0 , hvis der opnås en vinkel på under 90 eller over 180° . Dette illustreres ved hjælp af MATLAB på figur 6.14.



Figur 6.14: 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 eller 10 .

Ud fra de data, der fremgår af figur 6.14, 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 6.2.

EMG-ekstrema [s]	Output[s]	Forsinkelse [s]
0,32	0,32	0,00
0,79	0,80	0,01
0,85	0,86	0,01
1,02	1,03	0,01
1,11	1,12	0,01
1,51	1,52	0,01
2,48	2,49	0,01
2,67	2,68	0,01
2,95	2,96	0,01
3,53	3,54	0,01
3,62	3,63	0,01
3,97	3,98	0,01
4,33	4,34	0,01
4,69	4,70	0,01
5,04	5,05	0,01
5,50	5,51	0,01
5,68	5,69	0,01
5,88	5,89	0,01
7,53	7,54	0,01
8,49	8,50	0,01
8,84	8,85	0,01
9,00	9,01	0,01
9,08	9,09	0,01

Tabel 6.2: Tabel over ekstrema, outputskift og differensen mellem disse, der er noteret som forsinkelsen.

I tabel 6.2 fremgår det, at forsinkelsen fra inputtet af muskelsignalet, der registreres som en ændring i output-signalet, er mellem 0,00 og 0,01 s. Den gennemsnitlige forsinkelse er dermed på 9,57 ms. Målingen, der giver en forsinkelse på 0,00 s, kan dog ikke passe, da EMG-algoritmen bruger én sample på at skifte output fra 10 til -10 eller fra -10 til 10. Ingen forsinkelse vil derfor betyde, at EMG-algoritmens output begynder at ændre sig fra -10 til 10, før EMG-signalet er begyndt at stige.

Forsinkelsen på 9,57 ms kan forklares af, at testen er udført ved at sample EMG-algoritmens input og output ved 100 Hz. Af denne grund er der ikke mere end 100 samples per sekund, hvilket betyder, at der er 10 ms mellem hver sample. Forsinkelsen er derfor sandsynligvis mindre end 9,57 ms, men det kan ikke lade sig gøre at måle mindre tal med den nuværende samplerate.

Opsummering af krav:

- ✓ 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
 - Ved faldende muskelaktivitet skal dette indikeres som et outputsignal på -10
- ✓ Skal kunne indikere, hvis vinklen befinner sig udenfor intervallet 90 – 180°

- Dette skal indikeres ved, at outputsignalet går i 0

6.2.5 Trådløs kommunikation

Den trådløse kommunikation testes for at undersøge, hvorvidt kravene opstillet i afsnit 4.2.5 opfyldes.

Kravet for, at USB-donglen skal forsynes via USB opfyldes ved måden, hvorved den trådløse kommunikation er implementeret. Her er BLE-donglen erstattet med en alternativ modtagerenhed som beskrevet i afsnit 5.2.5, og denne tilsluttes en computer via USB, hvorfra den forsynes.

Til test af afstand, programmeres mikrokontrolleren til at transmittere en værdi, der tæller op fra nul. Denne værdi transmitteres 10 gange i sekundet til en computer, hvorpå denne data visualiseres i programmet RealTerm. Startpunktet for testen er med en afstand på 1 m mellem modtagerenheden på computeren og mikrokontrolleren. Herefter øges afstanden med 1 m op til og med 4 m, eller der ikke længere modtages data. Grunden til at der vælges at test på 4 m er for at sikre, at grænsen på den trådløse kommunikation ikke ligger på omkring 2 m. Testen udføres under forhold, hvor der er fri passage mellem mikrokontroller og modtager.

Afstand [m]	Gennemført transmission
1	Ja
2	Ja
3	Ja
4	Ja

Tabel 6.3: Data over afstandstest for den trådløse kommunikation. Venstre søjle oplyser afstand mellem mikrokontroller og modtagerenhed. Den højre oplyser, hvorvidt transmissionen har været succesfuld eller ej.

Ud fra tabel 6.3 fremgår det at den trådløse kommunikation overholder en afstand på 2 m, der er 100 % af det opstillede krav. Yderligere viste testen, at systemet lagrer data i en buffer i tilfælde af en afbrudt forbindelse. Hvis dette sker vil forbindelsen blive genetableret, hvorpå den tabte data vil blive transmitteret, således ingen data er gået tabt. Det kan derfor ligeledes konkluderes, at de opstillede krav for trådløs kommunikation opfyldes.

Opsummering af krav:

- ✓ Mikrokontrolleren skal kommunikere trådløst med en computer
- ÷ BLE-dongle skal forsynes via USB
 - ✓ En anden modtagerenhed er implementeret, hvilket forsynes via USB
 - Skal have en maksimal forsinkelse på 100 ms ¹
 - ✓ Skal have en kommunikationsrækkevidde på 2 m

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

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

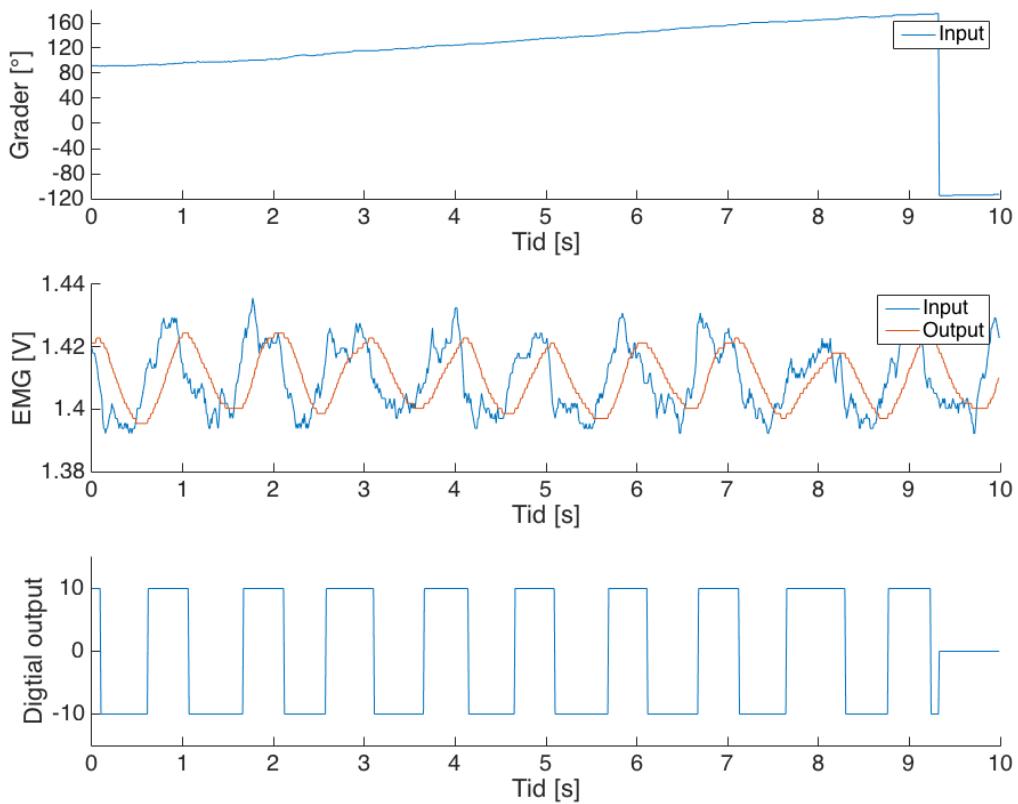
For at teste signalerne fra accelerometrene indsendes to spændinger svarende til hvert deres output. Denne varieres over tid, således spændingen svarer til samlet grader mellem $90 - 180^\circ$. Derudover testes det om vinklen vil falde til -200° for hvert accelerometer, når spændingen svarende til 180°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

For at teste det samlede system med et kendt input benyttes en funktionsgenerator, således et 500 Hz sinussignal med en peak-peak-amplitude på 4 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 systemets blokke, når de er sammensat. Dette gøres ved at sammenligne input og output af det samplede sinussignal samt spændingerne for accelerometrene omregnet til en samlet vinkel.

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 accelerometer, 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° til 175° , hvorefter vinklen falder til -115° . Dette skyldes en overskridelse af spændingen for accelerometeret svarende til 180° . På den midterste figur illustrerer den blå graf det opsamlede inputsignal, svarende til en sinus på 500 Hz med en V_{pp} på 4 mV . Den røde graf illustrerer det samplede sinussignal med et implementeret digitalt lavpasfilter, disse værdier er målt i spænding. På den nederste figur illustrerer 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 på -180° opnås.

På baggrund af målingerne for den øverste graf 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° overskrides det ene accelerometer dens maksimale spænding, hvorfor vinklen falder til -115° over $1ms$.

Dette burde ifølge den implementerede kode gå ned til en vinkel på -200° ved overskridelse af ét af accelerometers grænse spændinger. Det at vinklen ikke når en samlet værdi på -400° 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 en outputspænding svarende til 85° , mens det andet accelerometer har haft en spænding der har overskredet grænsen og derfor har en vinkel på -200° .

Det fremgår af den midterste samt nederste graf på figur 7.1, at der ses en sammenhæng mellem det opsamlede digital filtrerede sinussignal og det opsamlede outputsignal. Ved 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 graf på figur 7.1 fremgår det, at efter outputsignalet har befundet sig i -10 ved 9 s , 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.

Der er yderligere foretaget en test af det samlede forsinkelse på systemet uden trådløs kommunikation. Denne test blev udført på samme måde som i afsnit 6.2.2. Resultaterne for forsinkelse blev målt til $832\text{ }\mu\text{s}$ for det samlede system målt uden trådløs kommunikation.

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 bilag A på henholdsvis figur A.1 og figur A.2, ud fra SENIAMS anvisninger [54]. Huden præparerer 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° af knæet ved at overstrække knæleddet. Herefter udfører forsøgspersonen squat-øvelsen, og får vinklen af knæet til at overskride grænsen på 90° . Forsøgspersonen bevæger sig herefter tilbage til udgangsposition, hvor de 180° overskrides ved overstræk af knæleddet. På denne måde testes det, hvorvidt det samlede system fungerer, da en overskridelse af $90 - 180^\circ$ vil betyde, at data ikke vil behandles i EMG-algoritmen. Dette illustreres ved at det digitale output vil gå i 0. Under testen opsamles det samplede digital filtrerede EMG-signal, EMG-algoritmen samt vinklen over knæet.

7.2.2 Resultater af forsøg

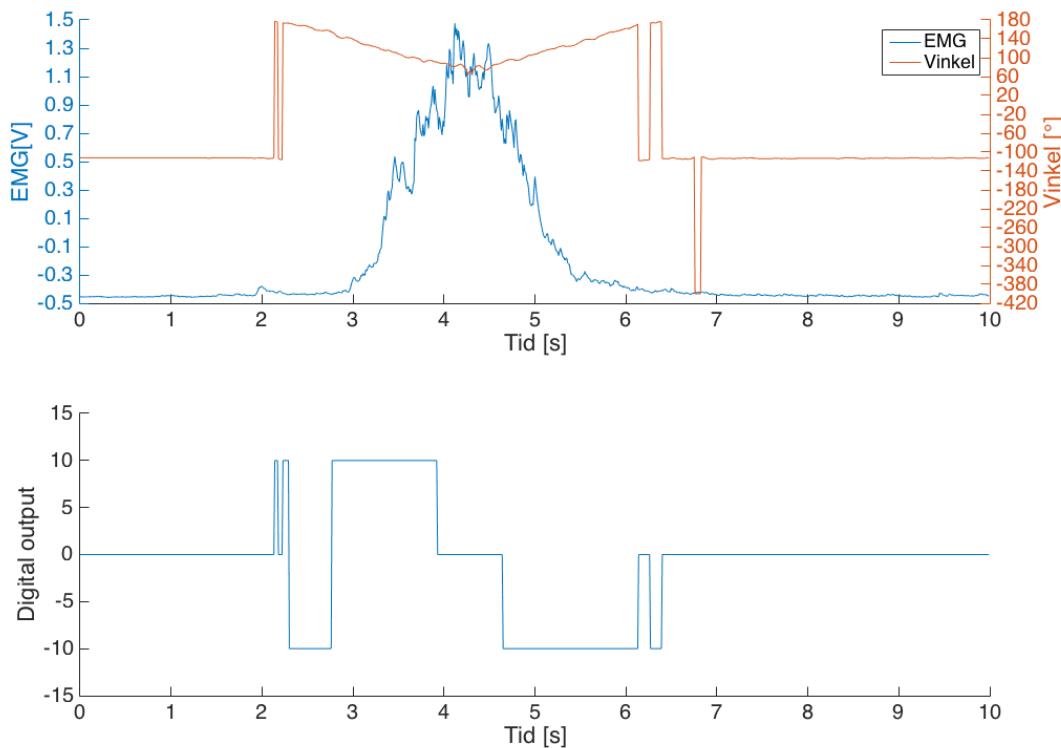
Af 7.2 ses en illustration af systemet påsat forsøgspersonen, hvortil mikrokontrolleren ses koblet til forsøgspersonen.



Figur 7.2: Forsøgsopstilling til udførelse af symestemtest med bruger-input. Forsøgspersonen er her på vej ned i squat-øvelsen

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° , hvilket illustrerer en overskridelse af 180° . 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 figur 7.3 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° .

Grunden til denne er -112° og ikke -400° er, at det ene accelerometer har været indenfor grænsen på 180° og det andet accelerometer har overskredet grænsen. Det ene accelerometer har derved haft en vinkel på 88° , mens det andet accelerometer har overskredet dens grænse og derfor er den samlet vinkel på -112° . Det samme gør sig gældende ved slutningen af øvelsen. Ved overstrækning af knæet og dermed overskridelse af 180° ses EMG-algoritmen værende 0. Efter 2 s overstrækkes knæet ikke længere og graderne begynder derved at falde i takt med at muskelaktiviteten stiger.

Ved en stigning af muskelaktiviteten ses EMG-algoritmen ligeledes stigende. Ved 4 s er vinklen over knæet 81° , hvilket er en overskridelse af grænsen på 90° . 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 overskridt deres grænser, hvorfor grafen illustrerer -400° . Herefter overstrækkes knæene fortsat, dog ligger det ene accelerometer indenfor dens grænse, hvilket forklarer vinklen på -112° .

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 realtid. 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 mindske muligheden for lækstrøm, hvilket er beskrevet i bilag D. På nuværende tidspunkt kan systemet tolkes som ikke værende optimalt for brugeren, da der ikke er udarbejdet en prototype. Herved er kravet om exoskelet ikke skal være til gene for brugeren ikke opfyldt. Ved udvikling af en prototype vil der skulle tages højde dette. Et eksempel på dette fremgår i afsnit 8.3. Derudover blev det 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 bruger-input, hvor resultaterne fremgår af figur 7.3. Baseret på disse resultater vurderes det yderligere, at systemet kan følge kroppens naturlige bevægelse under udførsel af en squat-øvelse, så det er muligt at benytte dette til en prototype af et exoskelet.

Da systemet skal anvendes af ALS-patienter vurderes det, at forsinkelsen på $832 \mu s$ foretaget af det samlede system ikke har en betydning grundet, at squat-øvelsen er kontrolleret og der derfor ikke udføres bevægelser med en hastighed der er tilsvarende forsinkelsen. Dermed får dette ikke en betydning for de enkelte blokke og efterfølgende, hvorfor denne forsinkelse accepteres.

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

Opsummering af krav:

- ✓ Systemet skal registrere muskelaktivitet fra rectus femoris
- ✓ Systemet skal registrere spænding fra accelerometrene, som omregnes til vinklen over knæet
- ✓ Systemets skal følge kroppens bevægelse under en squat-øvelse, således det vil kunne benyttes til en prototype af et exoskelet
- ✓ Systemet skal være sikker og ikke til gene for brugeren
- ✓ Systemet skal kunne overføre data trådløst til en computer
- ✓ Systemet skal være batteridrevet
- ✓ Systemet skal kunne indikere, hvis der ikke er strøm nok til at virke optimalt

- ✓ Systemet skal have en maksimal forsinkelse af hele systemet på 100 *ms*

Kapitel 8

Syntese

8.1 Diskussion

I dette afsnit vil systemet og projektet diskuteres, og relevante afvigelser fra systemkrav og enkelte blokkes krav vil derfor tages op. Diskussionen vil først tage udgangspunkt i tests af systemets blokke, hvad de betyder for det endelige system og besvarelsen af projektets problemformulering, og derefter vil den tage udgangspunkt i de samlede systemtests.

Formålet med dette projekt er at udvikle et system, som kan opsamle signaler fra kroppen, hvor der er fokus på digital signalbehandling og datakommunikation [1]. På baggrund af dette er der udviklet et system, der mäter muskelaktivitet fra rectus femoris ved EMG og mäter vinklen over knæet ved brug af accelerometre. Systemet har til formål at støtte knæets omkringliggende muskler, så ALS-patienter støttes i forbindelse med udførelsen af en squatøvelse. 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 Test af blokke

Systemet er udviklet, så signalbehandlingen primært 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 accelerometre.

For at give en bedre oplosning af accelerometrene kunne det være relevant at implementere en forstærker inden ADC'en, hvorved der opnås en bedre repræsentation af accelerometersignalene. Denne forstærker blev ikke implementeret, da det ville kræve en analog offsetjustering af signalet, så signalet ikke vil gå i mætning, da signalet med offset vil kunne overstige ADC'ens arbejsområde.

Systemet benytter herudover en færdiglavet komponent, EMG-forstærkeren, der ensretter, forstærker og envelopefiltrerer signalet. Denne blok kunne være fordelagtig at implementere som flere blokke, så det ville være muligt at opstille krav, teste, dokumentere og justere blokkene hver på sig. På denne måde, kan denne blok optimeres til netop dette system. Dette vil gøre det muligt at mæle rå EMG-signaler, hvorved frekvensområderne for et råt EMG kan sammenlignes med det opsamlede EMG-signal. Ud fra dette vil det være muligt at se om EMG-signalerne ligger inden for frekvensområdet på $10 - 500\text{ Hz}$. Denne implementering vil dog ikke påvirke det nuværende system i større grad, da EMG-forstærkeren opfylder de opstillede krav.

Testen af systemets vinkelberegning viste afvigelser på vinklerne mellem 0,3 og 4,2 %. Selvom den største afvigelse ikke er nær hverken 90° eller 180° , kan dette resultere i, at

systemet ikke fungerer som tiltænkt, hvis $90 - 180^\circ$'s vinkel over knæet alligevel overskrides grundet afvigelser. Som nævnt i afsnit 2.3.2, kan sammenhængen mellem stigende og faldende muskelaktivitet og nedad og opadgående squat kun antages, når knæets vinkel befinder sig inden for $90 - 180^\circ$. Af denne grund kan det ikke antages, at systemet vil fungere, hvis vinkelberegningen skulle afvige ved enten 90° eller 180° . For at forbedre dette, vil der kunne laves flere og kortere intervaller mellem de grader, hvor accelerometrenes spænding samples. Dette vil kunne mindske afvigelserne på vinkelberegningen, da der ikke er en fuldstændig lineær sammenhæng mellem spændinger og vinkler - jo større intervallet er, jo større er usikkerheden af vinkelberegningen derfor også.

I projektet er der valgt at anvende trådløs kommunikation, så ledninger ikke vil være til gene for brugeren af systemet. Dog kan dette have konsekvenser i form af mulig forsinkelse, hvilket vil kunne medføre, at et muligt exoskelet ikke vil fungere i realtid. Dette kan løses ved at koble systemets dele med ledninger, så det ikke er trådløst, men det vil medføre, at rækkevidden af systemets enkelte dele er begrænset. Til implementering på et exoskelet vurderes dette dog ikke til at være et problem, da det da vil være hensigtsmæssigt at sætte systemet fast på exoskelettet, så det ikke er nødvendigt at bekymre sig om at være inden for rækkevidden af den trådløse kommunikation.

8.1.2 Samlet systemtest

De afvigelser, der blev anset som værende ikke-væsentlige i test af de enkelte blokke, viste sig heller ikke at have en afgørende inflydelse på den samlede systemtest. Dog viser det sig, at konfigurationen af accelerometrene, der medfører, at der sendes et signal svarende til en vinkel på -200° , hvis ét af accelerometrene overskridt dens grænsespændinger, ikke er ideel.

Grundet denne konfiguration udelukkes vinkler ved eksempelvis 175° , hvis det ene accelerometer overskridt dets vinkel-arbejdsområde, der er defineret i koden til vinkelberegning. Det vil være mere anvendeligt, hvis det førnævnte signal først udsendes, når accelerometrenes samlede vinkel overskridt $90 - 180^\circ$. Dette vil både i testen med kendt input og bruger-input betyde, at systemet først vil overskride dets grænser, og dermed lyse rødt, når knæets vinkel reelt overskridt systemets arbejdsområde i relation til knæets vinkel.

Det udledes fra systemtesten og dennes konklusion, at systemet opfylder de opstillede krav da der er uarbejdet et kontrolsystem til at styre et exoskelet, selvom der ikke er uarbejdet en egentlig prototype af et exoskelet, der kan efterligne knæets bevægelse under en squat-øvelse. Signalernes output, i form af digitale output på 10 og -10 fra muskelsignalene, og i form af egentlige vinkler fra accelerometrene, når knæets vinkel er mellem 90 og 180° , vil kunne videreføres til et exoskelet.

For at det kan lade sig gøre at udvikle et egentligt exoskelet, skal der tages højde for yderligere problemstillinger. Eksempelvis skal det testes, hvilken hastighed der vil være bedst egnet til at bevæge exoskelettet over knæet i, og hvor ofte dette exoskelet skal modtage data fra systemet. Dette skal gøres, så brugeren ikke oplever bevægelser som for hurtige, for langsomme eller som trinvise ryk, men derimod vil opleve bevægelsen som flydende, så den minder mest muligt om en naturlig squat-øvelse.

8.2 Konklusion

I dette afsnit konkluderes på det udarbejdede system og problemformuleringen, som begge diskuteres i afsnit 8.1.

I projektet er der udviklet et system, der kan optage EMG-signaler fra rectus femoris samt signaler fra accelerometre. EMG-signaler viser, hvorvidt muskelaktiviteten er stigende eller faldende samtidigt med, at signaler fra accelerometrene anvendes til beregning af knæets vinkel under en squat-øvelse. Systemet er udviklet med henblik på at kunne hjælpe ALS-patienter til aflastning af muskulaturen omkring knæet. Dermed udarbejdes systemet ud fra projektets problemformulering.

Systemets blokke, der består af signalopsamling, spændingsforsyning, ADC, digital filterering, vinkelberegnung, EMG-algoritme og trådløs kommunikation er designet, implementeret samt testet. Disse blokke evalueres ud fra testene for at vurdere, hvorvidt de opstillede kravspecifikationer for blokkene opfyldes. Ud fra dette ses det, at to af kravene til trådløs kommunikation ikke opfyldes, da det ikke vælges at benytte BLE-donglen, og da det ikke lykkes at teste denne bloks forsinkelse, som gerne skulle være maksimalt 100 ms . Dog er hele systemets forsinkelse $832\text{ }\mu\text{s}$, hvorfor den trådløse kommunikation må have en forsinkelse på maksimalt 99 ms for at overholde kravet om forsinkelse.¹ Det kan ud fra evalueringen af testene konkluderes, at de resterende kravspecifikationer for de enkelte blokke er opfyldt.

Det samlede system er herefter testet med et kendt inputsignal samt et inputsignal fra en bruger. Denne test viser, at systemet fungerer som ønsket, selvom en anden konfiguration af vinkelberegningen havde været mere hensigtsmæssig for at holde systemets bruger inde for en knævinkel på $90 - 180^\circ$. Som systemet er nu, vil dets output kunne benyttes til et exoskelet inden for ovennævnte vinkelinterval over knæet ved at sætte EMG-algoritmens digitale output til at få et exoskelet over knæleddet til at fleksere, når output er 10, og ekstendere, når output er -10. En prototype i form af dette exoskelet er dog ikke udviklet. Det er derfor muligt at anvende systemet som et kontrolsystem til et exoskelet tiltænkt ALS-patienter under et squat.

For at kunne styre samt anvende et exoskelet under en squat-øvelse benyttes altså signaler fra accelerometrene samt muskelsignaler fra rectus femoris. Ud fra signaler fra accelerometrene beregnes den samlede vinkel over knæet. Når denne vinkel befinner sig mellem 90° og 180° , vurderes det ud fra muskelaktiviteten om brugeren bevæger sig i en opadgående eller nedadgående retning. Herved vil disse informationer kunne sendes trådløst til et exoskelet for således at kunne anvende dette system som bodyaugmentation til ALS-patienter.

På baggrund af ovenstående konkluderes det dermed, at problemformuleringen besvares.

8.3 Perspektivering

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

Systemet er udviklet til at kunne hjælpe ALS-patienter ved at aflaste deres muskler omkring knæet under en squat-øvelse. Der er ikke udviklet en prototype af et exoskelet, der muliggør dette, hvorfor systemet skal videreudvikles, således det er anvendeligt uden at være til gene for brugeren. Et eksempel på en sådan prototype fremgår af figur 8.1, hvor der ses et exoskelet påsat omkring knæet. Når muskelaktiviteten er enten stigende eller faldende, vil knæets vinkel kunne sænkes eller øges ved en motor, der skal kunne styre exoskelettet.

¹FiXme Note: skriv til ift. argumentationen i afsnittet

Herudover vil det være fordelagtigt, hvis der sendes en advarsel til brugeren af systemet inden grænserne på 90° og 180° overskrides. Dette kan gøres ved vibration eller lyd, så brugeren ikke skal kunne se exoskelettet for at se farven på en LED. På denne måde, vil brugen af exoskelettet ikke være tydelig for alle omkring brugeren, da det vil kunne bruges under tøj.

Brugeren skal på nuværende tidspunkt selv starte og stoppe systemet, hvilket ikke er ideelt til daglig brug af et exoskelet. Dette vil kunne videreudvikles til en funktion, som registrerer, når brugeren udfører en bevægelse. Dette vil kunne skabe det interrupt, der på nuværende tidspunkt skabes af PSoC'ens user button og igangsætter systemet.



Figur 8.1: Et exoskelet omkring knæet for at støtte den omkringliggende muskulatur som hjælp til ALS-patienter [55].

Herudover kan sammenhængen mellem de forskellige muskler i benet undersøges, således det vil være muligt at bevæge sig under 90° . Dette vil gøre systemet mere brugbart, da brugere af systemet på nuværende tidspunkt ikke kan få hjælp til at sætte sig ned i en vinkel på under 90° . På denne måde, vil det ikke være nødvendigt at benytte accelerometre til systemet, da EMG-målinger fra flere muskler i benet vil kunne benyttes til vurdere, om knæet fleksion eller ekstenderer fra $0 - 180^\circ$.²

Ud over ovennævnte kan det undersøges, hvordan mikrokontrolleren kan anvendes til opsætning af BLE-kommunikation, som det fremgår af det oprindelige design, da der i det implementerede system anvendes gumsticks til BLE-kommunikation. Disse vil ikke være nødvendige, og systemet vil derfor fylde mindre, hvis det samme kan gøres på mikrokontrolleren.

8.3.1 Et ideelt system

Systemet vil kunne videreudvikles, således at ALS-patienter vil kunne anvende det under gang i sygdommens første stadier, og derved støtte deres muskulatur, da det på nuværende tidspunkt kun er muligt at udføre en squat-øvelse. Dette skaber ikke den mængde frihed for ALS-patienter, som det vil kunne ønskes, da det skaber begrænsninger for brugerens

²FIXme Note: Skriver godt nok 180 grader her... Vil vi gerne have, at man skal kunne overstrekke knæet???

bevægelighed. I forhold til brugerens sikkerhed vil det kunne udvikles, så en alarm vil starte i tilfælde af, at brugeren mister balancen eller falder under gang.³

³FiXme Note: kan godt skrive her, hvad der skal gøres ekstra - større vinkel range, flere g i accelerometre, men vil vi ikke hellere have det med til eksamen som videre udvikling af systemet? synes perspektivering er ret dækkende, som den er nu.

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.
- [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/amyotrophicsclerosis/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] Cypress. *PSoC 4 Low-Power Modes and Power Reductions Techniques*. Cypress Semiconductor Corporation. URL <http://www.cypress.com/file/121271/download>.
- [33] 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.
- [34] 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.
- [35] G. Zouridakis and J. Moore. *Biomedical Technology and Devices Handbook*. 2003. doi: 978-1-4398-7071-6.
- [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] E. Bernmark and C. Wiktorin. A triaxial accelerometer for measuring arm movements. *Applied Ergonomics*, 33, 2002. doi: 10.1016/S0003-6870(02)00072-8.
- [38] Analog Devices. *EVAL-ADXL335Z*. Analog Devices, 2009. URL <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/evaluation-documentation/EVAL-ADXL335Z.pdf>.
- [39] J. G. Webster and J. W. Clark. *Medical Instrumentation Application and Design*, volume 3. John Wiles And Sons Ltd., 1998. doi: 0471153680.
- [40] S. Wolf and R. F. M. Smith. *Student Reference Manual for Electronic Instrumentation Laboratories*, volume 2. Prentice Hall, 2004. doi: 978-0130421821.
- [41] *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)).
- [42] J. Parr and D. Blandford. *Introduction to Digital Signal Processing*. Pearson Education, 2012. doi: 9780131394063.
- [43] M. Francis. *Infinite Impulse Response Filter Structures in Xilinx FPGAs*. Xilinx, 2009. URL http://www.xilinx.com/support/documentation/white_papers/wp330.pdf.
- [44] Wikipedia. *Filter signal processing*. Wikipedia, 2016. URL [https://en.wikipedia.org/wiki/Filter_\(signal_processing\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Filter_(signal_processing)).

- [45] J. W. Nilsson and S. A. Riedel. *Electric Circuits*, volume 10. Pearson Education Limited, 2015. doi: 1-292-06054-9.
- [46] Atmel. *AVRR222: 8-point Moving Average Filter*. Atmel Corporation, 2002. URL <http://www.atmel.com/Images/doc0940.pdf>.
- [47] N. Gupta. *nside Bluetooth Low Energy*. Artech House, 2013. doi: 9781608075799.
- [48] 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>.
- [49] Analog Devices. *ADXL335*, 2010. URL <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL335.pdf>.
- [50] M. Clifford and L. Gomez. *Measuring Tilt with Low-g Accelerometers*, 2005. URL http://www.nxp.com/files/sensors/doc/app_note/AN3107.pdf.
- [51] Cypress. *PSoC 4 Sequencing Successive Approximation ADC*. Cypress Semiconductor Corporation, 2014. URL <http://www.cypress.com/file/135111/download>.
- [52] Cypress. *CY8CKIT-043 PSoC® 4 M-Series Prototyping Kit Guide*. Cypress Semiconductor Corporation, 2015. URL <http://www.cypress.com/file/193101/download>.
- [53] K. Townsend. *Introduction to Bluetooth Low Energy*, 2014. URL <https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/introduction-to-bluetooth-low-energy.pdf>.
- [54] 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.
- [55] *DonJoy*. DJO Global. URL http://www.djoglobal.eu/en_UK/Donjoy.html.
- [56] PA Foot. *Ankle Fracture*, 2016. URL <http://pafootdoctors.com/ankle-fractures-stress-fractures-broken-ankle/>.

Bilag A

Pilotforsøg

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

A.0.2 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-signalens 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

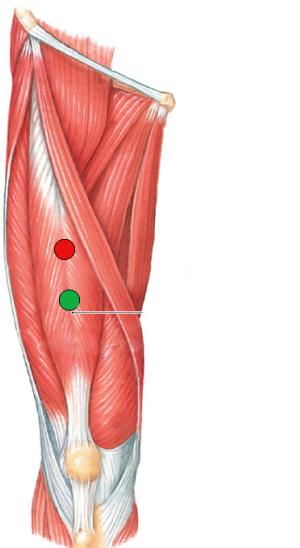
1. Identificering af støjsignaler
2. Identificering af knæleddets vinkel

A.0.3 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.0.4 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 [54]. Elektroderne placeres midt for linjen mellem anterior spina iliaca superior og den superior del af patella [54]. 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].

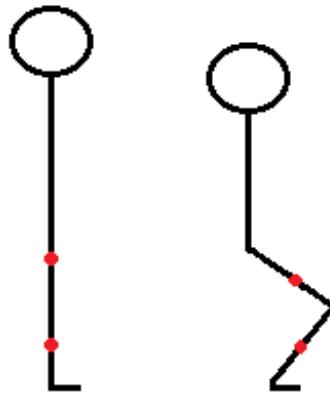
Referenceelektroden placeres, ligeledes efter SENIAM's anvisninger, omkring anklen [54]. Placeringen af referenceelektroden ses af figur A.2.



Figur A.2: Placering af referenceelektrode omkring anklen [56].

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° , 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 spændinger. Udregningen for dette kan ses i bilag B.



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° . Personen til højre sidder i en squat-øvelse, hvilket svarer til knæets vinkel som maksimalt er 90° .

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. Høfte og knæ bøjes således kroppen sænkes kontrolleret. Dette fortsættes indtil en vinkel på maksimalt 90° 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° 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° udføres. Vinklen måles med en vinkelmåler, hvortil der påsættes tape på væggen, som udgør underbenet samt lårets position. Ved udførelsen af forsøget irettesætter 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.0.5 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.0.6 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

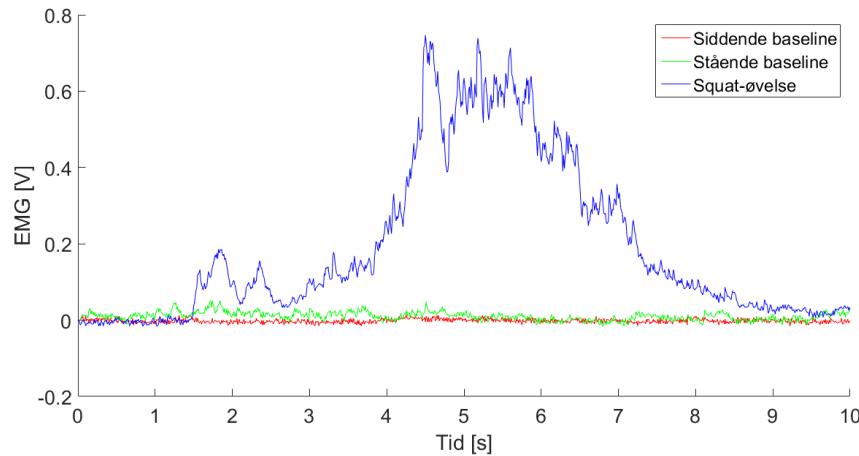
Squat-øvelse

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

A.0.7 Databehandling

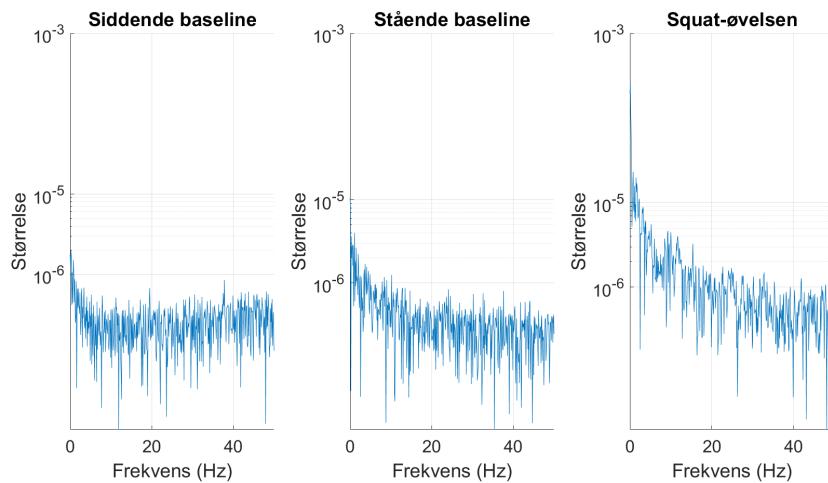
I det præsenterede data tages der udgangspunkt i forsøgsperson 1. Dette er som følge af, at der i EMG-målingerne for forsøgsperson 2 ses et udsving i EMG-signalet, der ligner rystelser, hvilket er grundet rystende ben. Til trods for disse muskelrystelser ses der ligheder mellem målingerne for forsøgspersonerne.

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° flektion af knæet under squat-øvelsen. Yderligere ses et fald i amplitude ved ca. 6 s , der relateres til en opdagående bevægelse til øvelsens udgangsposition.

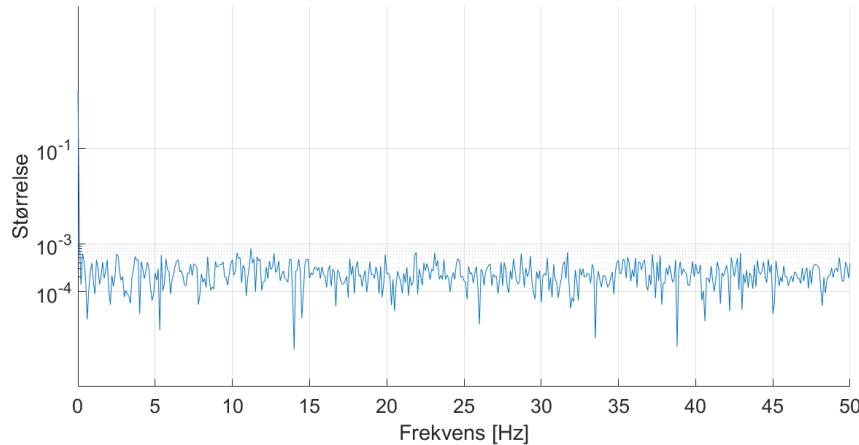


Figur A.5: Frekvensanalyse med semilogaritmisk skala på Y-aksen af EMG-måling for siddende baseline, stående baseline og ved squat-øvelse.

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 Hz , hvilket svarer til det offset, der er på signalet. Det fremgår ikke af figuren, hvorvidt der er 50 Hz støj på signalet, da der samples med 100 Hz , hertil er Nyquist-frekvensen 50 Hz . Herudover viser frekvensanalysen ikke amplituden af 50 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 afsnit 4.1.1.

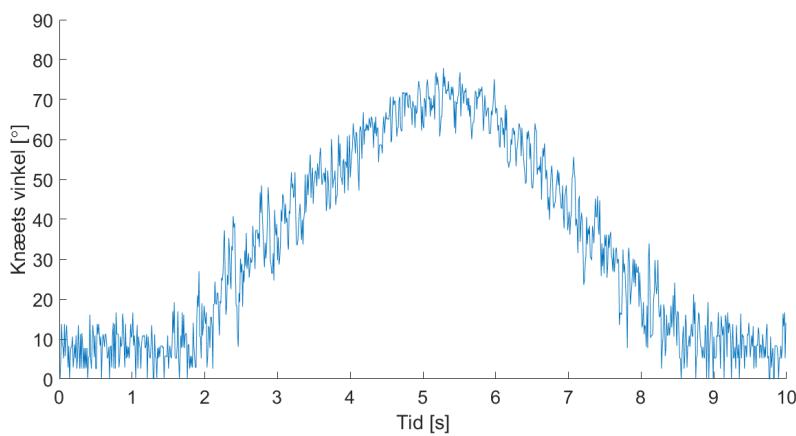
Resultater for accelerometer målinger



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 Hz støj, hvor årsagen er beskrevet under frekvensanalysen for EMG-målingen.

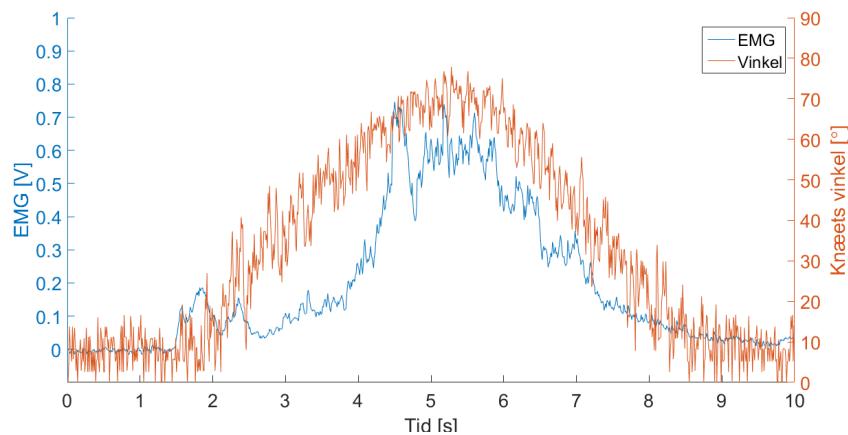
Spændingerne fra accelerometeret repræsenterer vinklerne for femur og tibia i Y-aksen. Denne spændingsværdi ønskes omregnet til grader, for således at undersøge vinklen af knæet. Til at omregne spændingen fra begge accelerometre til grader anvendes målingerne anvendt i afsnit B.0.13. Disse resultater er anvendt i funktioner, 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

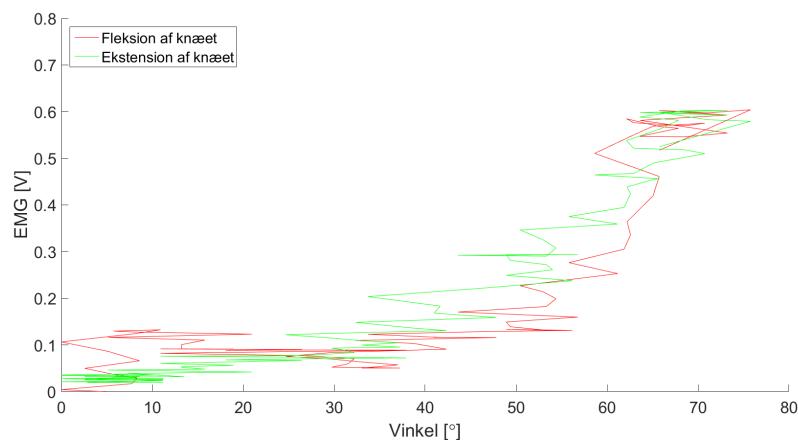
Det fremgår af figur A.7, at forsøgspersonen udfører en fleksion af knæet under squat-øvelsen når ned til en grad på ca. 78° .

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

Test af accelerometer

I dette projekt anvendes to accelerometere, som er beskrevet i afsnit 4.1.2. 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.

B.0.8 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

B.0.9 Materialer

- Accelerometre ADXL335
- Tape
- Vaterpas
- Breadboard
- Vinkeltester, fremgår af figur B.1
- Computer med Scopelogger og MATLAB
- Spændingsforsyning på 3,4 V
- NI USB-6009

B.0.10 Metode

Der opstilles en metode til hvert formål i afsnit B.0.8. Formål 1 opfyldes ved deltest 1, og formål 2 og 3 opfyldes ved deltest 2.

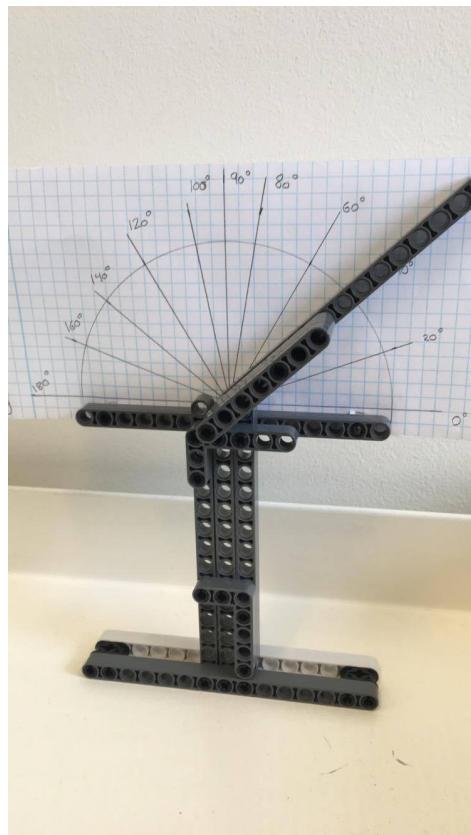
1. Der foretages målinger i accelerometerets tre akser i 11 positioner, hvorved der testes for linearitet
2. Der foretages målinger i accelerometerets tre akser i de seks positioner, der ses af afsnit B.0.12, hvorefter offset kan bestemmes ud fra målingerne. Offsettet bestemmes ud fra accelerometerets 0 g-påvirkning, der måles vinkelret på planet, hvilket svarer til at accelerometeret ikke udsættes for tyngdekraften

B.0.11 Forsøgsopstilling

Hver forsøgsopstilling udføres for begge accelerometere.

Forsøgsopstilling af deltest 1

- Accelerometeret påsættes vinkeltesteren på figur B.1
 - Accelerometeret indstilles efter fremgangsmåden for hver øvelse, som er illustreret i afsnit B.0.12
- Accelerometeret tilkobles NI USB-6009, der yderligere tilkobles en computer



Figur B.1: 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 B.0.12
- Accelerometeret tilkobles NI USB-6009, der yderligere tilkobles en computer

B.0.12 Fremgangsmåde

Fremgangsmåde for deltest 1

Vinkler mellem $0 - 180^\circ$ med 20° interval samt 90 grader, måles og samples for hvert accelerometer i de tre akser i 10 sekunder ved 100 Hz , hvilket er udregnet ud fra Nyquist. Samplingsfrekvensen er dermed det dobbelte af båndbredden for accelerometrene [49].

Målingerne er udført for begge accelerometre i henholdsvis X-, Y- og Z-aksen, og vinklen ændres ved at justere vinkeltesteren på figur B.1, så følgende vinkler fremgår af modellen:

- 0° til 180° med 20° 's intervaller
- 90°

Fremgangsmåde for deltest 2

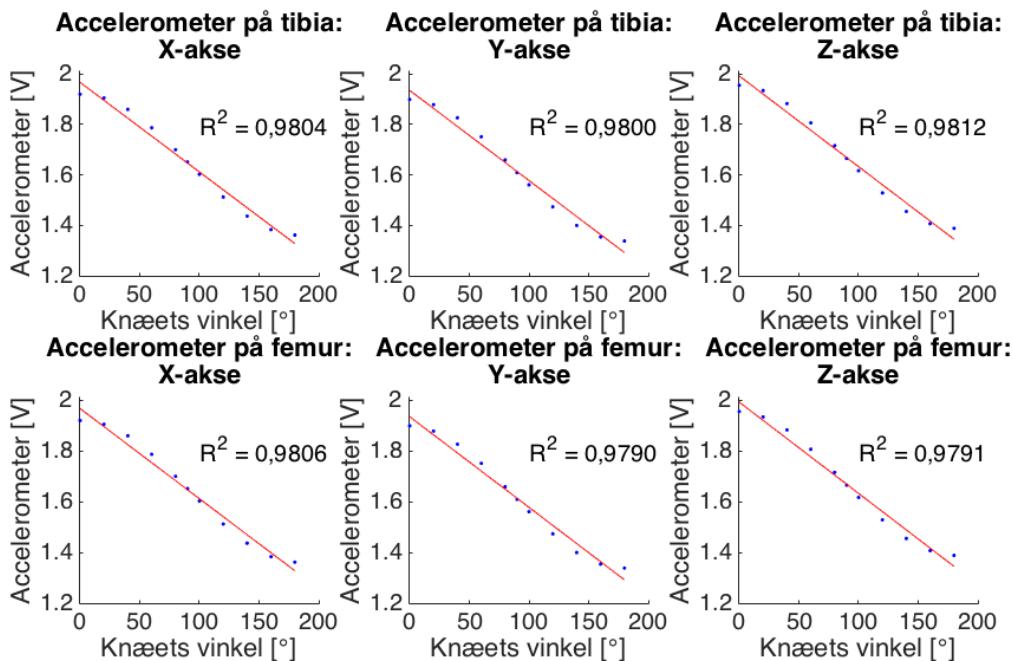
Der foretages målinger i seks forskellige positioner. Hver position måles tre gange og samles i 10 sekunder ved 100 Hz . De forskellige positioner er illustreret i afsnit 5.1.2 af figur 5.3, og er som følger:

- 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

B.0.13 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 B.2.

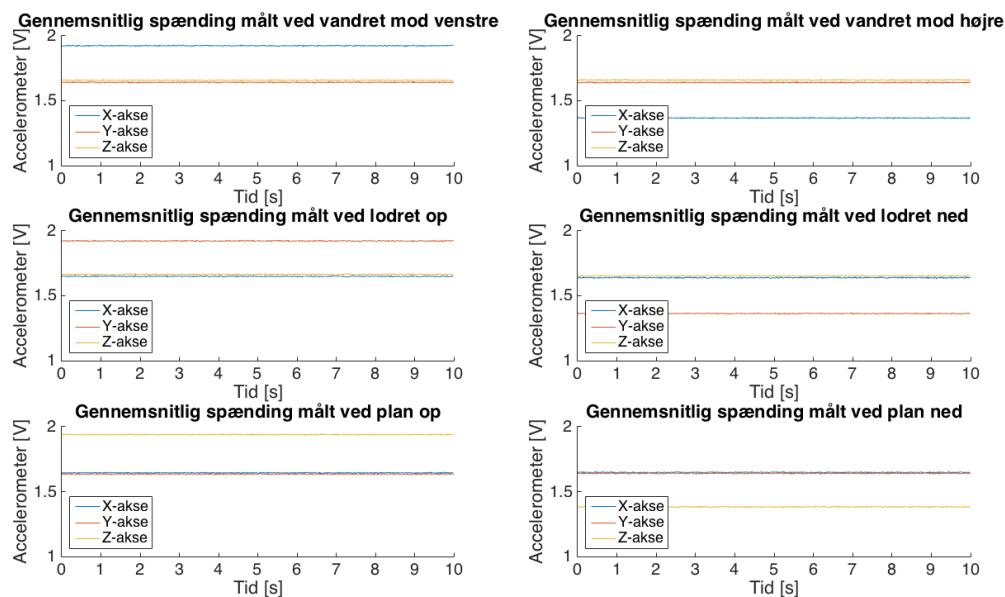


Figur B.2: Lineær regression for hver akse på hvert accelerometer. Målingerne er plottet med blå prikker, og den lineære regression er illustreret med rød. R^2 -værdien er angivet for hvert plot.

Ud fra figur B.2 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

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. På denne måde bliver det muligt at se, hvilken akse der påvirkes mest under øvelsen. Målingerne fremgår af figur B.3.



Figur B.3: Påvirkningen af accelerometrets tre akser ved de seks forskellige positioner.

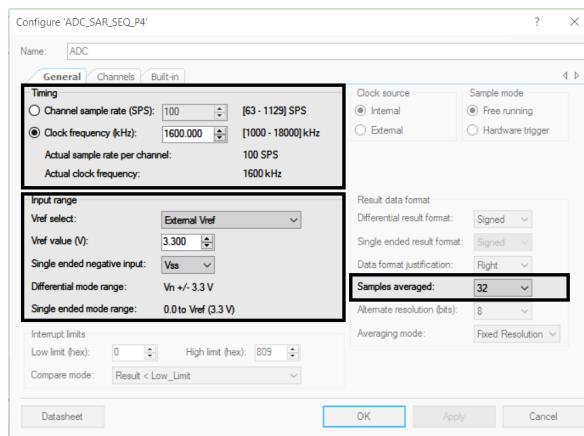
Offset bestemmes ud fra de målinger, hvor accelerometeret påvirkes i 0 g-påvirkning. Den akse, hvor accelerometeret påvirkes med 0 g i alle seks forskellige positioner fremgår af figur 5.3. Resultaterne fra målingerne ses af tabel B.1.

Målt retning	Målt offset	Målt afvigelse
Positiv	1,6362 V	3,75%
Negativ	1,6413 V	3,45%

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

C.1 Opsætning

I dette afsnit beskrives hvordan ADC'en er opsat. Der fokuseres på de parametre, der er ændret og tilpasset i forhold til dette projekt.

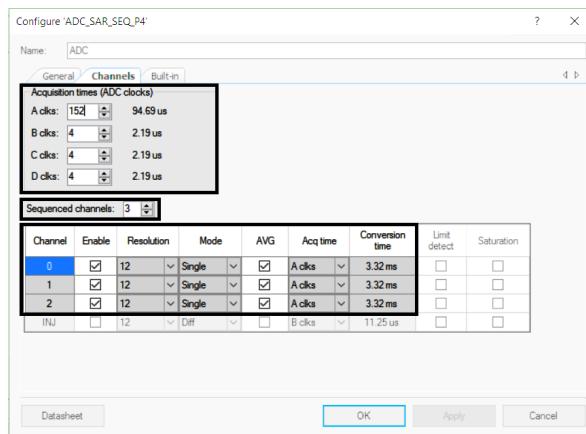


Figur C.1: ADC's generelle indstillinger, hvor de fremhævede områder viser parametre, der er relevante for dette projekt. Øverste blok til venstre viser indstillingsmuligheder for samplings- og clockfrekvens, samt de reelle frekvenser. Nederste blok til venstre viser indstillinger for ADC'ens arbejdsområde i forhold til single ended og differential måling. Blokken til højere viser antallet af samples fortaget til at give en gennemsnitlig sample.

C.1.1 Bestemmelse af samplingsfrekvens

Det markerede område øverst til venstre på figur C.1, viser indstillingerne for ADC'ens samplingsfrekvens, samt clock frekvens. Ved indstilling af disse frekvenser udregnes en reel samplings- og clockfrekvens. De reelle frekvenser kan variere grundet andre parametre som antal af kanaler, konverteringstid, mm. Yderligere parametre kan findes i databladet for ADC'en.

I dette projekt opnåes en samplingsfrekvens på 100 Hz ved at definere en clockfrekvens på 1600 kHz samt ved at justere konverteringstiden af kanalerne, der ses på figur C.2. Hertil er der pålagt en forsinkelse, således en konverteringstid på $3,32 \text{ ms}$ per kanal opnås. Dette giver en konverteringstid på $9,96 \text{ ms}$ for de 3 kanaler, hvilket konfigurationen af ADC'en oplyser som en samplingsfrekvens på 100 Hz .



Figur C.2: Indstillinger for de enkelte inputs til ADC'en. Øverste blok viser indstillingsmuligheder for 4 ADC-clocks, der definerer konverteringstiden for kanalerne. Miderste blok viser antallet af kanaler, der defineres. Nederste blok viser indstillingsmuligheder og konvertieringstid for de enkelte kanaler.

C.1.2 Arbejdsområde for ADC

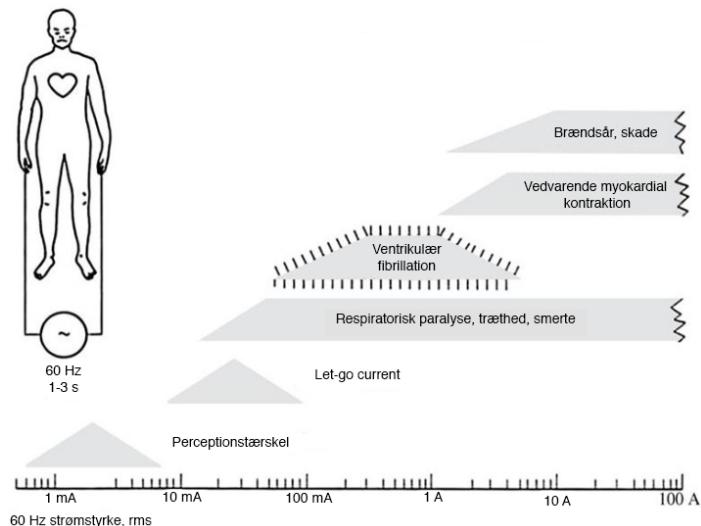
Det markerede område nederst til venstre på figur C.1, viser indstillingerne for ADC'ens arbejdsområde. Vref definerer størrelsen af arbejdsområdet, hvortil en ekstern reference er valgt. Denne reference sættes til at være identisk med mikrokontrollerens forsyning til accelerometerne på 3,3 V. Det negative input for single ended målinger sættes til Vss (jord). Dette giver et arbejdsområde for single ended målinger på 0,0 V – 3,3 V. Da det negative input tilsluttes jord, falder opløsningen 1 bit, da der ikke kan forekomme negative udslag i arbejdsområdet.

C.1.3 Gennemsnits samples

Det markerede område til højre på figur C.1 er indstillingen for, hvor mange samples der anvendes for hver af kanalerne til at repræsentere én konverteret sample. Der benyttes derfor 32 samples til at udregne én gennemsnits-sample, som er den sample, der benyttes i systemet. Dette gøres gældende for kanaler, hvor 'AVG' er afkrydset, som det ses af nederste blok i figur C.2. Dette er implementeret, da samplingsfrekvensen på 100 Hz opretholdes, samt at flere samples, der tilsammen udgør én gennemsnitlig sample, repræsenterer den samplede værdi bedre end én enkelt sample.

Brugersikkerhed

Når kroppen forbindes med et elektronisk system, opstår der en risiko for at påføre kroppen uønskede fysiologiske reaktioner ved at lade strøm passere gennem kroppen [39]. Disse fysiologiske reaktioner kan ses på figur D.1.



Figur D.1: Når 60 Hz strøm går gennem hænderne i 1 – 3 s, påvirkes en 70 kgs person forskelligt alt efter, hvor stor en strømstyrke, personen udsættes for [39].

Kropsvægt og indgangssted for strømmen afgør, hvilken effekt den har på brugeren. Af efter, hvordan strømmen løber gennem kroppen og hjertet, kan der opstå mikro- eller makrochok. Hvis hjertet tilføres strøm direkte, og denne derefter går direkte til jord, er det mikrochok. Mikrochok kan ske, hvis en invasiv komponent placeres i direkte kontakt med hjertet. Hvis en person er tilkoblet strøm flere steder, kan der opstå makrochok, da en lille del af strømmen kan gå gennem hjertet. For at undgå makrochok, kan systemet benytte små spændinger og strømstyrke samt batterier for at frakoble personen elnettet [39].

D.1 Sikkerhedsforanstaltninger

For at undgå mikro- og makrochok kan jording og isolation benyttes som sikkerhedsforanstaltninger. På denne måde kan brugerens sikkerhed opretholdes under brug af systemet. Jording og isolation kombineres ofte, da dette er den mest effektive metode til at sikre brugeren [39].

D.1.1 Jording

Jording sikrer systemets bruger ved at benytte én fælles referenceværdi for alle systemets blokke. Jording beskytter på denne måde imod mikro- og makrochok, da strømmen vil blive ledt mod jord, ved fejl i kredsløbet. Strømmen afledes dermed fra systemets bruger [39].

D.1.2 Isolation

Isolation sikrer systemets bruger ved at sørge for, at strøm i form af fejl- eller lækstrømme ikke løber fra én del af systemet til en anden, da dette kan medføre makrochok. Ved at isolere, er det dermed ikke muligt for fejl- eller lækstrømme at nå systemets bruger [39].

D.2 Implementering af brugersikkerhed

I dette system kombineres jording og isolation for at sikre systemets bruger mest effektivt. Systemet jordes ved at have en fælles jord for alle systemets komponenter - denne kommer fra spændingsforsyningens GND-terminaler på figur 5.4. Isolation sikres ved at lade systemet være adskilt fra computeren, der benyttes til datavisualisering, ved brug af den trådløse BLE-forbindelse. Derudover adskilles systemet fra elnettet ved brug af batterier som spændingsforsyning. På denne måde kommer brugeren af systemet ikke i forbindelse med høje spændinger eller strømme.