
Kontrolsystem til styring af et exoskelet med
henblik på at aflaste 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

Kontrolsystem til styring af et exoskelet med henblik på at aflaste 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 in order to support amyotrophic lateral sclerosis (ALS) patients during a squat exercise. In order to develop a control system, a system has been designed and implemented. A series of tests is conducted and documented to evaluate the performance of this system. The control system is based on measurements from the muscle rectus femoris and two accelerometers. These measurements allow detection of muscle activity and calculation of the knee's angle during a squat. Test of the system proves that it is possible to detect whether the user is moving upwards or downwards during a squat, when the knee is between 90° and 180°. Additional issues may be taken into account before ALS patients can benefit from the control system. The system must be combined with an exoskeleton to support ALS patients and reduce the strain on the muscles during a squat.

Antal sider: ???

Antal bilag: 4

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 underviser John Hansen for hjælp til datakommunikation samt programmering.

Læsevejledning

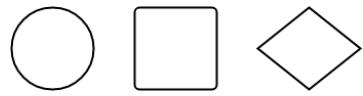
Projektrapporten er opdelt i otte kapitler samt tilhørende bilag. Det første kapitel indeholder en indledning til projektet samt den initierende problemstilling. Andet kapitel består af problemanalysen, der er udarbejdet på baggrund af den initierende problemstilling. Problemanalysen leder op til en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

I dette projekt anvendes Vancouver-metoden til håndtering af kilder. Kilderne nummereres fortløbende i kantede parenteser. I litteraturlisten ses kilderne, der eksempelvis er angivet med forfatter, titel og årstal. Forkortelser i rapporten er første gang skrevet ud, efterfølgende er forkortelsen angivet i parentes. Herefter anvendes forkortelsen fremadrettet i rapporten.

Denne rapport er udarbejdet i L^AT_EX. Herudover anvendes MATLAB til visualisering af grafer. Yderligere anvendes PSoC Creator til behandling af data samt programmering af systemet.

Flowdiagram-håndtering

For at kunne forstå og læse flowdiagrammerne i afsnit 5.2.6, som anvendes i projektet, forklares betydningen af de forskellige figurer. Disse fremgår af figur 1.



Figur 1: Illustration af de anvendte figurer i flowdiagrammer. Herunder symboliserer cirklen en start- og stopfunktion, firkanten symboliserer en beslutning og diamanten 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-patienter	5
2.2.1 Teknologiske hjælpemidler	5
2.2.2 Body augmentation-system som hjælpemiddel	5
2.3 Gangfunktion	5
2.3.1 Knæets opbygning	6
2.3.2 Knæets funktion	7
2.4 Problemafgrænsning	9
2.4.1 Problemformulering	10
Kapitel 3 Systemudvikling	11
3.1 Systembeskrivelse	11
3.1.1 Overordnet krav til systemet	11
3.1.2 Blokdiagram	11
3.2 Løsningsstrategi	12
Kapitel 4 Teori og design	13
4.1 Analog del	13
4.1.1 Opsamling af accelerometersignaler	13
4.1.2 Opsamling og behandling af EMG-signaler	14
4.1.3 Spændingsforsyning	14
4.2 Digital del	15
4.2.1 Analog-to-Digital Converter	15
4.2.2 Digital filtrering	16
4.2.3 Accelerometeralgoritme	21
4.2.4 EMG-algoritme	22
4.2.5 Trådløs kommunikation	22
Kapitel 5 Implementering	24
5.1 Analog del	24
5.1.1 Opsamling af accelerometersignaler	24
5.1.2 Opsamling og behandling af EMG-signaler	25
5.1.3 Spændingsforsyning	26
5.2 Digital del	27
5.2.1 Analog-to-Digital Converter	27
5.2.2 Digital filtrering	29

5.2.3	Accelerometeralgoritme	29
5.2.4	EMG-algoritme	31
5.2.5	Trådløs kommunikation	31
5.2.6	Flowdiagram	33
5.3	Ændringer ved det samlede system	36
5.3.1	Spændingsforsyning	36
5.3.2	Accelerometeralgoritme	37
Kapitel 6 Test		38
6.1	Analog del	38
6.1.1	Opsamling af accelerometersignaler	38
6.1.2	Opsamling og behandling af EMG-signaler	39
6.1.3	Spændingsforsyning	40
6.2	Digital del	41
6.2.1	Analog-to-Digital Converter	42
6.2.2	Digital filtrering	43
6.2.3	Accelerometeralgoritme	47
6.2.4	EMG-algoritme	50
6.2.5	Trådløs kommunikation	53
Kapitel 7 Systemtest		54
7.1	Systemtest med kendt input	54
7.1.1	Beskrivelse	54
7.1.2	Resultater af test	54
7.2	Systemtest med bruger-input	56
7.2.1	Beskrivelse	56
7.2.2	Resultater af forsøg	56
7.3	Konklusion af systemtest	59
Kapitel 8 Syntese		60
8.1	Diskussion	60
8.1.1	Test af blokke	60
8.1.2	Samlet systemtest	61
8.2	Konklusion	62
8.3	Perspektivering	62
8.3.1	Et ideelt system	63
Litteratur		65
Bilag A Pilotforsøg		69
A.1	Formål	69
A.1.1	EMG-måling	69
A.1.2	Accelerometermåling	69
A.2	Materialer	69
A.3	Metode	70
A.3.1	Forsøgsopstilling	71
A.3.2	Oversigt af forsøgsopstilling	72

A.3.3 Fremgangsmåde	72
A.4 Databehandling	72
A.4.1 Resultater for EMG-målinger	73
A.4.2 Resultater for accelerometer målinger	74
Bilag B Test af accelerometer	77
B.1 Formål	77
B.2 Materialer	77
B.3 Metode	77
B.4 Forsøgsopstilling	77
B.4.1 Deltest 1	78
B.4.2 Deltest 2	78
B.5 Fremgangsmåde	79
B.5.1 Deltest 1	79
B.5.2 Deltest 2	79
B.6 Resultater	79
B.6.1 Deltest 1	79
B.6.2 Deltest 2	80
Bilag C ADC	82
C.1 Opsætning	82
C.1.1 Bestemmelse af samplingsfrekvens	82
C.1.2 Arbejdsmønster for ADC	83
C.1.3 Gennemsnits samples	83
Bilag D Brugersikkerhed	84
D.1 Sikkerhedsforanstaltninger	85
D.1.1 Jording	85
D.1.2 Isolation	85
D.2 Implementering af brugersikkerhed	85

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. De fleste af disse sygdomme opstår som følge af gendefekter, mens 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 på trods af, at sygdommen ikke kan helbredes [4].

Muskelsvindssygdommene er forskellige, og der er derfor forskel på udviklingen, følgerne og konsekvenserne 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 atrofi. 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 mellem tre og fem år efter symptomdebut, hvorefter motoriske neuroner er nedbrudt i en sådan grad, at der ofte opstår fatalt respirationssvigt [7, 8].

Patienterne mister gradvist kontrol over sine muskler og derved kropsfunktioner, som følge af den hurtige degenerering af musklerne [9]. Disse funktioner ønskes opretholdt, hvilket leder frem til følgende initierende problemstilling.

1.1 Initierende problemstilling

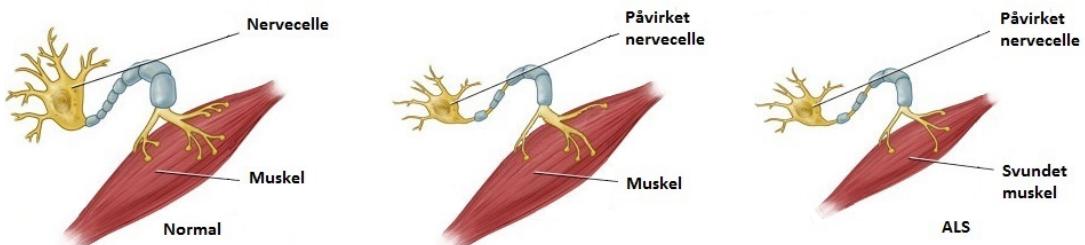
Hvilken indvirkning har ALS på patienterne, og hvilke muligheder er der for opretholdelse af funktioner, der er tabt grundet mistet muskelkraft?

Kapitel 2

Problemanalyse

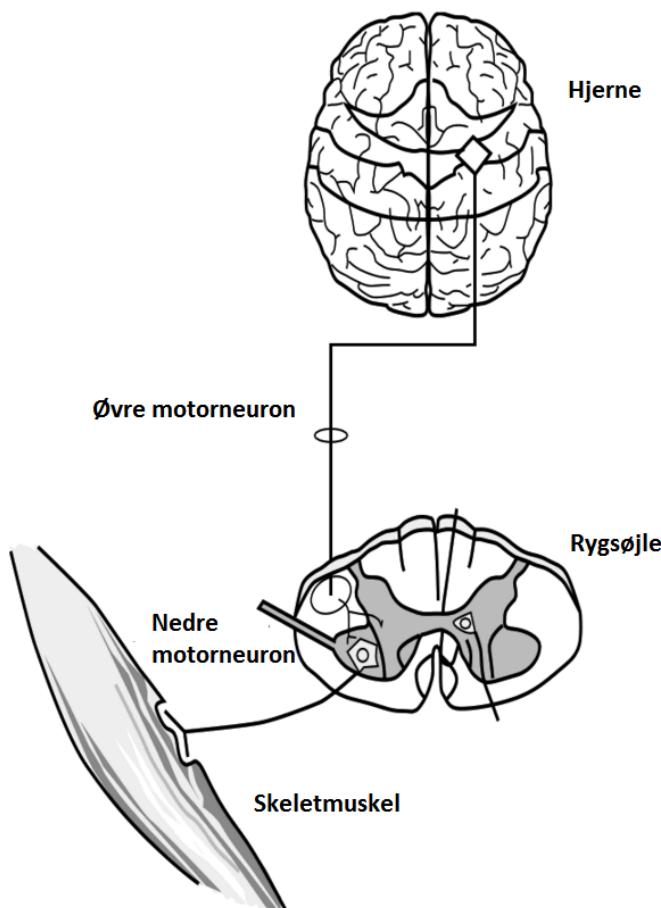
2.1 Amyotrofisk lateral sklerose

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, illustreres på 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 [10]. Symptomer og følger 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 ved tale- eller synkebesvær [10, 11].



Figur 2.1: Nervecelle og muskel påvirket af ALS. Til venstre ses en normal motorneuron samt en upåvirket muskel. I midten fremgår motorneuronet påvirket af ALS, dog ses musklen endvidere upåvirket. Til højre ses motorneuronet påvirket, samt at musklen er svundet ind. Svundet skyldes en manglende stimulering af musklen som følge af den påvirkede motorneuron [12].

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 [10]. Opdelingen af de nedre samt øvre motorneuroner ses på figur 2.2.



Figur 2.2: Illustrerer opdelingen af de nedre samt øvre motoneuroner i forhold til hjernen, rygsøjlen og skeletmuskulaturen [11].

Årsagen til ALS' opståen er oftest ukendt, dog ses en arvelighed i 5 – 10 % af tilfældene. Heraf anslås, at 20 % har det muterede Superoxide dismutase 1-gen (SOD-1), hvilket resulterer i tab af motoneuroner [11].

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, midt og endeligt stadiet. Et diagram af de tre stadier fremgår af figur 2.3.



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

I det tidlige stadiet kan patienter overse symptomer på ALS, da disse er milde og kun påvirker mindre dele af kroppen [13]. Ved det midterste stadiet vil symptomerne udbrede sig, og nogle muskler paralyseres. Andre muskler vil blive svagere med tiden, hvilket blandt andet kan medføre problemer med synkning og vejrrækningen [13]. I det endelige stadiet vil de fleste

voluntære muskler være paralyserede, og det vil derfor forringe muligheden for selv at indtage føde eller væske. Herudover vil patienter oftest i dette stadie miste evnen til selv at trække vejret, og de bliver derfor afhængige af ventilationsstøtte [13]. Den mest almindelige dødsårsag er respirationssvigt, hvilket oftest sker inden for tre til fem år efter diagnosen er stillet [8]. 25 % af patienterne har en overlevelsesrate på fem år, og kun 10 % lever længere end ti år efter diagnosen er stillet [7, 11].

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 palliative behandlinger [14].

For at sikre korrekt palliativ behandling er det fordelagtigt at have kendtskab til patientens livskvalitet [9]. Dette skyldes, at indblikket i, hvilke elementer der forårsager en nedsættelse af livskvaliteten, kan kompenseres for eller afhjælpes ved palliativ behandling. Livskvalitet defineres ud fra fysisk sundhed, psykologisk tilstand, grad af selvstændighed, sociale relationer og personlig tro [15].

Der kan fremhæves to forskellige typer af livskvalitetsvurderinger: en overordnet livskvalitet og en sundhedshedsrelateret livskvalitet. Den overordnede livskvalitet relaterer til patienternes samlede livskvalitet, og den sundhedsrelaterede livskvalitet dækker over de fysiologiske og mentale aspekter ved sygdommen [9, 14]. Da ALS påvirker patienters fysiske formåen, ses et fald i den sundhedsrelateret livskvalitet i takt med sygdomsprogressionen [9]. Dette fremgår ligeledes af tabel 2.1, der viser en forringet livskvalitet hos ALS-patienter, når denne sammenlignes med resten af befolkningen.

Moderate eller alvorlige problemer indenfor:	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 [9].

Livskvaliteten vurderes ud fra mobilitet, selvpleje, evnen til at udføre 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, har studier vist, at den overordnede livskvalitet forbliver stabil [14, 9]. Dette kan forklares ved, at social støtte under sygdomsforløbet vægtes højere end normalt i bestemmelsen af livskvalitet [9]. 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 [9, 16].

2.2 Hjælpemidler til ALS-patienter

Som tidligere nævnt er ALS en livstruende sygdom, hvor følgerne udvikler sig gradvist. Dette gør, at patienters funktionelle evner svækkes over sigt, hvorfor der er behov for en række hjælpemidler, som kan hjælpe i hverdagen. Nogle af hjælpemidlerne anvendes i starten af sygdommen, således patienter kan klare sig selvstændigt, hvor der senere er behov for andre hjælpemidler samt 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 vejotrækningsproblemer, hvilket medfører, at patienten bliver afhængig af plejepersonale [19]. Hjælpemidlerne betegner redskaber, der støtter og aflaster patienterne. Flere af disse kan tilpasses individuelt efter patientens behov [17].

Udfordringer ved brug af hjælpemidler

Følgerne ved ALS gør, at patienterne bliver gradvist mere afhængige af hjælpemidler, hvilket kan resultere i en nødvendighed for brug af kørestol. På denne måde mindskes patienternes selvstændighed, da de er afhængige af hjælpemidler samt assistance fra plejepersonale eller familie [17]. Dette fører til begrænsninger for patienten, hvilket fremgår af tabel 2.1, og medvirker til en forringet livskvalitet. I takt med, at muskelkraften bliver mindre, er det muligt at anvende et body augmentation-system for at give ALS-patienter nye muligheder. Et sådant system bidrager som et supplement til tabte kropsfunktioner [20].

2.2.2 Body augmentation-system som hjælpemiddel

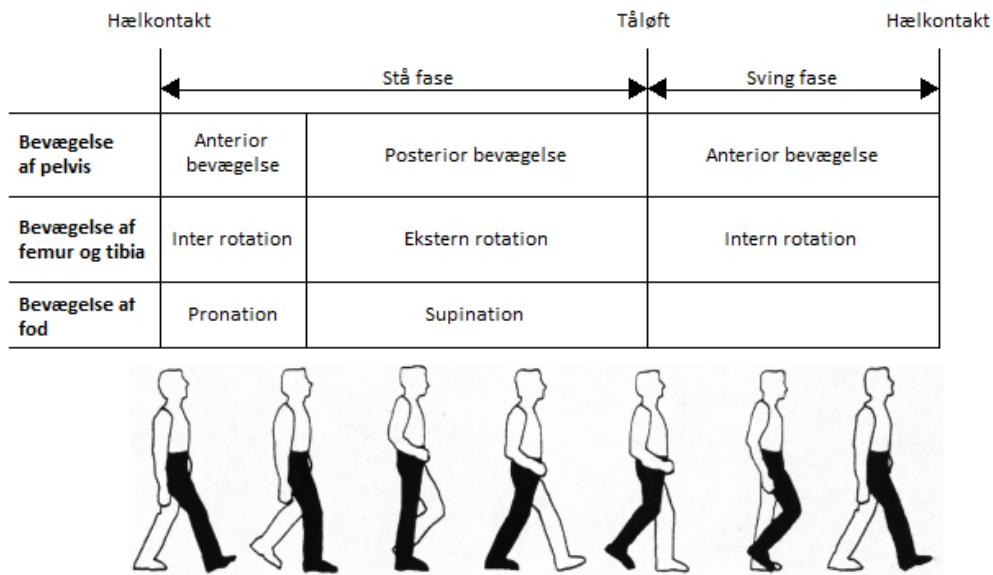
Én form for body augmentation-system er et exoskelet. Et exoskelet anvender biologiske signaler, og kombinerer disse signaler med et mekanisk system. På denne måde er det muligt for exoskelettet at efterligne menneskelige bevægelser og forbedre menneskets styrke eller opretholde bevægelse som fleksion 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 et exoskelet. Foruden at muliggøre gang, formodes det, at brugen af et exoskelet har en positiv effekt 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 omkringliggende muskler.

Ved gang anvendes knæ-, hofte- og ankelleddet, hvilket fremgår af figur 2.6, hvis disse led ikke akviteres, opstår der muskelstramninger i benene [24].

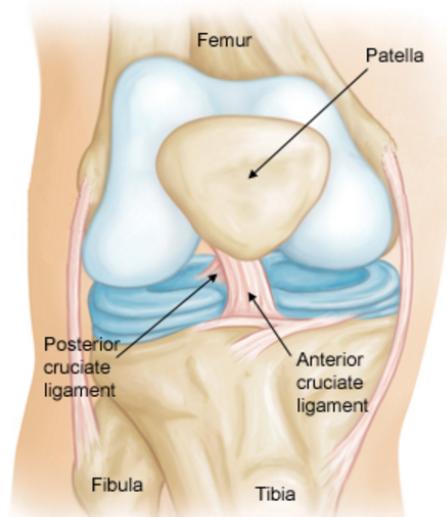


Figur 2.4: Viser bevægelse af pelvis, femur og tibia samt fodden ved forskellige faser under gang [25].

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 leddet kun kan bevæge sig i én akse [26]. Det antages derfor, at knæleddet er et af de led, som er simplest at opbygge et system omkring. 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.

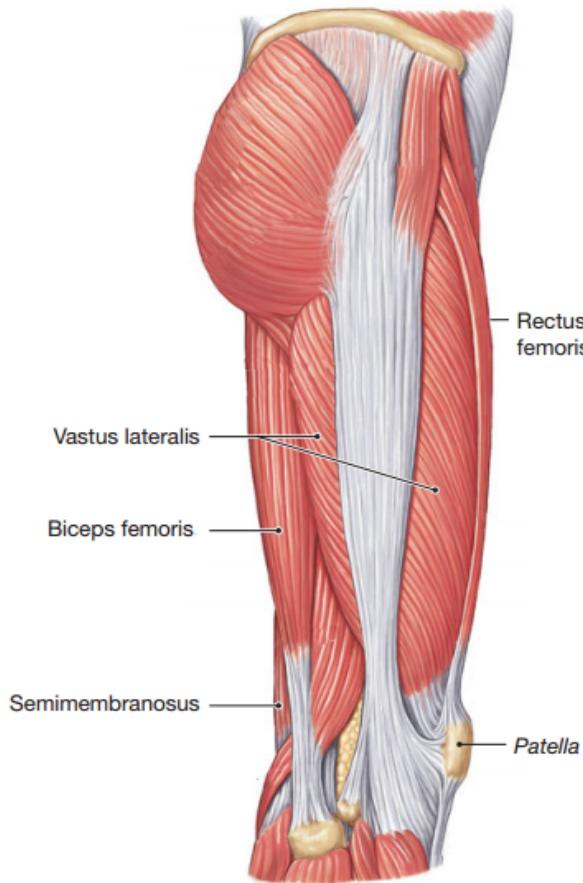


Figur 2.5: Knæets anatomiske opbygning samt knæets forreste og bagerste korsbånd. [?].

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 strækker to ledbånd sig mellem femur, tibia og fibia, hvilket er med til at styrke knæleddets overflade posteriort. Inde i ledkapslen befinner det forreste korsbånd, Anterior Cruciate Ligament (ACL), og det bagerste korsbånd, Posterior cruciate ligament (PCL), sig. Disse 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 oprettholde 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 af knæleddet [26].

2.3.2 Knæets funktion

Ved gang aktiveres quadricepstmusklerne, der sidder anteriort på femur, og hasemusklerne, der sidder poseriort på femur. Quadricepstmusklerne 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].



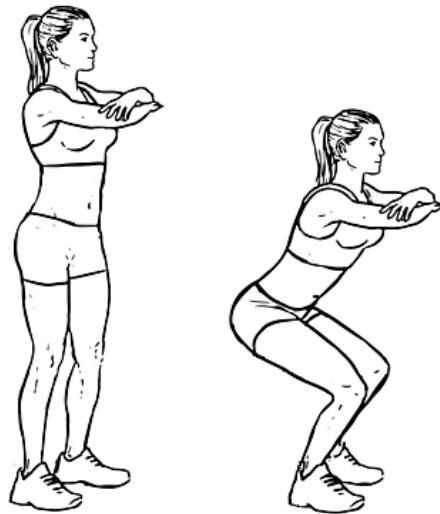
Figur 2.6: Viser rectus femoris, vastus lateralis, biceps femoris, semimembranosus og patella [26].

Som tidligere nævnt anvendes hofte, knæ og ankler under gang. Udover disse led er kropspositionen og sving af leddene afgørende for gangfunktionen. Det fremgår af figur 2.6, 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 styrke i flere muskelregioner. Squat aktiverer primært hofte-, lår- og rygmuskulaturen, som alle er primære 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 atstå 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 på figur 2.7.



Figur 2.7: En illustration af udførelse af en halv squat-øvelse. Til venstre ses udgangspositionen, og til højre ses en halv squat-øvelse [28].

Squat-øvelser kan udføres med varierende fleksion af knæet. De mest anvendte varianter af øvelsen er halv eller fuld squat. En halv squat-øvelse udføres indtil lærene er parallelle med jorden, hvilket svarer til en fleksion af knæet fra omkring $90 - 180^\circ$. En fuld squat-øvelse udføres indtil det posteriore del af låret og læggen kommer i kontakt med hinanden. Den fulde squat-øvelse anbefales mere trænede personer, hvorfor den halve squat-øvelse 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 $90 - 100^\circ$ vinkel af knæleddet [29]. Fra udgangspositionen for squat-øvelsen, der illustreres på figur 2.7, befinner personen i en oprejst position med en vinkel på 180° over knæet. Ved udførelse af en squat-øvelse vil muskelaktiviteten i rectus femoris være progressivt stigende indtil en vinkel over knæet på $90 - 100^\circ$ opnås. Idet der returneres til udgangspositionen, vil muskelaktiviteten være progressivt faldende [27].

2.4 Problemafgrænsning

I dette projekt fokuseres der på ALS-patienter samt muligheden for at styre et exoskelet, som har til formål at opretholde fleksion og ekstension af knæleddet.

Da ALS-patienter oplever progressivt muskelsvind og dermed mister kontrollen over deres muskler, har dette indflydelse på deres selvstændighed. 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 opretholdelse af de fysiske funktioner vil dette ligeledes have en gavnlig effekt på den sundhedsrelaterede livskvalitet, da det kan resultere i en større selvstændighed [9, 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 udvikles et kontolsystem til styring af et exoskelet med henblik på at støtte ALS-patienter ved udførelse af en squat-øvelse?

Kapitel 3

Systemudvikling

3.1 Systembeskrivelse

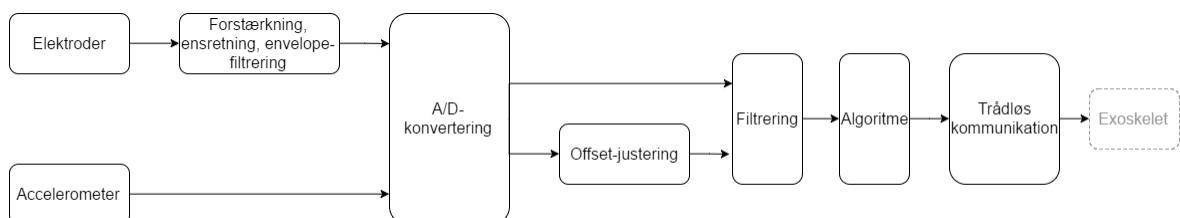
Det ønskes at udvikle et system, der har til formål at støtte musklerne omkring knæleddet hos ALS-patienter under udførelse af en squat-øvelse. Dette gøres for at aflaste patienterne med henblik på at udsætte brug af kørestol. Systemet skal kunne opsamle muskelsignaler fra rectus femoris og måle vinklen 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 anvendelse i forskellige stadier af ALS. Ligeledes skal systemet være sikkert at anvende, hvortil sikkerhedsforanstaltninger er beskrevet i bilag D. Derudover skal systemet ikke været til gene for bruger, hvoraf systemet skal være trådløst og batteridrevet. Da systemet ønskes at fungere i realtid, anses en forsinkelse på maksimum 100 ms som værende acceptabel.

3.1.1 Overordnet krav til systemet

- Systemet skal registrere muskelaktivitet fra rectus femoris
- Systemet skal måle 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 bruger
- Systemet skal kunne overføre data trådløst til en computer
- Systemet skal være batteridrevet
- Systemet skal have en maksimal forsinkelse af hele systemet på 100 ms

3.1.2 Blokdiagram



Figur 3.1: Systemets opbygning.

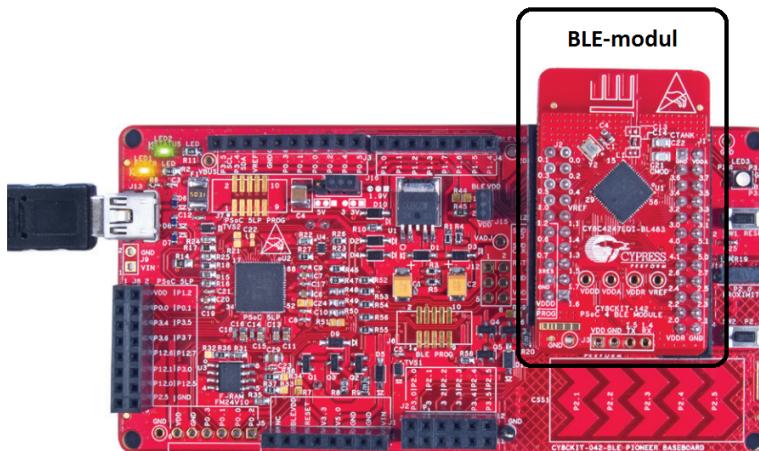
Opbygningen af systemet fremgår af figur 3.1. Der anvendes elektroder og accelerometre til at opsamle signaler. For at registrere muskelaktivitet anvendes elektroder, hertil ønskes det at forstærke, filtrere og ensrette muskelsignalet, der opsamles. Derudover anvendes accelerometre som en sensor. De opsamlede signaler A/D-konverteres og 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 skal bestå af et Bluetooth Low Energy Pioneer kit (CY8CKIT-042-BLE), som opfanger signalerne via elektroder og accelerometere. Herefter skal disse overføres trådløst til 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 elektroder og accelerometere. Yderligere skal systemet være i stand til at kommunikere trådløst med andre enheder, hvilket er muligt ved anvendelse af Bluetooth Low Energy (BLE).

På figur 3.2, ses de valgte komponenter, der består af et CY8CKIT-042 BLE Pioneer baseboard, der fremover vil refereres til som 'mikrokontroller'. Derudover anvendes et CY8CKIT-142 PSoC 4 BLE-modul, der fremover refereres til som 'BLE-modul'.



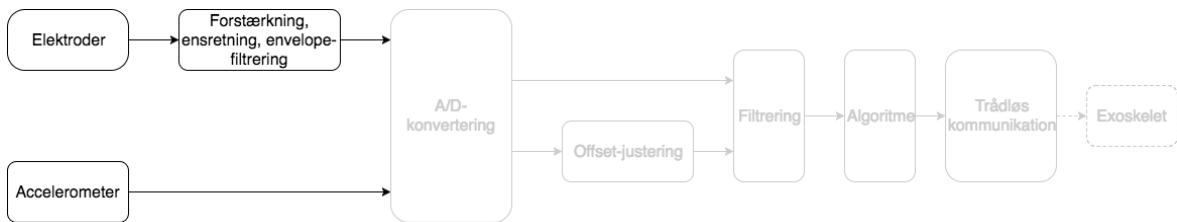
Figur 3.2: Den anvendte mikrokontroller og BLE-modul, hvilket ses markeret [30].

Mikrokontrolleren er platformen, hvorpå elektroder og accelerometere tilkobles, og hvor de analoge signaler konverteres til digitale signaler. Mikrokontrolleren har mulighed for tilkobling af en spaændingsforsyning, bestående af et batteri, eller via mikro USB-tilslutningen [31].

Kapitel 4

Teori og design

4.1 Analog del



Figur 4.1: Blokdiagram over hele systemet, hvor den analoge del er fremhævet.

I det analoge system, som er fremhævet på figur 4.1, benyttes elektroder og accelerometre til at opsamle signaler. Systemet skal være i stand til at opsamle ElektroMyoGrafi (EMG)-signaler, hvor outputtet ønskes som værende en repræsentation af energimængden i signalet. Signalet skal derfor 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 ligeledes muliggøre, at ALS-patienter kan benytte systemet i takt med det progressive muskelsvind. Systemet skal herudover være i stand til at opsamle signaler fra accelerometrene, så accelerationen kan omregnes til en vinkel over knæet.

4.1.1 Opsamling af accelerometersignaler

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 tyngdekraftspåvirkningen. Alt efter accelerometrets hældning, ændres aksen, hvori der måles 1 g -påvirkning. Ud fra dette er det muligt at bestemme orienteringen af accelerometret i forhold til Jordens centrum. Der ønskes en lineær sammenhæng mellem input og outputssignal, hvorfor accelerometret skal have en lineraritet med en afvigelse på maks 5%. Dette som følge af, at outputspændingen fra accelerometrene skal repræsentere en vinkel i grader.

De dynamiske kræfter såsom bevægelse, stød og vibrationer, gør det muligt at analysere accelerometrets bevægelse samt hastighed. Ved bevægelse udsættes accelerometret både for dynamisk og statisk acceleration. Studier har vist, at den højest mulige acceleration ved bevægelse af albueleddet går fra 0,5 til 2,0 g -påvirkning [32]. Herved forventes dette ligeledes for et ben under en squat-øvelse. I dette projekt måles vinklen af knæet under en squat-øvelse, hvorfor accelerometrene påsættes parallelt med femur og parallelt med tibia. Under udviklingen af dette kontrolsystem er det nødsaget at placere accelerometrene på benet for at måle vinklen over knæet. Ved kombination af et eksoskelet og kontrolsystemet skal

accelerometrene placeres på exoskelettet, så placering af accelerometrene ikke er til gene for brugeren. Det vil være mest hensigtsmæssigt at placere accelerometret, således det mäter i enten X- eller Y-aksen.

Til forsyningen af denne analoge blok vælges en spænding ud fra komponenten, der implementeres i afsnit 5.1.1.

Krav:

- Skal mære på minimum én akse
- Skal have en linearitet med en afvigelse på 5 %
- Skal mære accelerationer i $\pm 2 g$
- Skal forsynes med en spænding mellem 1,8 og 3,6 V

4.1.2 Opsamling og behandling af EMG-signaler

EMG er en målemetode, som mäter elektrisk aktivitet genereret af muskler [33]. Som nævnt i afsnit 2.1 er ALS en neurodegenerativ sygdom, hvor musklen svinder ind, hvilket resulterer i mindsket muskelaktivitet, som påvirker EMG-signalet.

Almindeligvis 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 brugeren. 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]. Studier viser, at EMG har et frekvensområde på 10 – 500 Hz. Signaler uden for frekvensområdet, betegnes som støj [35, 34].

Overflade-EMG kan påvirkes af artefakter som bevægelsespåvirkning og støjpåvirkning fra elnettet, som har frekvenser omkring 50 Hz [34]. Ligeledes kan der ved EMG-målinger fremkomme elektrisk støjpåvirkning fra omkringliggende biologiske signaler. Dette betegnes som crosstalk [34].

Til forsyningen af denne analoge blok vælges en spænding ud fra komponenten, der implementeres i afsnit 5.1.2.

Krav:

- 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

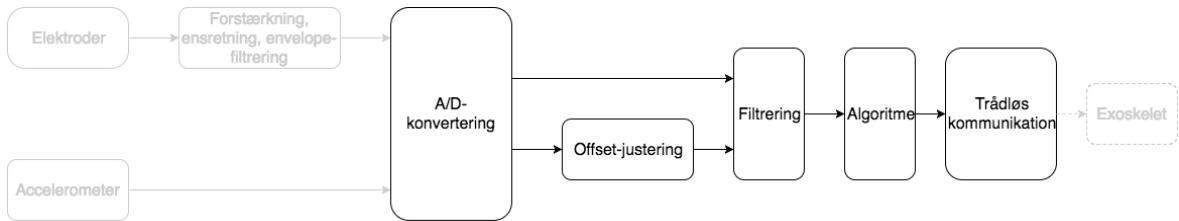
4.1.3 Spændingsforsyning

Spændingsforsyningen skal være i stand til at forsyne mikrokontrolleren og EMG-forstærkeren med en konstant spænding for at sikre hensigtsmæssig drift. Da systemet skal benyttes trådløst, kræves det, at spændingsforsyningen er batteridrevet. I tilfælde af en varierende spænding, skal spændingsforsyningen kunne signalere dette.

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 ikke leveres en konstant spænding

4.2 Digital del

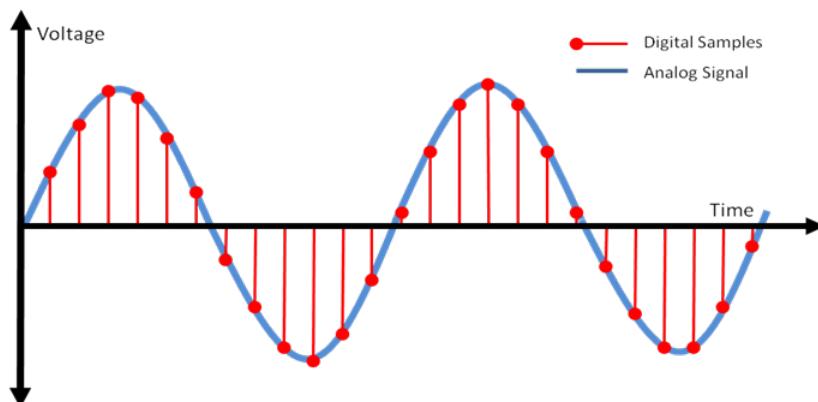


Figur 4.2: Blokdiagram over hele systemet, hvor den digitale del er fremhævet.

Efter opsamling af det analoge signal skal dette konverteres til et digitalt signal. Systemets digitale del, der er fremhævet af figur 4.2, skal være i stand til at behandle digitale signaler. Der ønskes en offsetjustering af det analoge signal fra accelerometrene for at centralisere signalet omkring 0, og en filtrering af de analoge signaler for at mindske eventuelt støj. Hertil udføres endvidere en algoritme for både EMG-signaler og accelerometre. Der ønskes ligeledes trådløs kommunikation mellem mikrokontrolleren og en computer, da data'en skal visualiseres.

4.2.1 Analog-to-Digital Converter

Outputtet fra målingerne er et analogt signal, der er kontinuert i tid og amplitude. For at kunne behandle signalet digitalt, skal dette konverteres fra analogt til digitalt. Denne konvertering sker ved anvendelse af en Analog-to-Digital Converter (ADC). Det analoge signal samples og kvantificeres under konverteringen, hvilket gør signalet diskret i tid og amplitude [36, 35]. Dette er illustreret på figur 4.3.

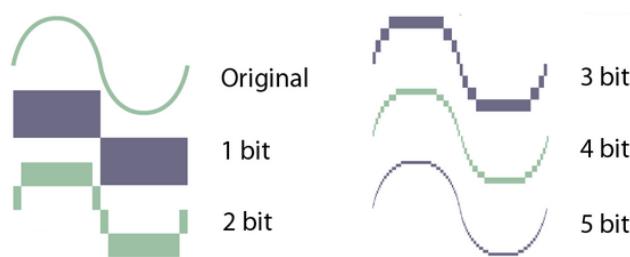


Figur 4.3: Illustration af konvertering fra analogt til digitalt signal. Den røde graf repræsenterer et analogt signal over tid. Den sorte og grå graf viser det konverterede signal, som er diskret i tid og amplitude.

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 ikke repræsenteres korrekt [35]. Ved for høj samplingsfrekvens vil en overføldig mængde data opsamles og derved benytte mere hukommelse samt gøre processering mere omstændig [37]. En for lav samplingsfrekvens vil derimod give en fejltolkning af signalet, således kurven ikke kan repræsentere det oprindelige signal. Dette fremgår som alias [35]. Der 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. For udvikling af dette system benyttes elektroder til opsamling af EMG 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 at sample med det tidobbelte.

Kvantificering sker ved diskretisering af amplituden. Det oprindelige signals amplitudeværdier inddeltes ved kvantificering i trin. Værdierne mellem to trin repræsenteres af én digital værdi, hvilket resulterer i, at forskellige analoge værdier kan konverteres til samme digitale værdi [35]. Amplitudenevauer, der er tilgængelige til at repræsentere det analoge signal, determineres af antal bits. Ved en højere bitværdi vil det analoge signal repræsenteres bedre, hvilket er illustreret på figur 4.4.



Figur 4.4: Illustration af betydningen af bits i forhold til et sinussignal. Ved en større bitværdi vil signalet repræsenteres tydeligere [38].

ADC'ens opløsning afhænger dens bitværdi. En ADC med en opløsning på 12-bit inddeltes derfor i 2^{12} niveauer, hvilket svarer til 4096 niveauer. Dette giver en repræsentation af værdier fra 0 til 4096 eller fra -2048 til 2047. Sensitiviteten 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 [36, 37].

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

Hvis spændingen, der pålægges ADC'en overstiger dens arbejdsområde, vil dette resultere i, at signalet går i mætning [36, 37].

Krav:

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

4.2.2 Digital filtrering

Der findes to former for digital filtrering; Infinite Impulse Response (IIR) og Finite Impulse Response (FIR). Der ses hertil både fordele og ulemper ved begge filtertyper [39].

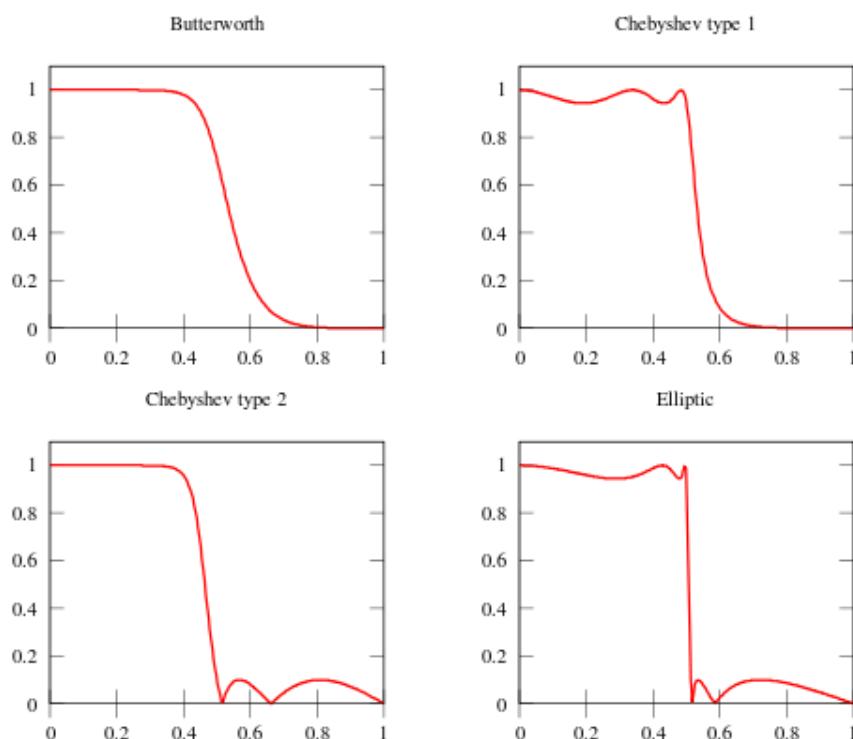
FIR-filtre kan laves, således de har en lineær fase, og vil altid være stabile. FIR-filtre designes ved at benytte eksempelvis frekvenssampling eller en bestemt vindue-type, hvilket giver en overførselsfunktion. Denne overførselsfunktion kan herved benyttes som et digitalt filter [39].

I modsætning til FIR-filtre, har IIR-filtre ikke en lineær fase, og kan være ustabile. Udover dette har IIR-filtre stejlere hældning i transitionsbåndet end et FIR-filter med samme antal koefficienter. Dette betyder, at filtret er mindre hukommelseskrevende og kan arbejde hurtigere [39]. IIR-filtrets designprocedure er udledt af samme procedure, som de analoge filtre er designet efter. IIR-filtret 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 [40].

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

Hvor M-værdien er feedforward filtrets orden og N-værdien er feedback filtrets orden.

På baggrund af den samme procedure laves IIR-filtre, ligesom analoge filtre, som Butterworth, Chebyshev type 1 og 2 og elliptiske filtre [39]. Disse er illustreret på figur 4.5.



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

Et Butterworthfilter, der ses på figur 4.5, er karakteriseret ved ikke at have nogle ripples i hverken pasbåndet eller stopbåndet. Hertil er der, uanset filterorden, en dæmpning på 3 dB ved knækfrekvensen [42]. Filterorden afgør dæmpning per dekade. Et Chebyshevfilter har i modsætning til Butterworth et kortere transitionsbånd, som følge af en stejlere dæmpning, dog forekommer der ved et Chebyshevfilter enten ripples i pasbåndet eller i stopbåndet. Ved

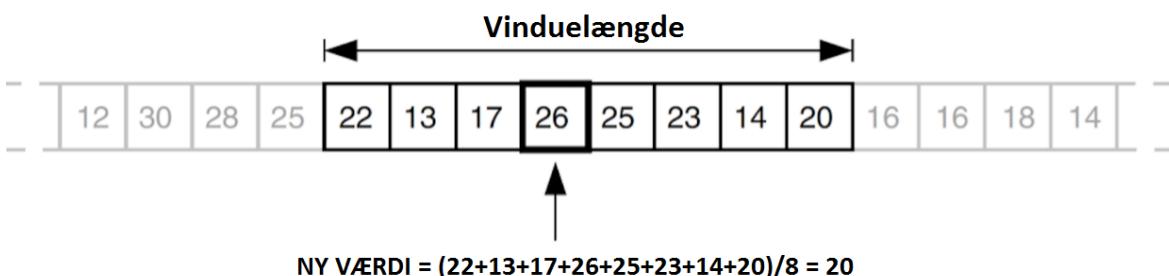
type 1 Chebyshevfilter, der fremgår af figur 4.5, ses ripples i pasbåndet samt en monotont variation i stopbåndet. For type 2 Chebyshev ses der ripples i stopbåndet og en monotont variation i pasbåndet [42]. Ved det elliptiske filter ses en stejlere dæmpning og dermed et kortere transitionsbånd end ved Butterworth- samt Chebyshevfiltrer. Ved dette filter er der både ripples i pasbånd og stopbånd [42].

Et moving average filter er et simpelt lavpas FIR-filter, der oftest anvendes til at udglatte et array af data, der er samplet. 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.

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

Hvor M-værdien betegner filterlængden.

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 midterste element i vinduet må dog ikke erstattes med gennemsnitsværdien før vinduet har passeret filtret, således alle gennemsnitsværdier er baseret på de originale data. Af figur 4.6 fremgår et vindue, der i dette tilfælde har en størrelse på otte elementer. Her tages gennemsnittet af de otte elementer i vinduet, hvorefter denne værdi erstatter værdien på den fjerde plads i vinduet [43].

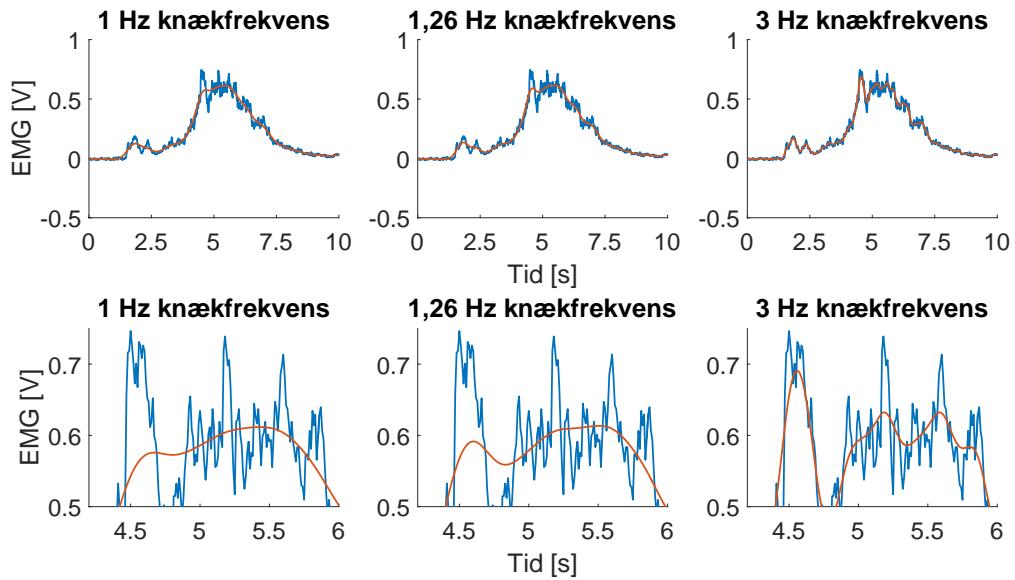


Figur 4.6: Gennemsnitsværdien beregnes for et vindue for et moving average filter [43].

Filtrering af EMG-signal

I pilotforsøget, bilag A, vurderes, at udglatningen af signalet fra det analoge envelopefilter ikke er tilstrækkeligt i forhold til, at signalet skal fungere som et kontrolsystem til et exoskelet ved anvendelse af muskelaktivitet. Da der derfor ønskes at frafiltrere yderligere højfrekvent støj fra det forstærkede, ensrettede og lavpasfiltrerede EMG-signal, hvorfor et IIR-lavpasfilter være fordelagtigt at implementere, da et FIR-filter er mere ressourcekrævende. Dette digitale lavpasfilter skal fungere som endnu et envelopefilter, således signalet yderligere bliver udglattet. 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 filtret skal designes, og hvilke krav der skal opstilles. Filterne designes som Butterworth-konfigurationer, da der ønskes maksimal fladhed i både pas-, transistions- og stopbåndet samt ingen ripples i pas- og stopbåndet, da dette vil påvirke signalet.

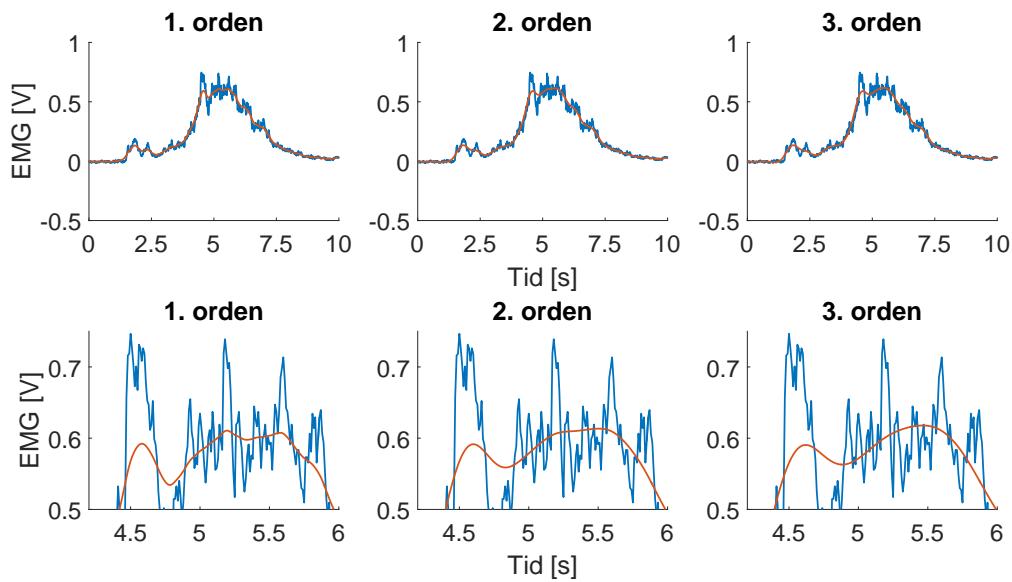
Først vælges filtrets knækfrekvens ved at afprøve flere forskellige. Eksempler på disse knækfrekvenser ses på figur 4.7, hvor 1 Hz , 1,26 Hz og 3 Hz er repræsenteret.



Figur 4.7: 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 . Nederst ses udsnit af de øverste grafer, således filtrets påvirkning på signalet illustreres tydligere.

Ud fra figur 4.7 vælges en knækfrekvens på 1,26 Hz , da filtret med denne knækfrekvens udglatter spikes og små svingninger i EMG-signalet, der vil kunne forstyrre signalet til exoskelettet. Samtidigt følger filtret signalet, som det kan ses på udsnittene nederst på figur 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 filtret. Dette fremgår af figur 4.8.



Figur 4.8: 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. Nederst ses udsnit af de øverste grafer, således påvirkningen af filtrets orden illustreres tydligere.

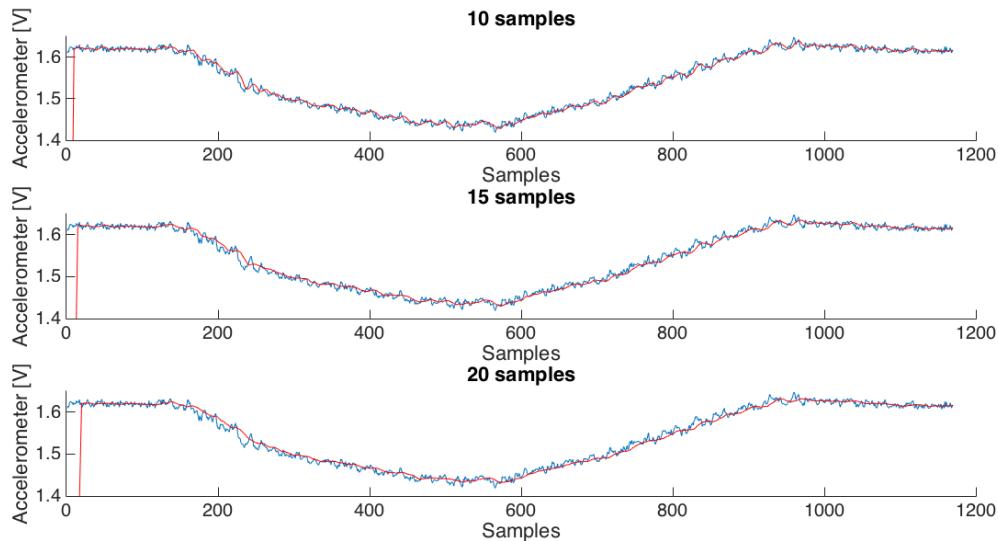
Ud fra figur 4.8 vælges en filterorden på 2, da denne vurderes til være tilstrækkelig. Der ses ingen større forskel i outputsignalet fra filtret, hvis filterordenen hæves yderligere. Dertil vurderes det, at en filterorden på 1 ikke er tilstrækkelig, da dette filters outputsignal afviger mest fra inputsignalet.

Krav:

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

Ud fra figur 4.9 vælges en filterlængde på 10, da det vurderes, at dette giver en acceptabel udglatning af signalet. Herudover vurderes det at være en passende filterlængde, da det filtrerede signal repræsenterer signalerne fra pilotforsøget i højere grad sammenlignet med de andre filterlængder.

Krav:

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

4.2.3 Accelerometeralgoritme

Accelerometeralgoritmen har til formål at omregne accelerometrenes spændinger til en vinkel. Hvert accelerometer indstilles til at måle en vinkel mellem 0 og 90°, hvorfor de tilsammen kan måle en vinkel mellem 0 og 180°. Det er hertil muligt at bestemme vinklen over knæet ved placering af accelerometrene 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 squatøvelse. 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 vil en overskridelse af hvert accelerometer visualisere et output på -200° , hvortil en overskridelse af begge accelerometre vil visualiseres som et output på -400° , hvorved EMG-algoritmen ikke påbegyndes. EMG-algoritmen fremgår af afsnit 4.2.4.

Krav:

- Skal kunne udregne knæets vinkel indenfor intervallet 90 – 180°
 - Dette skal indikeres ved en grøn LED
- Skal indikere, hvornår knæets vinkel er udenfor intervallet 90 – 180°
 - 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
- 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 kontrollere fleksion samt ekstension af et exoskelet udfra rectus femoris' muskelaktivitet. Hertil sker en fleksion af knæleddet ved en stigende muskelaktivitet og en ekstension ved en faldende muskelaktivitet. Dette bestemmes ved, at EMG-algoritmen skal finde hældningen af EMG-signalet mellem samples og derefter generere 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 eksentenderer eller flekser uden for det definerede område for squat-øvelsen, der er beskrevet i afsnit 2.3.2 ønskes det, at EMG-algoritmen kun virker, når knæet befinner sig i intervallet $90 - 180^\circ$. Ved overskridelse af dette interval skal EMG-algoritmen vise et output på 0.

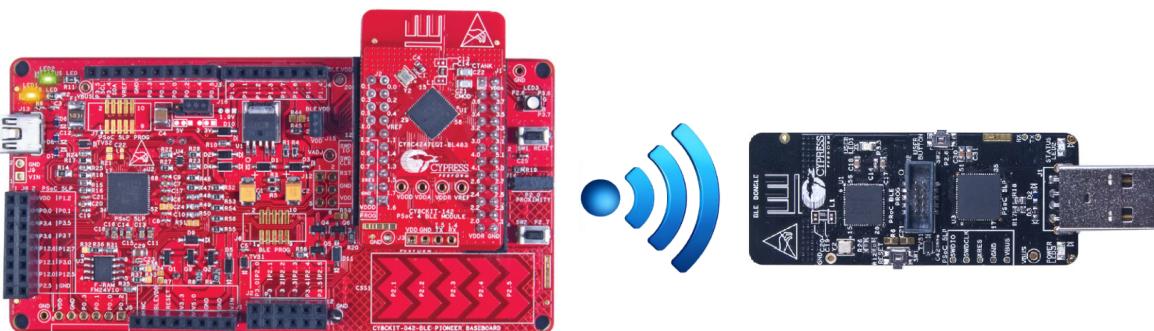
Krav:

- Skal kunne detektere om muskelaktiviteten er faldende eller stigende mellem to samples
 - 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 underfor intervallet $90 - 180^\circ$
 - Dette skal indikeres ved, at outputsignalet bliver 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 strøm på BLE-kommunikationen end på almindelig Bluetooth [44].

Til det endelige system benyttes der en BLE-dongle. Dette gøres for at tillade trådløs kommunikation mellem en computer og mikrokontrolleren. En illustration kan ses på 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 under gang, skal der tages højde for en maksimal forsinkelse, for at systemet kan følge almindelig gang. Da systemet skal placeres på benet vurderes det, at en kommunikationsrækkevidde på 2 m er tilstrækkeligt.

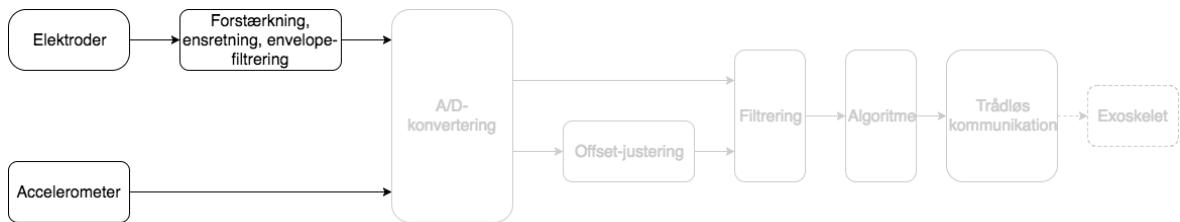
Krav:

- Mikrokontrolleren skal kommunikere trådløst med en computer
- BLE-dongle skal forsynes via USB
- Skal have en kommunikationsrækkevidde på 2 m

Kapitel 5

Implementering

5.1 Analog del



Figur 5.1: Blokdiagram over hele systemet, hvor den analoge del er fremhævet.

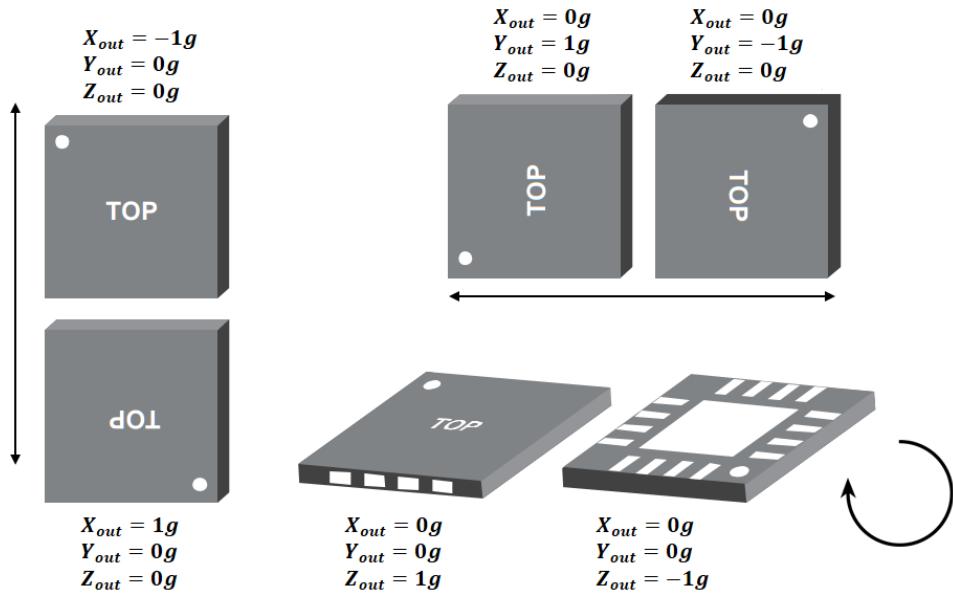
Til implementering af det analoge system, som er fremhævet på figur 5.1, bestemmes der ud fra de opstillede krav i afsnit 4.1, at elektroder og accelerometre skal indgå til signalopsamling og behandling.

5.1.1 Opsamling af accelerometersignaler

I dette projekt implementeres der på baggrund af krav opstillet i afsnit 4.1.1 to analoge accelerometre ADXL335 fra Analog Devices. Accelerometrene er en triaksialt sensor, som har et arbejdsområde på minimum $\pm 3 \text{ g}$. Det analoge outputsignal er proportionalt med accelerationen [45].

Det fremgår af databladet for accelerometrene, at de skal forsynes med en spænding mellem 1,8 – 3,6 V. Outputtet fra accelerometrene har et offset svarende til den halve forsyningsspænding. Da accelerometrene forsynes med 3,3 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 [46].

Accelerometrenes outputsensitivitet varierer ligefrem proportionelt med forsyningsspændingen. Ved en forsyningsspænding på 3,3 V er sensitiviteten 330 mV/g og kan variere op til 10 % [46].



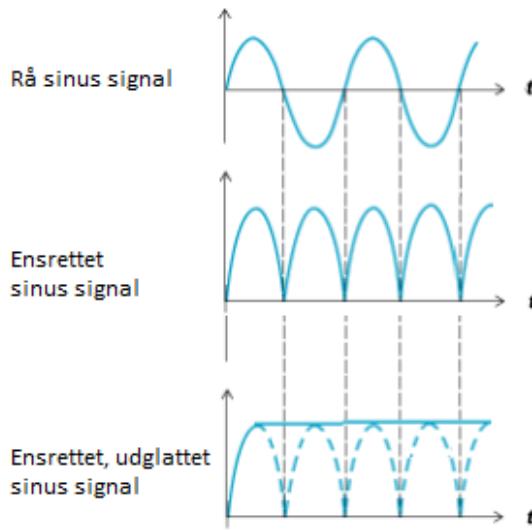
Figur 5.2: Påvirkning af accelerometret i forskellige positioner. Til venstre måles accelerometret lodret, til højre øverst måles det vandret, og til højre nederst måles det i plan [46].

Hvis accelerometret eksempelvis befinner sig i positionen, som er illustreret på figur 5.2 øverst til højre, påvirkes Y-aksen med $\pm 1 g$ [47].

5.1.2 Opsamling og behandling af EMG-signaler

For at opfylde de krav, der er opstillet i afsnit 4.1.2, anvendes Muscle Sensor V3 fra Advancer Technologies, der fremover refereres til som 'EMG-forstærker'. Denne komponent måler en differens mellem de elektriske potentialer, der måles gennem elektroderne. EMG-forstærkeren består af en differensforstærker, et passivt højpasfilter, en helbølgeensretter, et aktivt lavpasfilter og en justerbar forstærker [48].

En illustration af, hvordan EMG-forstærkeren behandler et inputsignal fremgår af figur 5.3.



Figur 5.3: Tre sinussignaler. Henholdsvis et råt, et ensrettet og et ensrettet samt udgjættet sinussignal [48].

På figur 5.3 kan sinussignalet tolkes som et muskelsignal. Signalet passerer et passivt højpasfilter, der dæmper DC-støjen og dermed offsettet i signalet, hvilket medfører, at signalet centreres omkring 0. Dette fremgår af den øverste graf på figur 5.3. Centreringen er nødvendig for hensigtsmæssigt at ensrette signalet, da det ensrettes omkring tidsaksen. Denne ensretning er en helbølgeensretning, hvilket ses af den midterste graf på figur 5.3. Helbølgeensretning sker ved at invertere signalets negative værdier, således signalet kun har udslag i positiv retning. Herefter envelopefiltreres signalet, hvilket ses som det udgjættede signal på nederste graf i figur 5.3.

Envelopefiltret har til formål at stabilisere signalet, hvilket er implementeret i EMG-forstærkeren ved et lavpasfilter. Filtreret er beregnet til at have en knækfrekvens (f_c) 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 $80,6 \cdot 10^3 \Omega$ [48].

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

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 $\pm 30 \text{ V}$ [48].

5.1.3 Spændingsforsyning

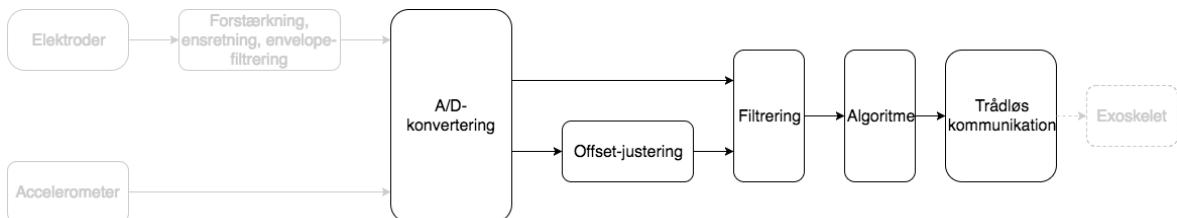
For at opfylde kravene, der er specifiseret i afsnit 4.1.3, vælges det at benytte en færdigudviklet komponent, der fungerer som en spændingsregulator. Denne benytter to $1,5 \text{ V}$'s AA-batterier som forsyning. Batteriernes kobling danner en split supply. Da batterierne sidder i serie, har systemet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

Spændingsregulatoren sørger for at levere en konstant spænding på henholdsvis $3,4\text{ V}$ og $\pm 5,5\text{ V}$. Når batterierne aflades, vil spændingsregulatoren på et tidspunkt ikke være i stand til at opretholde en konstant spænding. Dette vil indikeres ved, at en LED vil blinke. 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

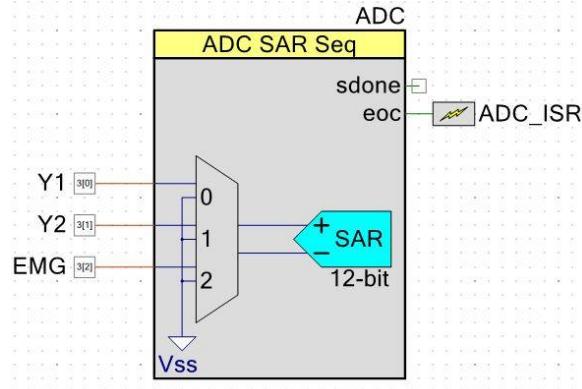


Figur 5.5: Blokdiagram over hele systemet, hvor den digitale del er fremhævet.

Til implementering af det digitale system, som er fremhævet på figur 5.5, 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. Dertil implementeres A/D-konvertering og trådløs kommunikation. Yderligere implementeres de enkelte filtre, der er valgt på baggrund af afsnit 4.2.2 samt accelerometer- og EMG-algoritme.

5.2.1 Analog-to-Digital Converter

Mikrokontrolleren, der anvendes som løsningsstrategi i afsnit 3.2, har en Successive Approximation Register (SAR) ADC, som gør det muligt at konvertere det analoge signal til et digitalt. Der ønskes en konfigurering af tre analoge kanaler, herunder Y-aksen på begge accelerometre samt output fra EMG-forstærkeren. Opsætningen af ADC'en på mikrokontrolleren fremgår af figur 5.6, hvor en yderligere beskrivelse kan læses af bilag C.



Figur 5.6: ADC’ens opsætning på PSoC. SAR er ADC-typen. Kanalerne Y1, Y2 og EMG modtager signaler fra henholdsvis accelerometret, der er placeret parallelt med femur, accelerometret, der er placeret parallelt med 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 samplingsregisteret aflæses [49].

Da ingen af input-signalerne er differentielle, opsættes ADC’en til at måle single ended. Hvert negativt input for kanalerne er derfor tilkoblet V_{ss} , der fungerer som jord. Der vælges en 12 bits-konfiguration af ADC’en, da dette er den højest mulige bit-værdi. Da der anvendes en single ended konfiguration af kanalerne, svarer dette til, at ADC’en anvender 11 bit. ADC’ens arbejdsområde er defineret til 3,3 V, hvorfaf LSB’en for ADC’en kan beregnes ud fra ligning 4.1, hvilket giver 1,61 mV. Hvis der sker ændringer i signalet, der er mindre end LSB på 1,61 mV, vil dette ikke komme til udtryk i det konverterede signal.

I ADC’en opsættes en clockfrekvens. Det er muligt at reducere konverteringstiden ved at øge ADC’ens clock frekvens, der kan indstilles mellem 1000 MHz og 9000 MHz [49]. Opsætningen for ADC’en fremgår i 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; oplosning, samplingsrate og clockfrekvens. Disse parametre bestemmer ADC’ens konverteringsrate.

Da der ønskes at sample med 10 gange signalets frekvensområde, hvilket ifølge bilag A er mellem 0,4 og 10 Hz, vælges der at sample med 100 Hz. Idet der defineres en samplingsfrekvens på 100 Hz, oplyser ADC’en en reel samplingsfrekvens per kanal og reel clockfrekvens. Den reelle samplefrekvens opgives til 97 Hz. Til at opnå den ønskede frekvens ændres i clock cycles, som beskrevet i bilag C. Heraf opnås en konverteringstid på 3,32 ms for hver af kanalerne, således den reelle samplingsfrekvens opgives til 100 Hz og en clockfrekvens på 1600 kHz.

Derudover fremgår det af figur 5.6, at outputtet fra ADC’en er tilkoblet via eoc til ADC_ISR. Dette er designet således, at systemet er i sleepmode mellem hvert interrupt. Idet der gives et interrupt, er data klar til at blive aflæst og behandlet fra samplingsregisteret [49].

5.2.2 Digital filtrering

Det blev på baggrund af målinger i bilag A og afsnit 4.2.2 valgt at implementere et IIR-lavpasfilter og et moving average filter. Lavpasfiltreret har til formål at filtrere EMG-signalen, således det udglattes. Herudover skal lavpasfiltret følge det oprindelige signal. Moving average filtret har til formål at udglatte accelerometersignalerne 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 og 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. For beregning af filtret 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 lavpasfiltret.

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 og PSoC. Teorien bag filtret 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 på 10. Disse koefficienter er udregnet i MATLAB, og fremgår af tabel 5.2. Til udregning af filtret anvendes ligning 4.3. Koefficienterne implementeres herefter til moving average filtret, 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 filtret.

5.2.3 Accelerometeralgoritme

I bilag B fremgår det, at der er lineær tendens mellem vinkel og spænding. Det er muligt at udføre en lineær interpolation over dataen af målinger fra accelerometerene i forskellige vinkler. På denne måde er det muligt at bestemme en vinkel for en tilsvarende spænding. En ligning af lineær interpolation fremgår af ligning 5.2.

$$y = y_0 + (y_1 - y_0) \frac{x - x_0}{x_1 - x_0} \quad (5.2)$$

Af formlen defineres y_0 og y_1 intervallet af grader for interpolationen, hvor x_0 og x_1 er de tilhørende samplede spændinger fra accelerometerene for de målte y-værdier.

Da der til kontrolsystemet anvendes en anden ADC end i bilag B, udføres nye målinger for at undersøge relationen mellem spænding og vinkel. Efterfølgende er der aflæst et offset, som

er trukket fra signalet, for at centrere dette omkring 0. Offsettet for accelerometret placeret parallelt med femur er aflæst til et digitalt output på 1.002, hvilket svarer til et offset på 1,6162 V. Accelerometret placeret parallelt med tibia er aflæst til 972, svarende til et offset på 1,5743 V. De digitale outputs er omregnet til en spænding (U) ved ligning 5.3, hvor 3,3 V er forsyningsspændingen, og 2^{11} er ADC'ens oplosning målt i bit.

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

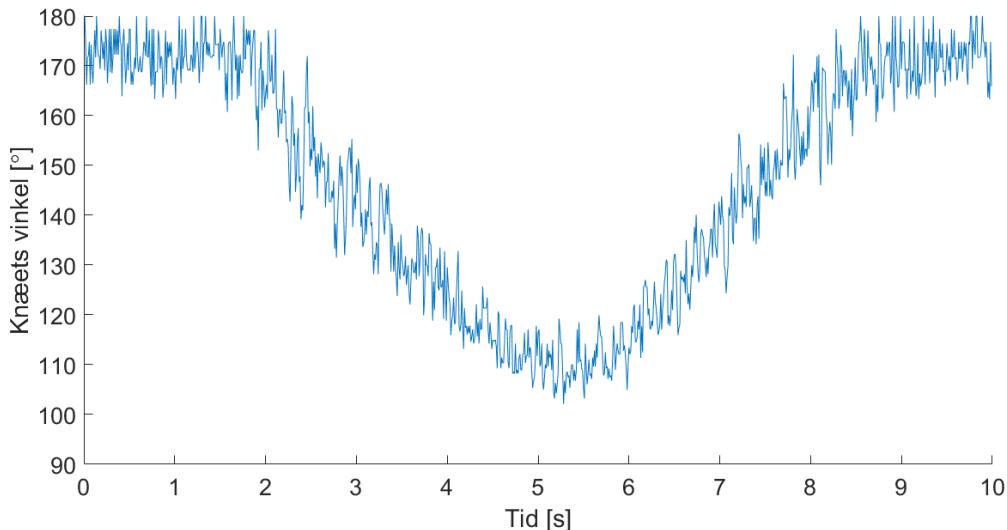
Resultaterne for de nye målinger fremgår af tabel 5.3, hvor det konverterede output for accelerometrene placeret parallelt med henholdsvis femur og tibia er angivet som en vinkel på 0, 10, 30, 50, 70, 80 og 90°.

Vinkel [°]	Konverterede outputs fra accelerometer placeret parallelt med femur	Konverterede outputs fra accelerometer placeret parallelt med tibia
0	-186	-179
10	-185	-176
30	-168	-153
50	-126	-111
70	-76	-52
80	-31	-16
90	0	0

Tabel 5.3: Konverterede outputs fra accelerometrene placeret parallelt med henholdsvis femur og tibia svarende til givne vinkler.

Ud fra de målte værdier i tabel 5.3, er der opstillet en funktion, der indeholder *ifelse*-løkker, som gør det muligt at vurdere, hvilket interval en given spænding befinner sig indenfor. I hver 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 accelerometerdata lægges sammen for at få den samlede vinkel over knæet. Ved at implementere værdierne fra tabel 5.3 i mikrokontrolleren kan signalet repræsenteres som en samlet vinkel af knæet. Af figur 5.7 fremgår vinklen over knæet ved udførelse af en squat-øvelse.



Figur 5.7: Vinklen over knæet under udførelsen af en squat-øvelse.

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 tilnærmedsesvist at finde hældningen ved ligning 5.4, hvorved tangentens hældning findes.

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

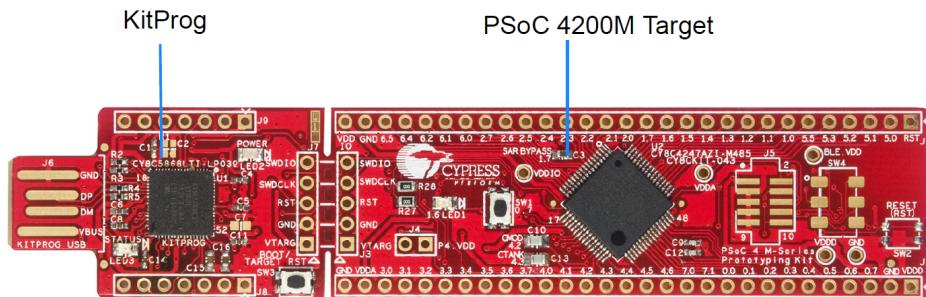
I ligning 5.4 er Δx tiden mellem to samples, og $\Delta y(x)$ den målte spænding fra rectus femoris til tiden x .

Hvis $f'(x) > 1$ skal der gives et output på +10, som signalerer til prototypen, at knæleddet skal fleksere. 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°. Et output på 0 betegner, at EMG-algoritmen ikke anvendes.

5.2.5 Trådløs kommunikation

Den trådløse kommunikation er tiltænkt 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. Denne komponent består af en KitProg og en PSoC 4200M target [50].

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 og hvor koden eksekveres. Yderligere er boardet udstyret med et EZ-BLE modul, der tillader trådløs kommunikation ved brug af BLE. Dette modul er tilsluttet på bagsiden af gumsticken, og fremgår dermed ikke af figur 5.8.

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 RX med gumstickens TX.

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 RX og TX er forbundet mellem mikrokontrolleren og den centrale gumstick. Til højre ses indikeringen af trådløs kommunikation ved brug af BLE [30, 50].

Opsætningen, der fremgår af figur 5.9, er mere anvendelig, da der findes kodeeksempler til gumsticken, hvorpå den trådløse kommunikation er programmeret. Dertil er det ikke nødvendigt at opsætte BLE-kommunikation, men kun hvordan dataen skal videregives. Begge gumsticks programmeres til at gengive information, der modtages via BLE eller UART. Dertil vil data modtaget fra mikrokontrolleren blive videregivet 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 enheden med mest processorkraft og hukommelse, og den perifere er oftest enheden med mindre processorkraft og som er ressourcebegrænset [51]. I dette system er central og perifer opsat som illustreret på figur 5.9. Mikrokontrolleren bliver anset som en primær komponent, hvortil den UART-forbundne gumstick defineres som central. Gumsticken,

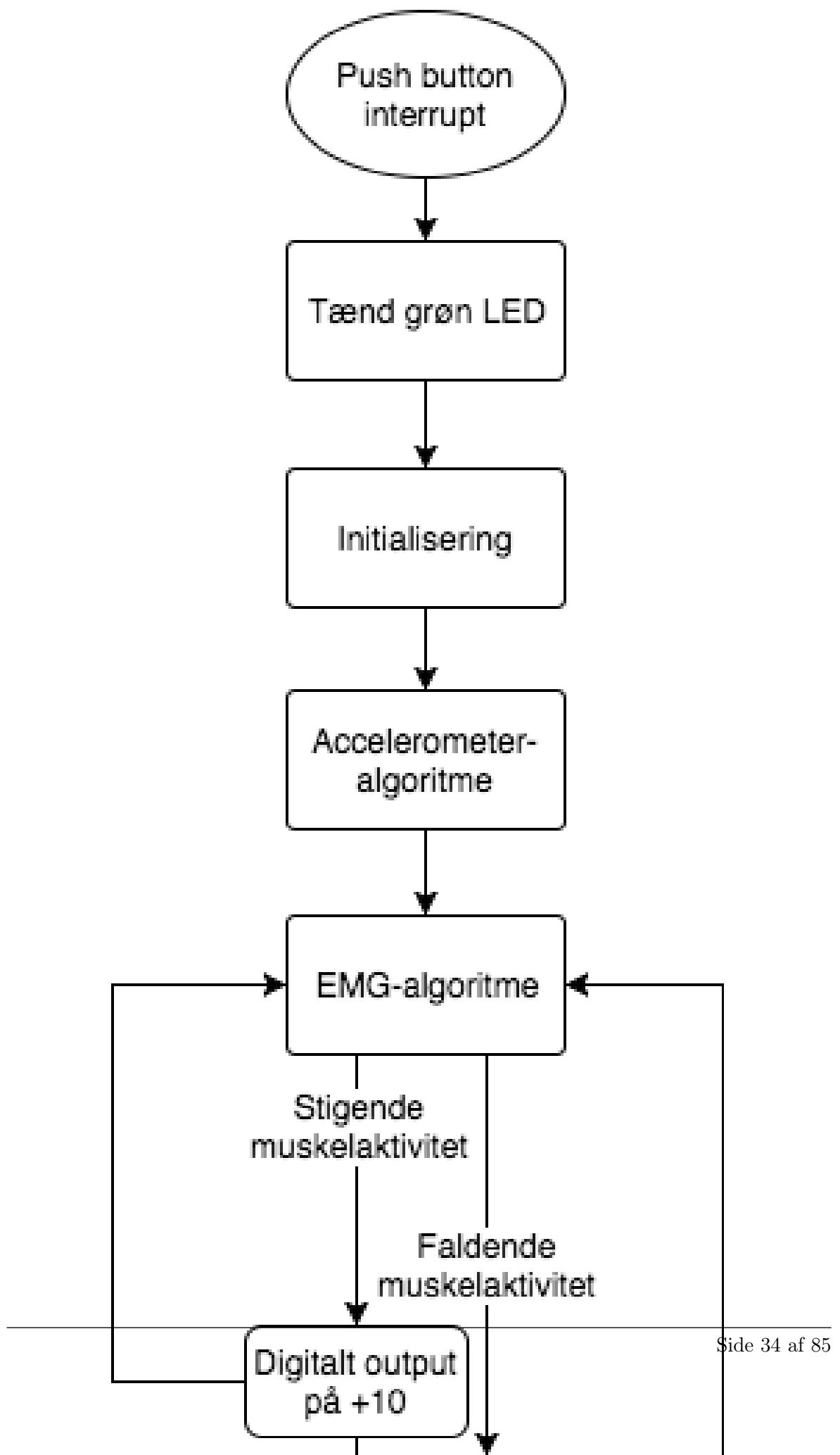
der modtager data via BLE, bliver dermed perifer. Ved aktiv datatransmission vil dette indikeres ved en blå LED.

5.2.6 Flowdiagram

I dette afsnit fremgår implementeringen af systemets digitale blokke, der er illustreret på figur 5.5. 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. Udover den visualiserende del vil det blive uddybet, hvilke funktioner de enkelte figurer indeholder. Anvendelsen af de forskellige figurer i flowdiagrammerne er beskrevet i læsevejledningen.

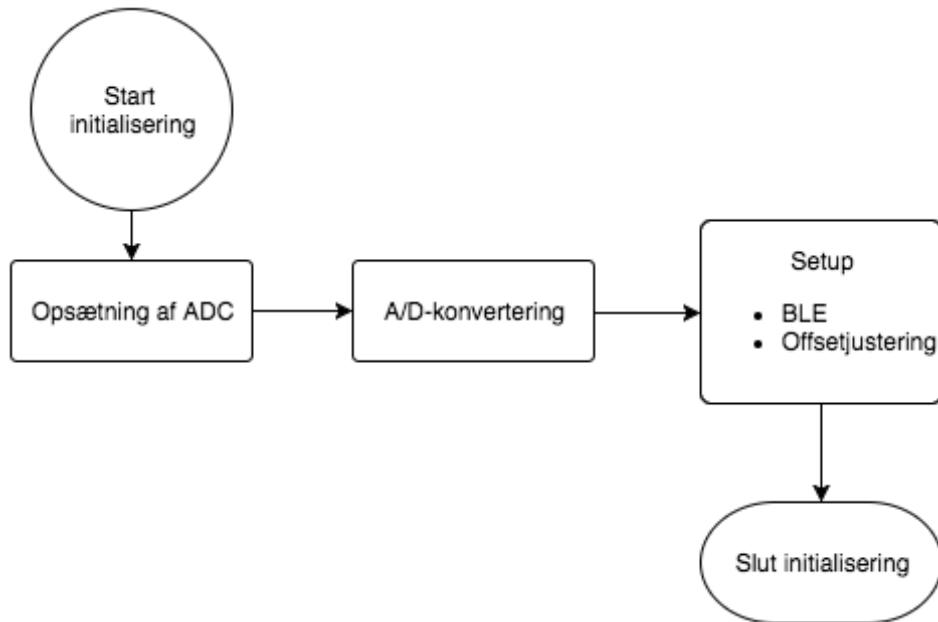
Overordnet flowdiagram

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.



Initialiserende flowdiagram

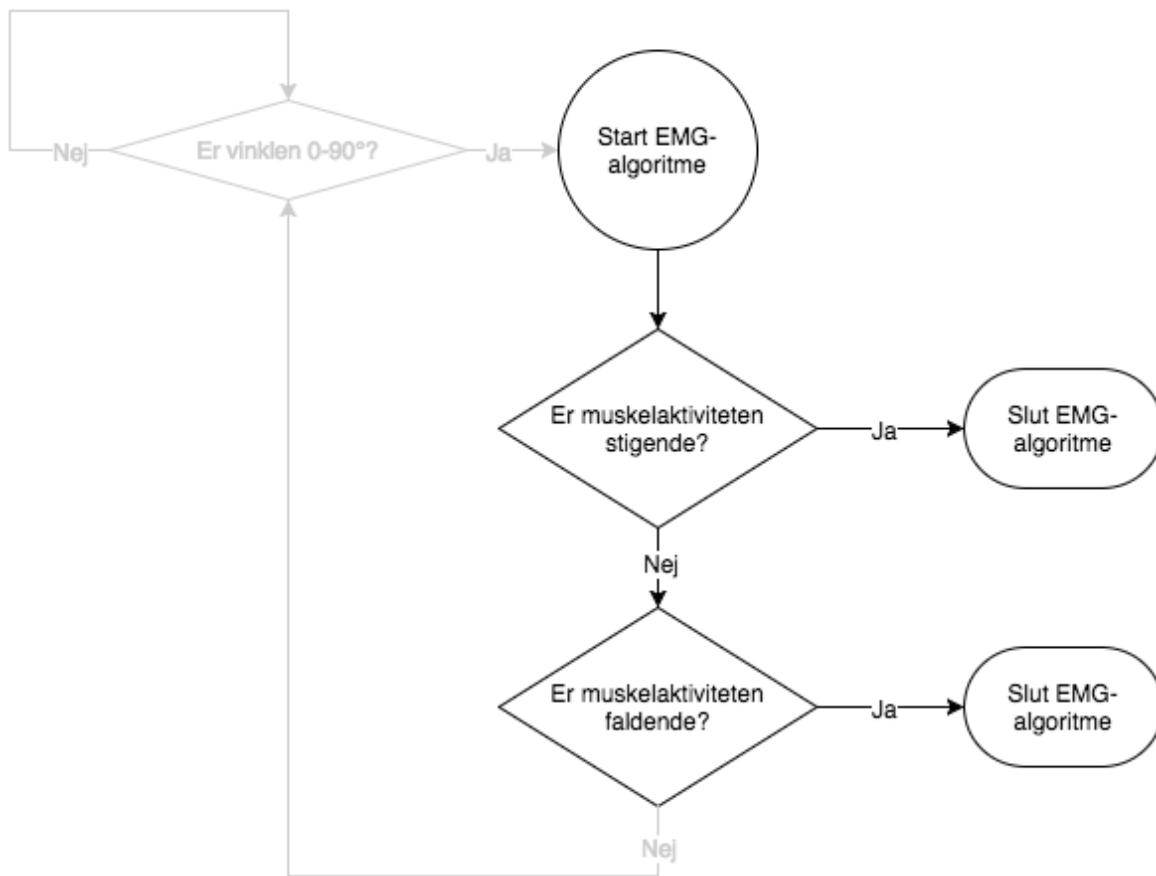
I initialiseringsprocessen, der fremgår af figur 5.11, opsættes ADC'en. A/D-konverteringen igangsættes, hvorved det analoge signal digitaliseres. For at kunne behandle dataen og kommunikere trådløst igangsættes et setup, hvor BLE tilkobles og accelerometersignalet offsetjusteres. Efter setup vurderes, hvorvidt vinklen over knæet befinner sig mellem 90 og 180°, der beregnes ud fra afsnit 5.2.3. Hvis dette er tilfældet, vil signalet starte EMG-algoritmen, hvilket fremgår af det overordnede flowdiagram, der ses på 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. Én sample sammenlignes derefter med den efterfølgende for at vurdere, om muskelaktiviteten er stigende eller faldende. Alt efter om muskelaktiviteten er stigende eller faldende vil et outputsignal på enten +10 eller -10 sendes via BLE, hvorefter EMG-algoritmen afsluttes.



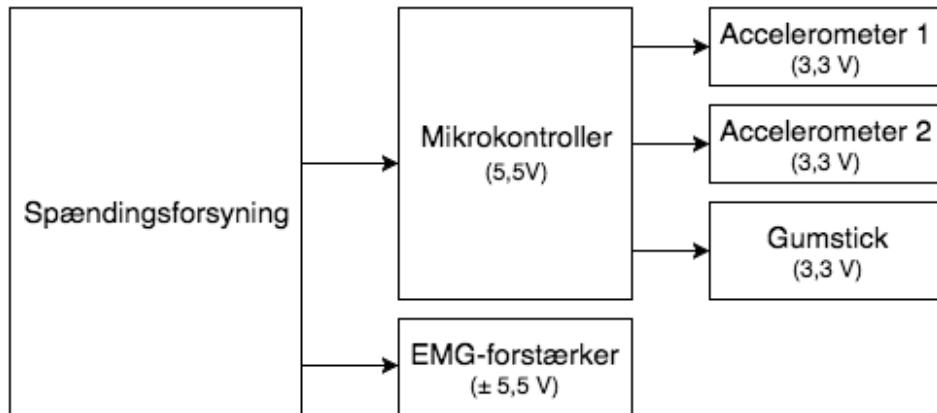
Figur 5.12: EMG-algoritmens flowdiagram, der viser opbygningen af EMG-algoritmen. Den grå del af dette flowdiagram er ikke en del af EMG-algoritmen, men viser algoritmens sammenhæng med resten af systemet. Dette er et uddybende flowdiagram, der passer sammen med det overordnede flowdiagram på figur 5.10.

5.3 Ændringer ved det samlede system

Under implementering af det samlede system er det nødvendigt at ændre flere parametre for at kunne opfylde de overordnede krav, der er beskrevet i afsnit 3.1.1.

5.3.1 Spændingsforsyning

Det implementeres, at systemet skal være batteridrevet, 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.

Mikrokontrolleren testes yderligere, da systemet ønskes at være batteridrevet, hvorfor mikrokontrolleren ikke kan forsynes via USB. Derfor testes, hvor meget spænding mikrokontrollerens 3,3 V's forsyningspin leverer, idet mikrokontrolleren forsynes via henholdsvis USB og spændingsregulatoren. Ved forsyning via USB, blev en spænding målt til 3,273 V, og via spændingsregulatoren blev en spænding målt til 3,278 V.

5.3.2 Accelerometeralgoritme

På baggrund af accelerometrenes fastgørelse på vinkeltesteren, der ses af figur B.1, har været uhensigtsmæssig, fortages nye målinger. Hertil er vinkeltesteren blevet optimeret, således accelerometrene fastgørelse er mere stabil.

Offset for accelerometrene ændres ligeledes. Dette er målt til 1,5904 V og 1,5598 V for placering af accelerometer parallelt med henholdsvis femur og tibia. Det nye konverterede output svarende til en vinkel fremgår af tabel 5.4.

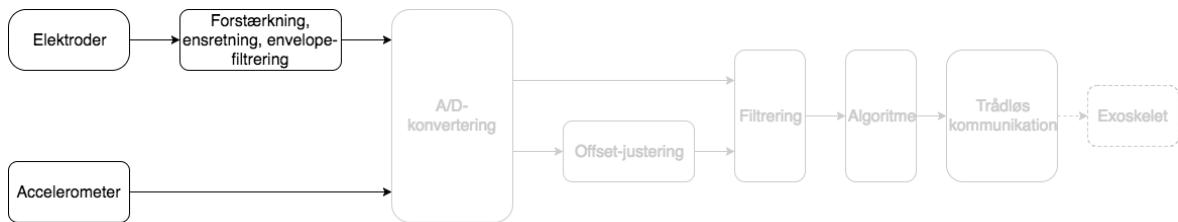
Vinkel [°]	Konverterede output fra accelerometer placeret parallelt med femur	Konverterede output fra accelerometer placeret parallelt med tibia
0	-195	-170
10	-191	-164
30	-165	-142
50	-122	-101
70	-60	-42
80	-25	-4
90	0	0

Tabel 5.4: Konverterede outputs fra accelerometer placeret parallelt med henholdsvis femur og tibia svarende til en given vinkel.

Kapitel 6

Test

6.1 Analog del



Figur 6.1: Blokdiagram over hele systemet, hvor den analoge del er fremhævet.

For at kunne teste om de enkelte komponenter i den analoge del af systemet, som er fremhævet af figur 6.1, opfylder kravene stillet i afsnit 4.1, testes delene hver for sig. Testen af EMG-forstærker 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 af accelerometersignaler

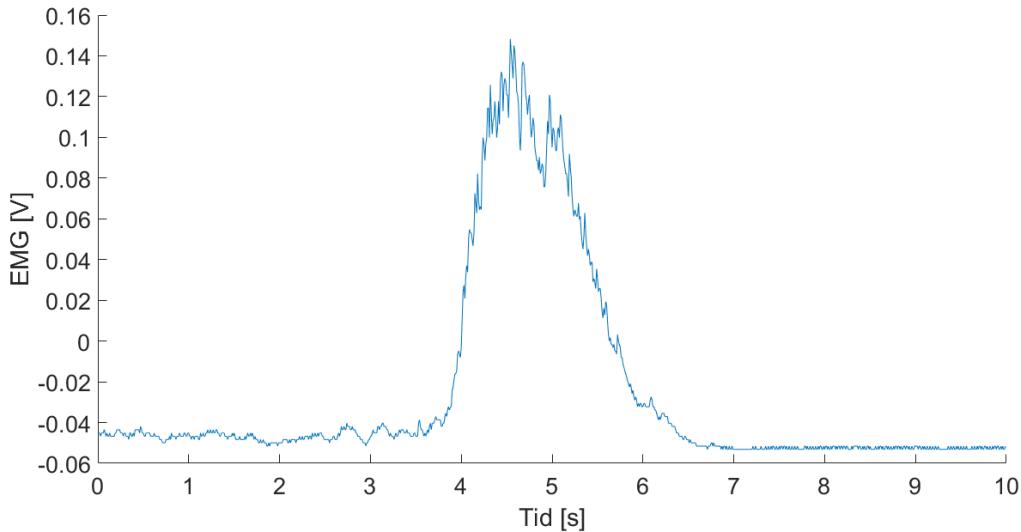
Accelerometrene testes for at vurdere, hvorvidt de opstillede krav i afsnit 4.1.1 opfyldes. Det fremgår af databladet, at accelerometrene er triaksiale. Ud fra målinger, foretaget i bilag B, ses en lineær tendens med en afvigelse på gennemsnitlig 2 %, hvilket derfor lever op til kravet for lineariteten. 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 $1,8 - 3,6 V$ [45]. Det er derfor testet, hvorvidt mikrokontrolleren forsyner accelerometrene med en spænding indenfor dette område. Testen er udført ved brug af et multimeter, hvortil der måles en spænding på $3,2 V$. Test af mikrokontrolleren er udført i afsnit 5.3, hvorved kravet om en spænding mellem $1,8$ og $3,6 V$ er opfyldt.

Opsummering af krav:

- ✓ Skal måle på minimum én akse
- ✓ Skal have en linearitet med en afvigelse på 5%
- ✓ Skal måle accelerationer i $\pm 2 g$
- ✓ Skal forsynes med en spænding mellem $1,8$ og $3,6 V$

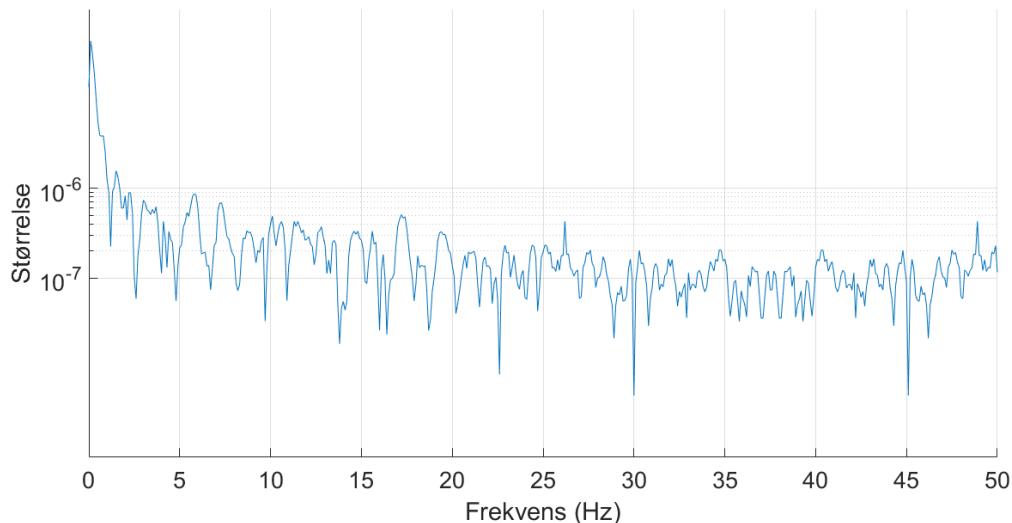
6.1.2 Opsamling og behandling af EMG-signaler

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, hvorefter muskelsignaler A/D-konverteres 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 samplet 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 envelopefiltreres. Dette fremgår ligeledes af frekvensanalysen, foretaget i bilag A, hvor frekvensområdet vurderes til at ligge mellem $0,4 - 10\text{ Hz}$. Hertil fortages yderligere en frekvensanalyse af signalet, der ses i figur 6.2. Frekvensanalysen 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 frekvensanalysen, der er foretaget i bilag A, hvortil der ikke ses nogen forskel. Det ses af figur 6.2, at der forekommer udslag i EMG-signalen fra EMG-forstærkeren idet musklen kontraherer. Ud fra dette anses kravet om opsamling af muskelsignaler mellem $10 - 500 \text{ Hz}$ som værende opfyldt.

EMG-forstærkeren forsyneres med en spænding på $\pm 5,4 \text{ V}$, hvilket er testet i afsnit 6.1.3 og derved overholdes kravet om minimum spænding på $\pm 5 \text{ V}$. På EMG-forstærkeren er der 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 4.1.2.

Opsummering af krav:

- ✓ 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 $0,4 - 10 \text{ Hz}$
- ✓ Skal forsyneres med minimum en spænding på $\pm 5 \text{ V}$
- ✓ Skal have et justerbart gain, der kan tilpasses den enkelte bruger af systemet

6.1.3 Spændingsforsyning

Det forventes, at spændingsforsyningen leverer en konstant spænding til EMG-forstærkeren på minimum $\pm 5 \text{ V}$, hvilket fremgår af afsnit 4.1.2. For at undersøge, om spændingsforsyningen opfylder de opstillede krav i afsnit 4.1.3, testes spændingsforsyningen med et multimeter, hvor outputspændingen måles. Ud fra dette er den positive spænding målt til $5,574 \text{ V}$ og den negative spænding til $-5,341 \text{ V}$, hvilket giver en peak-to-peak-amplitude på $10,815 \text{ V}$. Årsagen til afgivelsen fra de oplyste værdier i afsnit 4.1.3, er som følge af, at komponenten ikke er ideel.

Derudover testes der for, om spændingsregulatoren signalerer via en LED, i tilfælde af, at der ikke kan opretholde en konstant spænding. Under forsøget blev der anvendt nye og aflatte batterier. Ved at anvende nye batterier blev det målt, at spændingsregulatoren leverer en

spænding på $\pm 5,4 V$, hvortil LED'en lyste konstant. Ved de afladte batterier blev spændingen målt til $0,0985 mV$, hvortil LED'en ikke lyste. Dokumentation for denne test fremgår af figur 6.4.

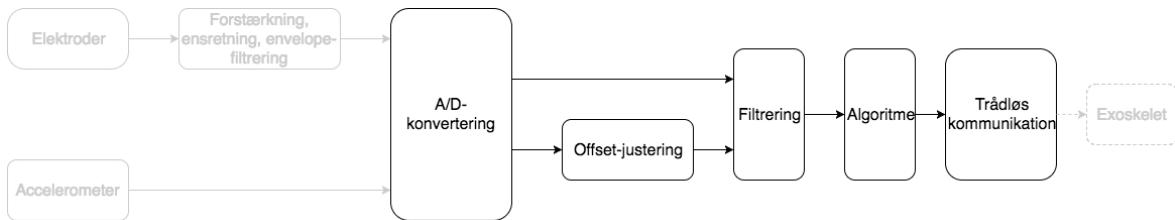


Figur 6.4: Billedet til venstre viser spændingsregulatoren når den ikke leverer en passende spænding, hvormed LED'en er slukket. Billedet til højre viser spændingsregulatoren, når den leverer en spænding på $5,4 V$, hvorved en grøn LED lyser for indikere dette.

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 ikke leveres en konstant spænding

6.2 Digital del



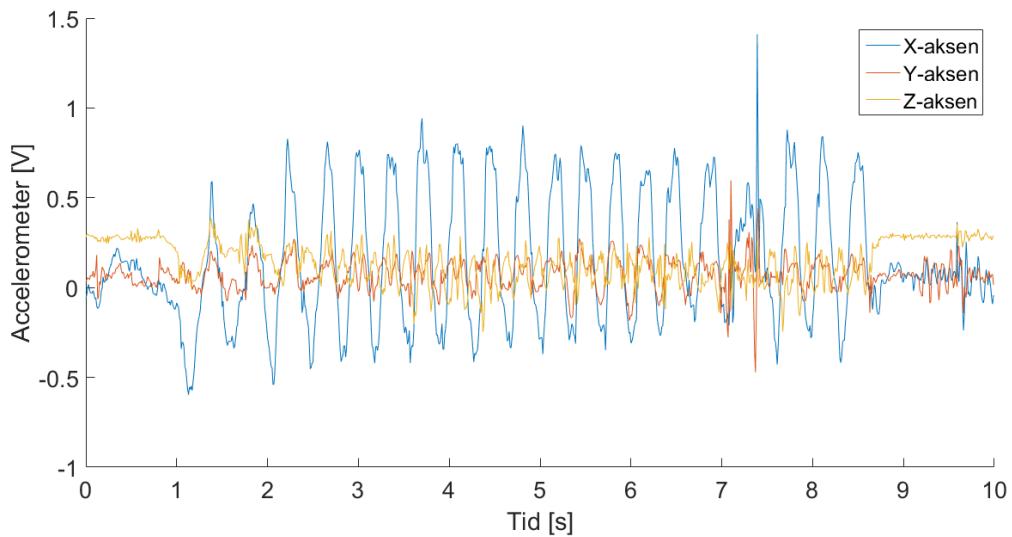
Figur 6.5: Blokdiagram over hele systemet, hvor den digitale del er fremhævet.

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

hver for sig og vurdere, om de opstillede krav opfyldes. Den digitale del indeholder A/D-konvertering, offsetjustering af accelerometer samt filtrering af accelerometer- og EMG-signaler. Herefter udføres en accelerometer-algoritme, hvori de konverterede inputs omregnes til vinkler. Yderligere udføres en EMG-algoritme, hvor der vurderes, om muskelaktiviteten er stigende eller faldende. Idet 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, opsættes tre inputkanaler. Dette fremgår af figur 6.6.



Figur 6.6: Tre signaler samlet samt visualiseret i MATLAB. Signalerne er samlet fra et accelerometers tre akser under bevægelse af accelerometret.

Det ses på figur 6.6, at ADC'en kan sample tre signaler. 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 accelerometersignalet. Hertil forventes det, at signalet ikke overstiger arbejdsområdet ved det samlede system, da en lignende bevægelse fremkommer usandsynlig.

Det blev påvist i bilag A, at frekvensområdet for muskelaktiviteten efter, at det har passeret EMG-forstærkeren, befinner sig relativt lavfrekvent, mellem $0,4 - 10 \text{ Hz}$. Hertil er en samplingsfrekvens på 100 Hz tilstrækkelig ud fra Nyquists sætning, 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 variabel, som tæller op for hver gang, at der er konverteret data fra ADC'en. Hvis en konvertering mislykkes, vil den givne sample ikke registreres. De registrerede værdier videresendes via USB-forbindelse mellem computer og mikrokontroller, hvorefter dataen aflæses i MATLAB. Testen foretages i 30 minutter, hvor konvertering samt tid startes samtidigt. De registrerede data aflæses, hvorved en samplingsfrekvens udregnes i ligning 6.1. Antallet af konverteringer målt under testen er

177.066 *samples* over en periode af 1.800, 16 *s*.

$$F_s = \frac{177.066 \text{ samples}}{1.800, 16 \text{ s}} \quad (6.1)$$

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 skyldes, at det ikke har været muligt at starte og stoppe tiden samt konverteringen på præcist samme tidspunkt. Dette betyder, at der ikke er en direkte relation mellem konverteringen 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 valgte samplingsfrekvens med 1,57%.

De to afvigelser kan yderligere være forårsaget af den samlede konverteringstid for de tre kanaler, der af bilag C er udregnet til 9,96 *ms*. Dette opgiver ADC'en som en samplingsfrekvens på 100 *Hz*, dog vil den reelle konverteringstid for de tre kanaler være 10 *ms*.

Til trods for afvigelsen godkendes ADC'ens indstillinger. Dette skyldes, at det er lavfrekvente signaler, der samples, og at størrelsen på afvigelsen ikke har betydning for repræsentationen af signalerne. Med henblik på den endelige anvendelse i form af et exoskelet, vil systemet ligeledes skulle følge kroppens naturlige bevægelse. Hertil fremhæves, at exoskelettet ikke skal tilpasse en ny position 100 gange i sekundet, da det ville være uhensigtsmæssigt for brugeren.

Opsummering af krav:

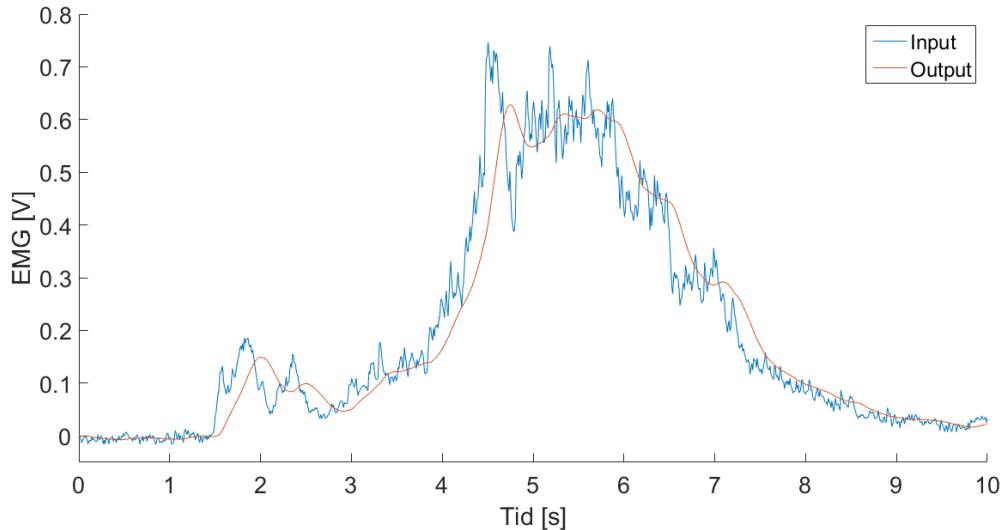
- ✓ Skal sample minimum tre inputs
- ✓ Skal have en samplingsfrekvens 10 gange større end den højeste signalfrekvens
 - Samplingsfrekvensen skal have en maksimal afvigelse på 2 %
- ✓ Skal have en opløsning, der ikke forringer signalet
- ✓ Skal undgå, at signalet ikke overstiger ADC'ens arbejdsområde

6.2.2 Digital filtrering

De implementerede filtre på PSoC, herunder lavpasfilter og moving average, testes for at undersøge om de opfylder de opstillede krav i afsnit 4.2.2. Det vurderes, hvorvidt detfiltrede signal følger det ufiltrede signal.

Lavpasfilter

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



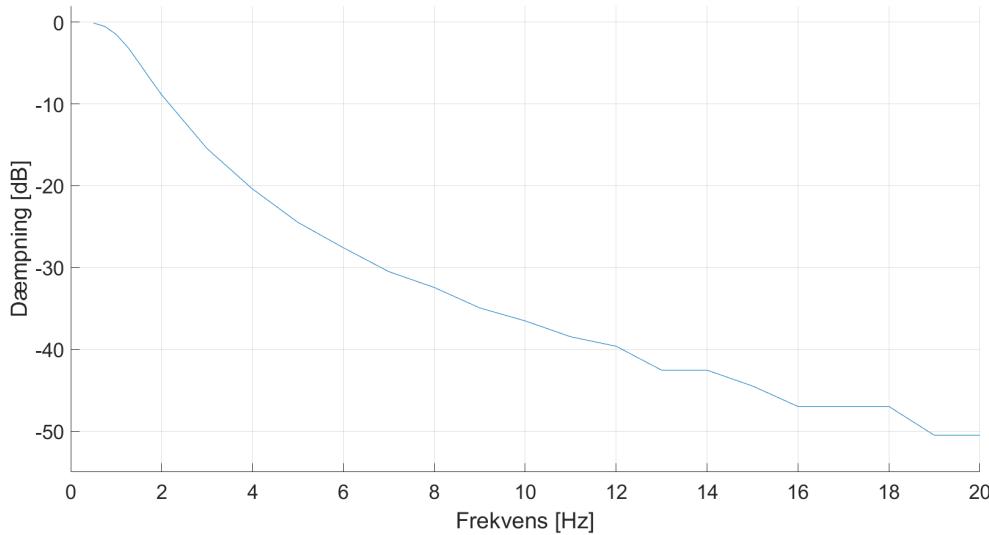
Figur 6.7: Den blå graf illustrerer et samplet muskelsignal, og den røde graf illustrerer et samplet filtreret muskelsignal.

Figuren illustrerer, at inputsignalet følger det samplede signal dog med forsinkelse. For at teste forsinkelsen idet filtret eksekveres, defineres en debug-pin på mikrokontrolleren. Denne pin tillader tilslutning af eksterne instrumenter, således en eksekveringstid af koden kan måles. Denne pin defineres til at være høj før funktionskaldet og lav efter funktionskaldet. For at måle, hvor længe pin'en er høj, tilsluttes et oscilloskop. Ud fra dette aflæses en forsinkelse på $175 \mu s$, hvilket er tiden det tager for data at passere det digitale filter. Denne forsinkelse vurderes ikke at have nogen signifikant betydning i forhold til det samlede system.

For at vurdere om filtret dæmper nok i forhold til de opstillede krav i afsnit 4.2.2, udføres en test, hvor forskellige frekvenser sendes gennem filtret. Hertil anvendes en funktionsgenerator til at generere et signussignal mellem $0,5 - 20 \text{ Hz}$. Disse frekvenser er valgt for at teste dæmpningen i pasbåndet 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 oscilloskop til funktionsgeneratoren for at kontrollere det genererede signal. Af oscilloskopet aflæses amplituden til $1,08 V$. For at omregne det konverterede filtrerede signal til en spænding, ganges de samplede værdier med LSB for ADC'en. Da amplituden for inputsignalet og det filtrerede signal kendes, anvendes ligning 6.2 til at udregne en dæmpning i dB.

$$dB = 20 \cdot \log_{10}\left(\frac{V_{in}}{V_{out}}\right) \quad (6.2)$$

Dæmpningen ved de forskellige frekvenser fremgår af figur 6.8.



Figur 6.8: Bodeplot for lavpasfiltret. Heraf fremgår dæmpningen ved forskellige frekvenser idet de passerer lavpasfiltret.

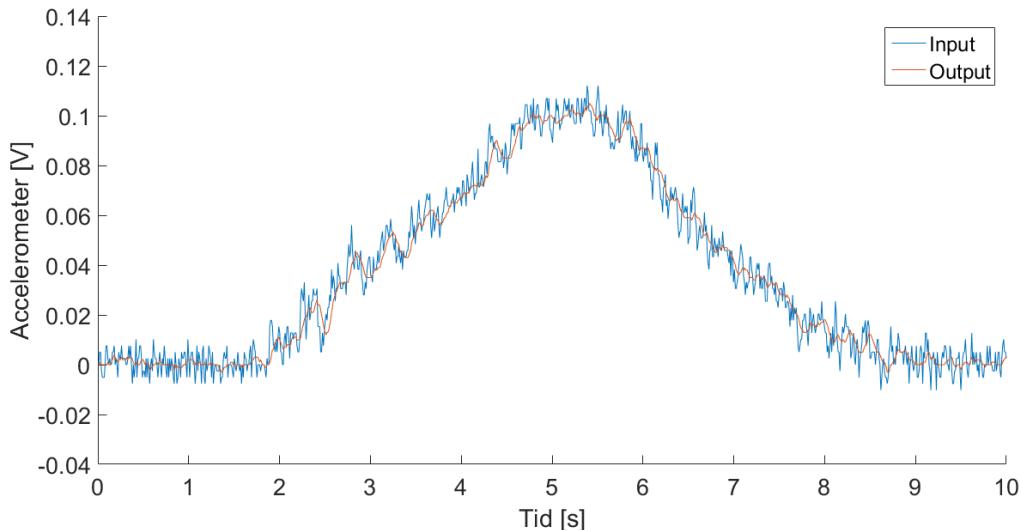
Yderligere testes dæmpningen for knækfrekvensen, der forventes at være 3 dB . Resultatet heraf viser en dæmpning på $3,1 \text{ dB}$ ved en frekvens på $1,26 \text{ Hz}$. Dette stemmer overens med et Butterworthfilter, hvortil afvigelsen på $0,1 \text{ dB}$ ikke antages som værende af signifikant betydning i forhold til systemets virkemåde. På baggrund af de udførte tests godtages filtret.

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

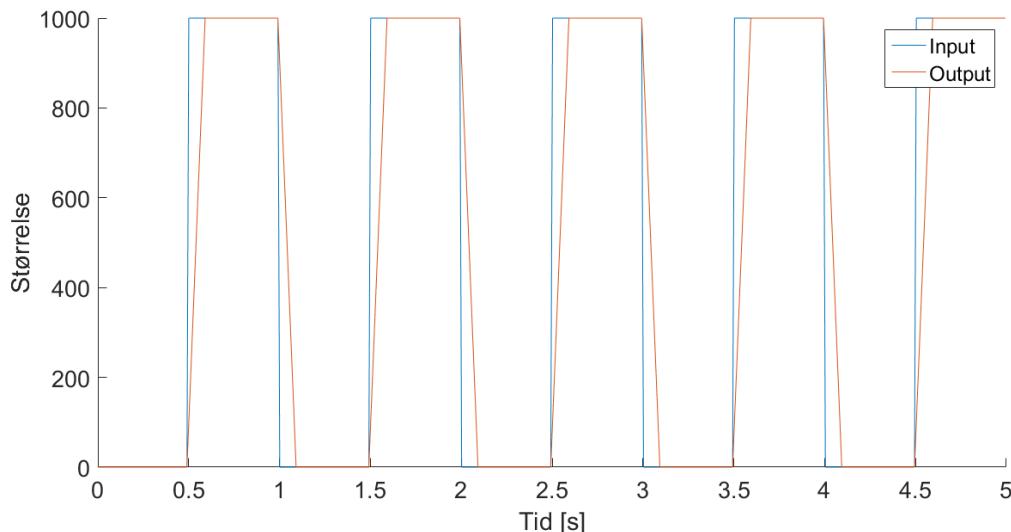
Moving average filter

Moving average filtret testes for at undersøge, hvorvidt de opstillede krav overholdes, samt undersøge om designet er korrekt implementeret. Filtret testes ved anvendelse af data fra pilotforsøget i bilag A, da dette giver kontrollerede 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 filtret udglatter signalet som forventet. Resultatet af denne test fremgår af figur 6.9.



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

Der foretages yderligere en test med fremgangsmåde som den forrige. Hertil anvendes et square-wave signal genereret i MATLAB. Dette signal overføres til mikrokontrolleren, hvor filtret er implementeret, og det filtrerede data returneres. En visualisering af denne test ses på figur 6.10.



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

Resultatet af denne test viser, at moving average filtret udglatter signalet. Hertil ses en stigning i det genererede signal før det filtrerede signal når den samme størrelse. Mellem dette går der $0,09\text{ s}$. Dette er passende til mængden af samples, som filtrets gennemsnit er udregnet ud fra, med en samplingsfrekvens på 100 Hz . Dette er lavere end forventet, da der udfra 10 samples forventes at tage $0,1\text{ s}$, hvorfor filtret accepteres.

Yderligere testes forsinkelsen, hvilken er udført som forklaret i afsnit 6.2.2. Resultatet fra

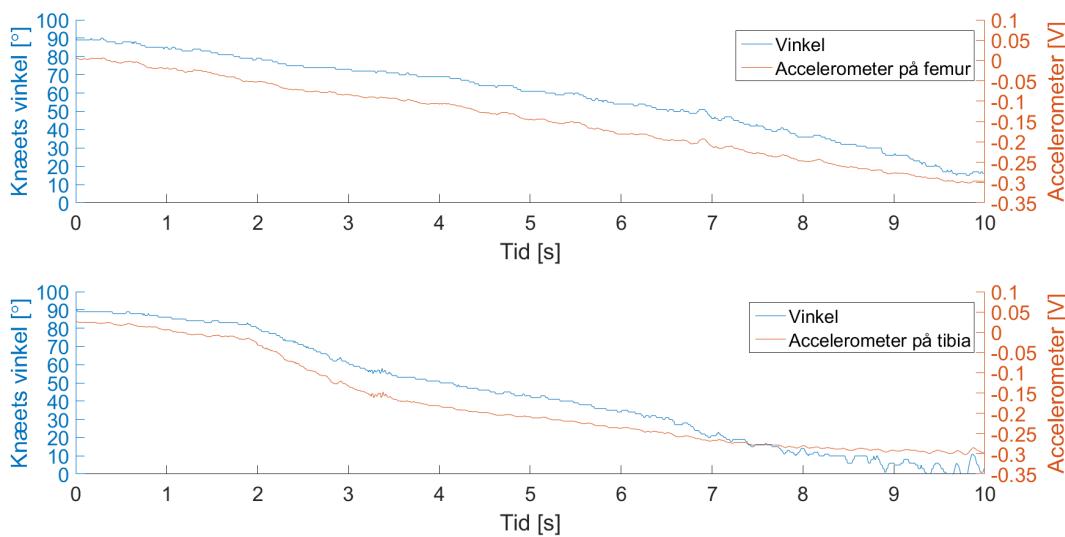
testen er en forsinkelse på $320 \mu s$ for data at passere filtret. Dette betragtes som ikke at være af signifikant betydning i forhold til det samlede system. Ud fra ovenstående resultater vurderes det, at filtret opfylder kravene i afsnit 4.2.2.

Opsummering af krav:

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

6.2.3 Accelerometeralgoritme

For at teste accelerometeralgoritmen sammenlignes de målte spændinger for accelerometerne, der er illustreret på figur 6.11 med vinklen af accelerometerne. Testen, der illustreres på figur 6.11, er foretaget ved anvendelse af vinkeltesteren, der ses af figur B.1.



Figur 6.11: Test af vinkelberegning. Øverste graf viser vinkel og spænding som funktion af tiden for accelerometeret, der skal placeres parallelt med femur. Den nederste graf er for accelerometeret, der skal placeres parallelt med tibia. Den blå graf illustrerer vinklen for accelerometerets hældning, hvorved den røde graf illustrerer spændingen for accelerometeret.

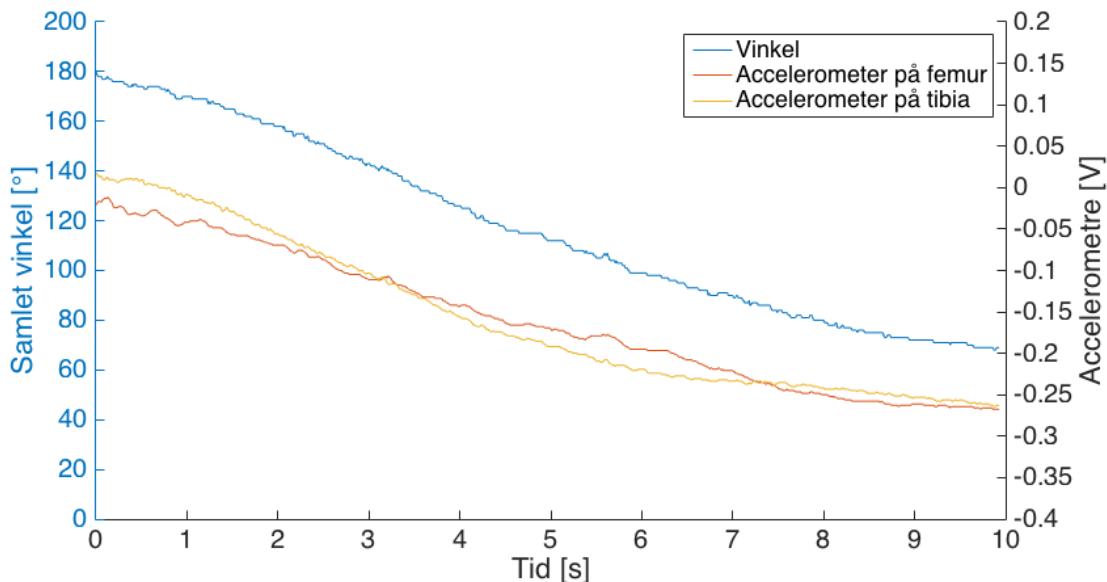
Det ses på figur 6.11, at der er en sammenhæng mellem spænding fra accelerometerne og vinklen af accelerometerets hældning. Der tages udgangspunkt i tabel 5.3 for omregningen, hvorfaf spændingen for hvert accelerometer er opstillet. For de omregnede spændinger svarende til vinkler, for det ene accelerometer, er en afvigelse i forhold til den implementerede spænding og målte spænding vist i tabel 6.1.

Vinkel [°]	Implementeret spænding [V]	Målt spænding [V]	Afgivelse [%]
30	-0,2641	-0,2705	2,4
50	-0,1953	-0,1969	0,8
70	-0,0960	-0,1008	5,0
80	-0,0400	-0,0416	4,1
90	0	0,0064	0,6

Tabel 6.1: Tabel over vinkel, den implementerede og målte spændning, og hvoraf en afgivelse er beregnet. Dette er foretaget ud fra det ene accelerometer. Spændingerne og afgivelsen er inddelt efter vinkler på henholdsvis 30, 50, 70, 80 og 90°. Det fremgår, at afgivelsen er mellem 0,6 til 5 %.

Ud fra tabel 6.1 fremgår en afgivelse mellem 0,6 og 5 %. Resultatet af denne test vurderes til at være sammenlignig med accelerometret, der skal placeres på tibia, hvorfor en udførelse af denne test ikke forekommer. Det vurderes herudover, at afgivelsen ikke har den store betydning, da den målte spænding ved for eksempelvis 70° ligger inden for grænseværdierne mellem 50 – 70°.

For at visualisere sammenhængen mellem den samlede vinkel og accelerometrenes spænding, er en test ved hjælp af vinkeltesteren, der ses på figur B.1, udført. Figur 6.12 visualiserer dette i MATLAB, hvor vinklen er illustreret på den venstre Y-akse, og hvor accelerometrenes spænding er illustreret på den højre Y-akse.

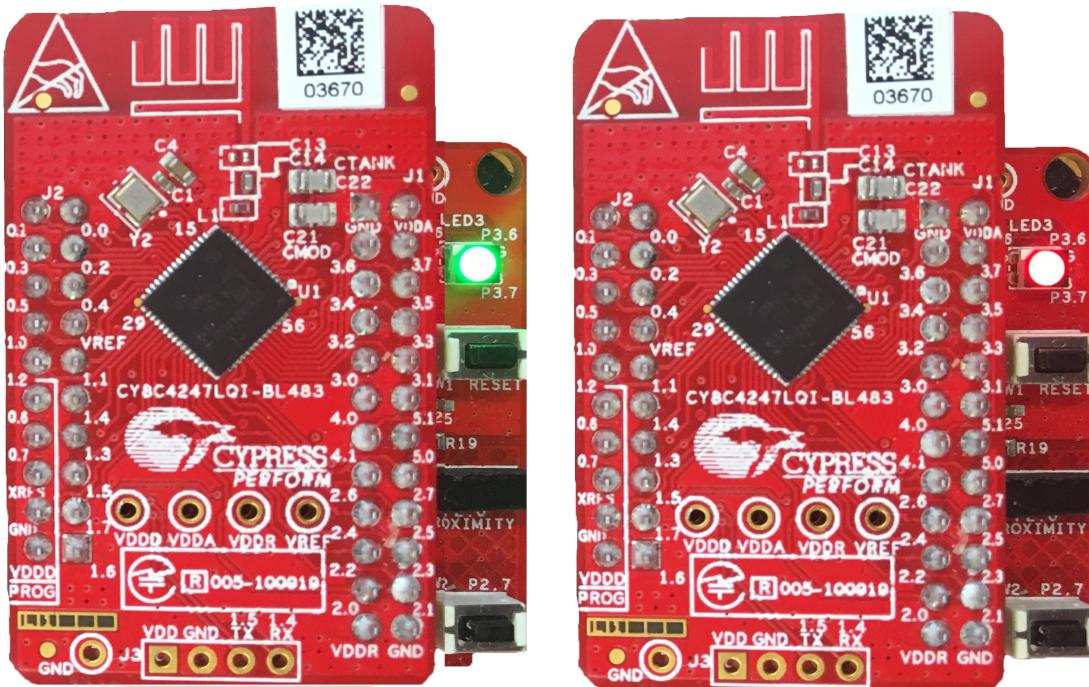


Figur 6.12: Sammenhængen mellem den samlede vinkel og de to accelerometres spænding som funktion af tiden. Den blå graf, er svarende til den samlede vinkel mellem de to accelerometre, hvor værdierne er illustreret på Y-aksen til venstre i grader. Spændingen målt for de to accelerometre måles i forhold til Y-aksen til højre og er vist ved en rød og gul graf.

Det fremgår af figur 6.12, at den samlede vinkel aftager fra 180 – 70°, hvorfra ses spændingen for de to accelerometre ligeledes faldende. Derudover illustrerer figuren, at vinklerne virker inden for det forventede arbejdsmønster på 90-180°, dertil kan vinklen over knæet ligeledes bestemmes under 90°. På figuren aflæses, at systemet registrerer en vinkel på 90°, når

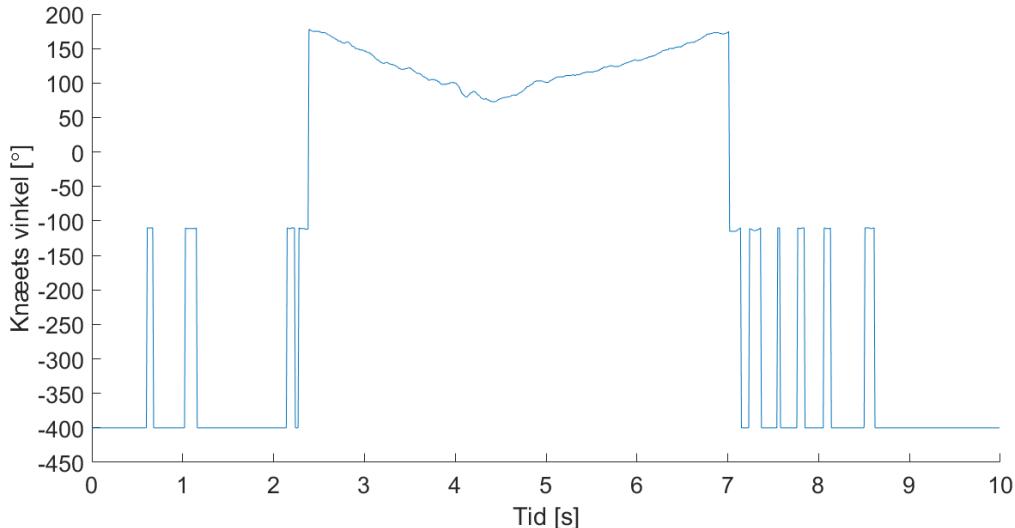
accelerometeret på femur giver en spænding på $-0,2191\text{ V}$ og accelerometeret på tibia giver en spænding på $-0,2336\text{ V}$.

For at teste, hvorvidt LED'en på mikrokontrolleren signalerer når en vinkel mellem 90 og 180° overskrides, anvendes vinkeltesteren. Vinkeltesteren indstilles til henholdsvis 40° , 100° og 200° . Heraf ses, at LED'en lyser grønt ved de acceptable vinkler mellem $90 - 180^\circ$, og rødt ved vinkler udenfor dette interval. Dette ses på figur 6.13.



Figur 6.13: Mikrokontrollerens LED ses lyse grøn indenfor $90 - 180^\circ$ og lyse rød ved vinkler udenfor.

Ved en overskridelse af grænsen for vinklen, skal det ligeledes visualiseres. Der er foretaget en test, hvor accelerometerne er påsat en forsøgsperson, som først overstrækker knæleddet, og derefter udfører en squat-øvelse. En visualisering heraf ses af figur 6.14.



Figur 6.14: Grafen illustrerer vinklen over knæet under en squat-øvelse. En vinkel under -100° symboliserer en overskridelse af 180° over knæleddet.

Det ses på figur 6.14, at forsøgspersonen overstrækker knæleddet de første 2 s, således begge accelerometre overstiger grænsen på 90° , der tilsammen udgør en 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 har derfor ikke overskredet grænsen. Ved squat-øvelsens begyndelse falder vinklen fra 180 til 73° , hvorefter den stiger til 180° . Til slut i målingen ses igen et fald under -100° , hvilket indikerer, at forsøgspersonen igen overstrækker knæleddet.

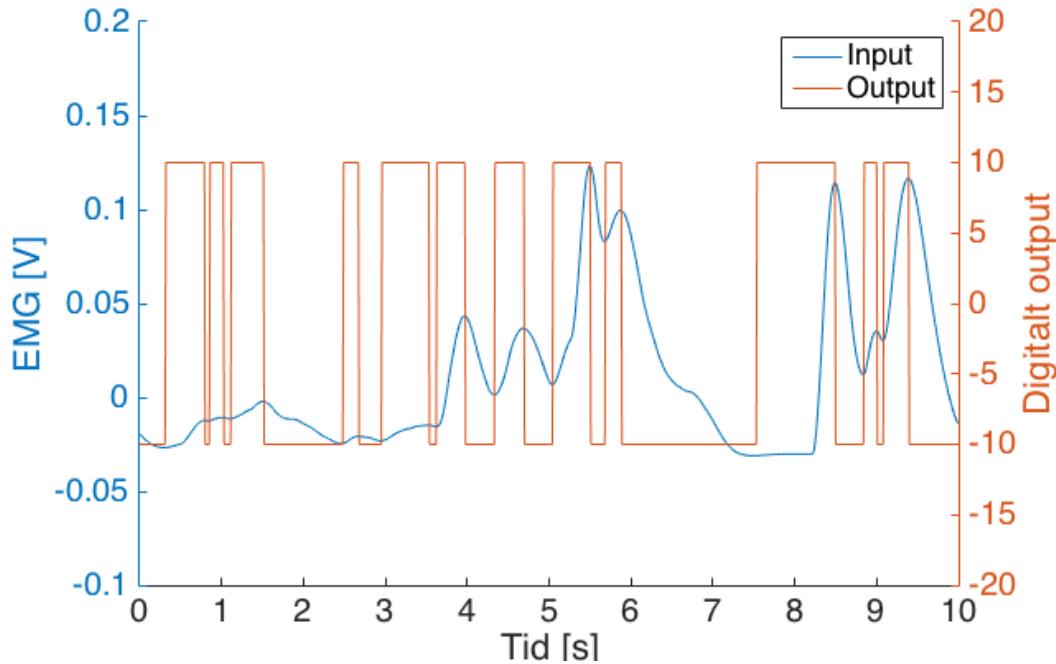
En yderligere test er foretaget for at undersøge forsinkelsen, og følger samme anvisninger beskrevet i afsnit 6.2.2. Resultatet af denne test giver en forsinkelse på $3,6 \mu s$. Dette betragtes ikke som værende af signifikant betydning i forhold til det samlede system, hvorfor denne forsinkelse accepteres.

Opsummering af krav:

- ✓ Skal kunne udregne 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 stigende eller faldende. Derudover ønskes det, at outputsignalet er 0 , hvis der måles en vinkel underfor 90 til 180° . Dette illustreres på figur 6.15.



Figur 6.15: Den blå graf, tilhørende venstre Y-akse, illustrerer det samplede filtrerede muskelsignal, der er EMG-algoritmens input. Den røde graf, tilhørende højre Y-akse, illustrerer, om muskelsignalet er henholdsvis stigende eller faldende ved enten at give et output på +10 eller -10.

Ud fra de data, der fremgår af figur 6.15, findes EMG-inputtets lokale minima- og maksimapunkter. Tidspunkterne for disse lokale ekstrema sammenlignes med tidspunkterne for outputtet. Herved udregnes 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]	Ændring i 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, ændring i output 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, som ikke stemmer overens, da EMG-algoritmen bruger én sample med en varighed á 0,01 s 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 falde.

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, da det ikke er muligt at måle flere decimaler med den nuværende samplerate.

Opsummering af krav:

- ✓ Skal kunne detektere om muskelaktiviteten er faldende eller stigende mellem to samples
 - 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 rækkevidde, 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. Afstanden på 1 m testes mellem modtagerenheden på computeren og mikrokontrolleren. Herefter øges afstanden med 1 m op til 4 m, eller der ikke længere modtages data. Grunden til at det vælges at teste rækkevidden op til 4 m er for at sikre, at grænsen på den trådløse kommunikation ikke ligger på omkring 2 m, som er den ønskede rækkevidde. 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 ved test af rækkevidde af den trådløse kommunikation. Venstre søjle oplyser afstand mellem mikrokontroller og modtagerenhed. Den højre oplyser, hvorvidt transmissionen har været succesfuld.

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 viser testen, at systemet lagrer data i en buffer i tilfælde af en afbrudt forbindelse. Hvis dette sker, vil den tabte data blive transmitteret, når forbindelsen genetableres, således ingen data går tabt. Det kan derfor konkluderes, at de opstillede krav for trådløs kommunikation opfyldes.

Opsumming 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 kommunikationsrækkevidde på 2 m

Kapitel 7

Systemtest

Dette kapitel indeholder beskrivelse, udførsel af test samt konklusion for test af systemet med kendt input og 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 inputs som forventet. På baggrund af disse målinger er det muligt at konkludere, hvorvidt systemet virker.

7.1.1 Beskrivelse

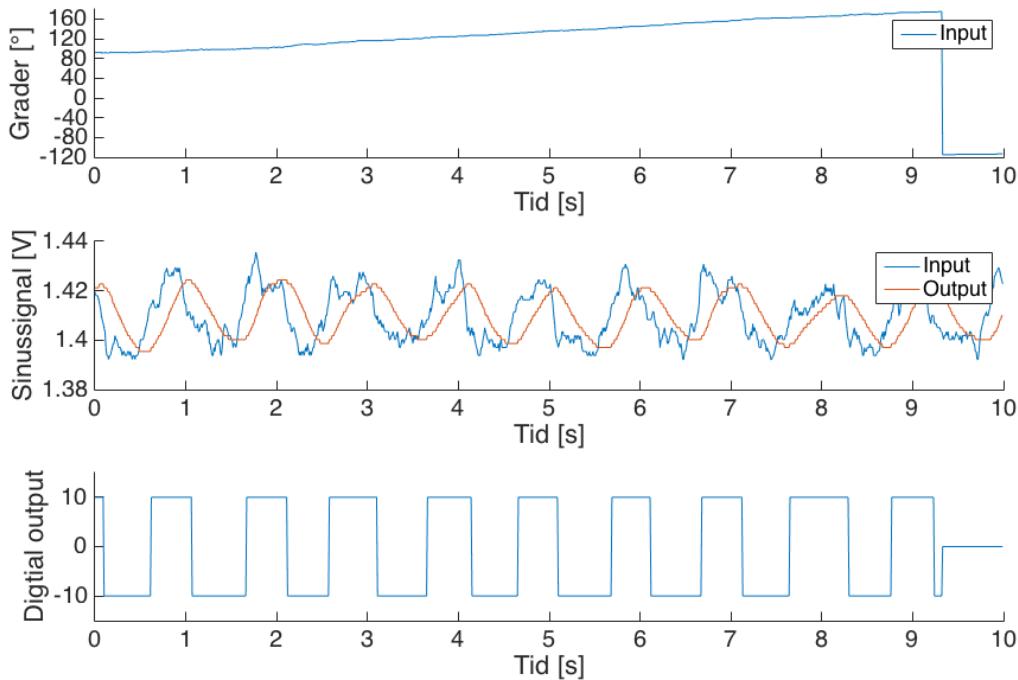
For at simulere accelerometresignaler anvendes to spændingsforsyninger til at repræsentere accelerometrene. Spændingen varieres over tid, således denne svarer til en samlet vinkel mellem $90 - 180^\circ$. Derudover testes det, om vinklen vil falde til -200° for hvert accelerometer, når spændingen svarende 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 omkring, hvad der kan forventes af et EMG-signal. Outputtet fra sinussignalet er filtreret gennem det implementerede digitale lavpasfilter.

Testen foretages over 10 sekunders måling og samples 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 digitalt filtrerede signal samt spændingen fra de to accelerometre, der er omregnet til en samlet vinkel ved lineær interpolation. Derudover er det opsamlede digitale output, som er behandlet i EMG-algoritmen, plottet. Resultaterne fremgår af figur 7.1.



Figur 7.1: På den øverste graf 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 accelerometret svarende til 180° . På den midterste graf 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 graf illustreres signalets digitale output. Signalet går fra $+10$ ved stigende muskelaktivitet til -10 ved en faldende muskelaktivitet. Grafen går i 0, når en vinkel udenfor $90 - 180^\circ$ 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 det den samlede vinkel til at stige. Ved en vinkel på 175° overskrides det ene accelerometer dens maksimale spænding, hvorfor vinklen falder til -115° over 1 ms .

Dette burde ifølge den implementerede kode gå ned til en vinkel på -200° ved overskridelse af vinklerne, hvori EMG-algoritmen fungerer. At vinklen ikke når en samlet værdi på -400° er en indikator for, at det ene accelerometers spænding har været inden for algoritmens grænser, mens det andet accelerometer har overskredet grænserne. 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 og nederste graf på figur 7.1, at der ses en sammenhæng mellem det opsamlede digital filtrerede sinussignal og det opsamlede outputsignal. Ved et stigende sinussignal vil outputsignalet indikere $+10$, hvilket svarer til en positiv hældning af sinussignalet. Ved en negativ hældning af sinussignalet vil outputsignalet indikere et fald og dermed give et output på -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 ved, at outputsignalet er 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 $832 \mu s$ for det samlede system testet uden trådløs kommunikation.

7.2 Systemtest med bruger-input

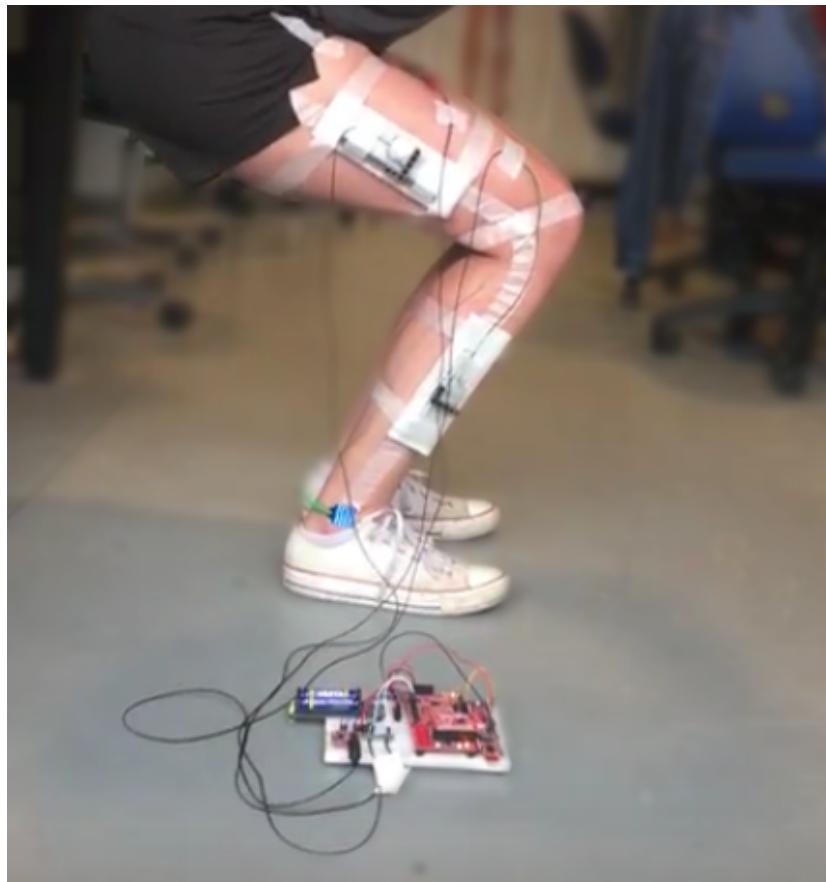
7.2.1 Beskrivelse

For at teste det samlede system med bruger-input påsættes den positive og den negative elektrode på rectus femoris, og referenceelektroden påsættes anklen, som illustreret i bilag A på henholdsvis figur A.1 og figur A.2, ud fra SENIAMS anvisninger [52]. Huden præparereres inden for at fjerne hår og døde hudceller. De to accelerometre påsættes breadboards for at stabilisere deres placering. Disse placeres parallelt med femur og parallelt med tibia, hvilket er illustreret på figur A.3.

Systemet testes over 10 sekunders måling, hvilket samples via mikrokontrolleren. Der skal hertil foretages to målinger, hvor forsøgspersonen starter med at stå oprejst og overskride en vinkel på 180° af knæet ved at overstrække knæleddet. Herefter udfører forsøgspersonen en squat-øvelse, hvilket 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 intervallet $90 - 180^\circ$ vil betyde, at data ikke bliver behandlet i EMG-algoritmen. Dette illustreres ved, at det digitale output er 0. Under testen opsamles det samplede digitaltfiltrede EMG-signal, EMG-algoritmen og vinklen over knæet.

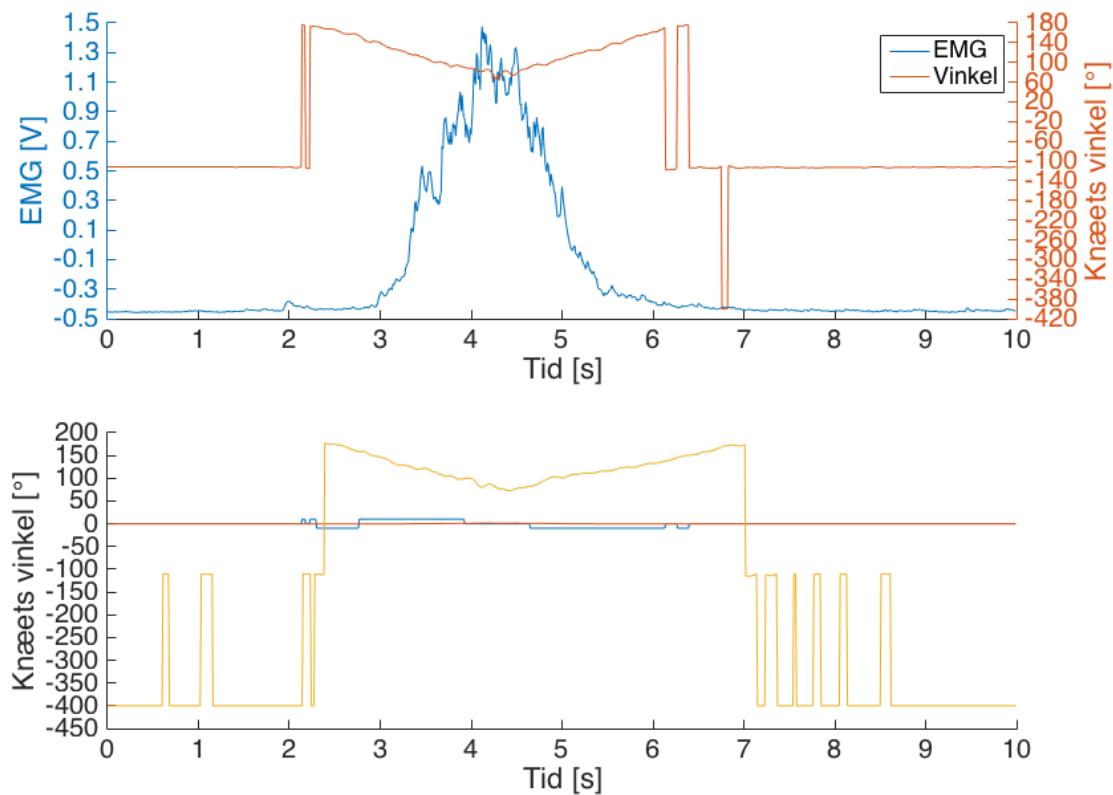
7.2.2 Resultater af forsøg

På figur 7.2 ses en illustration af systemet påsat forsøgspersonen, og mikrokontrolleren ses koblet til forsøgspersonen.



Figur 7.2: Forsøgsopstilling til udførelse af systemtest 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 graf 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 et fald til under -100° , hvilket illustrerer en overskridelse af 180° . Den nederste graf 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 en sammenhæng mellem muskelaktiviteten under en squat-øvelse og vinklen over knæet under øvelsen. Ved en stigning af muskelaktiviteten ses et fald i vinklen over knæet, hvilket sker mellem 2 – 4 s. Ved fald i muskelaktivitet stiger vinklen over knæet, hvilket ses mellem 4,5 – 6,5 s. Ved starten af testen overstrækker forsøgspersonen knæet, hvilket ses ved, at vinklen er -112° .

Grunden til at vinklen 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 derfor haft en vinkel på 88° , mens det andet accelerometer har overskredet dens grænse, hvorfor den samlede vinkel er -112° . Det samme gør sig gældende ved slutningen af øvelsen. Ved overstrækning af knæet, og dermed overskridelse af 180° , ses EMG-algoritmens output som 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, at EMG-algoritmens output er 0. Efter 4,5 s ses en stigning af vinklen i takt med

et fald i muskelaktiviteten. Derved ses ligeledes et fald i EMG-algoritmens output. Efter 6 s overstrækkes knæet igen, hvorefter begge accelerometre overskrider 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 muligt at teste og dokumentere alle krav i afsnit 3.1.1, vurderes disse på baggrund af implementering, test og videreudvikling.

Ud fra de to forsøg med henholdsvis kendt og bruger-input vurderes det, at systemet fungerer under kontrollerede forhold samt med input fra 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.

På nuværende tidspunkt er der udviklet et kontrolsystem, der anvender overfladeelektroder og accelerometre. Ved påsætning af disse er der taget hensyn til brugeren, på trods af at påsætningen af accelerometrene under test af systemet ikke er hensigtsmæssig. Ved kombination af det udviklede kontrolsystem og et exoskelet fikseres accelerometrene på exoskelettet for således at gøre systemet til mindst mulig gene for brugeren.

Det samlede system var batteridrevet under udførelsen af begge forsøg, hvorfor dette krav er overholdt. Derudover var det muligt at overføre data fra mikrokontroluren 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. Det vurderes yderligere, at systemet er brugersikkert, da systemet under forsøget blandt andet var batteridrevet, og derfor ikke var tilkoblet elnettet, hvormed dette mindskede muligheden for lækstrøm, hvilket er beskrevet i bilag D.

Derudover blev det, på baggrund af målinger foretaget i afsnit 6.1.3, påvist, at spændingsregulatoren indikerer, når systemet ikke leverer den optimale strøm til systemet, hvorved dette krav er opfyldt.

Da systemet er tiltænkt ALS-patienter vurderes det, at forsinkelsen på $832 \mu s$ over det samlede system uden trådløs kommunikation ikke har en betydning i forhold til at følge kroppens naturlige bevægelse. Dermed får dette ikke en betydning for systemet, 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 måle 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 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 samt enkelte blokkes krav. 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, således signalbehandlingen primært foregår digitalt, da dette er fokus i studieordningen. Hvis dette ikke var 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 opløsning 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 måtning, da signalet med offset vil kunne overstige ADC'ens arbejsområde.

Systemet benytter herudover en færdigudviklet 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 for 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 vurdere, 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 accelerometeralgoritme viste varierende afvigelser på vinklerne. 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 samt 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 accelerometeralgoritmen 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 accelerometeralgoritmen, da der ikke er en fuldstændig lineær sammenhæng mellem spændinger og vinkler - jo større intervallet er, jo større er usikkerheden af algoritmen 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 ikke til at være et problem, da det således ikke vil være hensigtsmæssigt at sætte systemet fast på exoskelettet. På baggrund af dette er det ikke nødvendigt at tage højde for rækkevidden af den trådløse kommunikation.

8.1.2 Samlet systemtest

De afvigelser, der blev anset som ikke værende væsentlige i test af de enkelte blokke, viste sig desuden 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 overskrider dens grænsespændinger, ikke er ideel.

Grundet denne konfiguration udelukkes vinkler ved eksempelvis 175° , hvis det ene accelerometer overskrider dets vinkelgrænser, der er defineret i koden til vinkelberegning i accelerometeralgoritmen. Det vil være mere anvendeligt, hvis det førnævnte signal først udsendes, når accelerometrenes samlede vinkel overskrider $90 - 180^\circ$. 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 overskrider systemets vinkelgræs i relation til knæets vinkel.

Det udledes fra systemtesten og dennes konklusion, at systemet opfylder de opstillede krav da der eruarbejdet et kontrolsystem til at styre et exoskelet, selvom der ikke eruarbejdet 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 muliggøre udviklingen af et 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 filtrering, accelerometeralgoritme, 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 ét af kravene til trådløs kommunikation ikke opfyldes, da det ikke vælges at benytte BLE-donglen. Hele systemets forsinkelse, uden trådløs kommunikation, blev målt til $832 \mu s$. Derfor er kravet om en maksimal forsinkelse på $100 ms$ opfyldt.

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. Dette kan gøres ved at anvende 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 en squat-øvelse.

For at kunne styre samt anvende et exoskelet under en squat-øvelse benyttes derved 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 kontrolsystemet kunne sende disse informationer trådløst til et exoskelet for således at kunne støtte ALS-patienter ved udførelse af en squat-øvelse.

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.

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 er påkrævet til se på exoskelettet for eksempelvis en indikation ved overstræk af knæleddet. 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 [53].

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 fleksler eller ekstenderer fra $0 - 180^\circ$.

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

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.

Litteratur

- [1] Teknologi og Idræt Studienævnet for Sundhed. *Studieordning for bacheloruddannelsen i Sundhedsteknologi*. Aalborg Universitet, 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, N. Witting, et al. *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] B. Ilse, T. Prell, M. Walther, et al. 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.
- [10] 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/amyotrophiclateral sclerosis/detail_ALS.htm.
- [11] R. G. Miller, D. F. Gelinas, P. O'Connor, et al. *American Academy of Neurology: Amyotrophic Lateral Sclerosis*. Demos Medical Publishing, 2005. doi: 9781934559062.
- [12] M. E. Drake. *Amyotrophic lateral sclerosis - neurological disorder*. Biotechnology forums, 2015. URL <http://www.biotechnologyforums.com/thread-6946.html>.
- [13] 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>.

- [14] 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.
- [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., C. Fanciullacci, et al. 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, T. Holmes, et al. 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, Y. Chen, et al. 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] E. Bernmark and C. Wiktorin. A triaxial accelerometer for measuring arm movements. *Applied Ergonomics*, 33, 2002. doi: 10.1016/S0003-6870(02)00072-8.
- [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] J. G. Webster and J. W. Clark. *Medical Instrumentation Application and Design*, volume 3. John Wiles And Sons Ltd., 1998. doi: 0471153680.
- [37] S. Wolf and R. F. M. Smith. *Student Reference Manual for Electronic Instrumentation Laboratories*, volume 2. Prentice Hall, 2004. doi: 978-0130421821.
- [38] *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)).
- [39] J. Parr and D. Blandford. *Introduction to Digital Signal Processing*. Pearson Education, 2012. doi: 9780131394063.
- [40] M. Francis. *Infinite Impulse Response Filter Structures in Xilinx FPGAs*. Xilinx, 2009. URL http://www.xilinx.com/support/documentation/white_papers/wp330.pdf.
- [41] Wikipedia. *Filter signal processing*. Wikipedia, 2016. URL [https://en.wikipedia.org/wiki/Filter_\(signal_processing\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Filter_(signal_processing)).
- [42] J. W. Nilsson and S. A. Riedel. *Electric Circuits*, volume 10. Pearson Education Limited, 2015. doi: 1-292-06054-9.
- [43] Atmel. *AVRR222: 8-point Moving Average Filter*. Atmel Coropration, 2002. URL <http://www.atmel.com/Images/doc0940.pdf>.
- [44] N. Gupta. *nside Bluetooth Low Energy*. Artech House, 2013. doi: 9781608075799.
- [45] Analog Devices. *EVAL-ADXL335Z*. Analog Devices, 2009. URL <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/evaluation-documentation/EVAL-ADXL335Z.pdf>.

- [46] Analog Devices. *ADXL335*, 2010. URL <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL335.pdf>.
- [47] M. Clifford and L. Gomez. *Measuring Tilt with Low-g Accelerometers*, 2005. URL http://www.nxp.com/files/sensors/doc/app_note/AN3107.pdf.
- [48] 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>.
- [49] Cypress. *PSoC 4 Sequencing Successive Approximation ADC*. Cypress Semiconductor Corporation, 2014. URL <http://www.cypress.com/file/135111/download>.
- [50] Cypress. *CY8CKIT-043 PSoC® 4 M-Series Prototyping Kit Guide*. Cypress Semiconductor Corporation, 2015. URL <http://www.cypress.com/file/193101/download>.
- [51] K. Townsend. *Introduction to Bluetooth Low Energy*, 2014. URL <https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/introduction-to-bluetooth-low-energy.pdf>.
- [52] H. J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti, et al. *SENIAM 8: European Recommendations for Surface Electromyography*. Roessingh Research and Development, 1999. doi: 90-75452-15-2.
- [53] *DonJoy*. DJO Global. URL http://www.djoglobal.eu/en_UK/Donjoy.html.
- [54] 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.1 Formål

Dette pilotforsøg har til formål at kunne præcisere samt optimere kravspecifikationerne i de enkelte blokke, hvorved uklare parametre forventes besvaret ud fra pilotforsøgets resultater. Disse parametre omfatter identificering af støjsignaler samt EMG-signalets frekvensområde. 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:

A.1.1 EMG-måling

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

A.1.2 Accelerometermåling

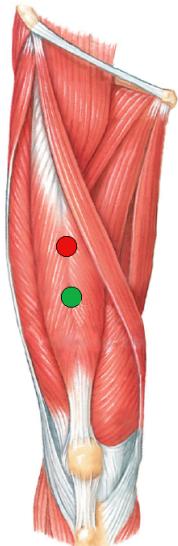
1. Identificering af støjsignaler
2. Identificering af knæleddets vinkel

A.2 Materialer

- EMG-forstærker, Muscle Sensor V3
- Elektroder
- Desinfektionsservietter
- Skraber
- To accelerometre ADXL335
- Tape
- Tusch
- Breadboards
- Linial
- Vinkelmåler
- Computer med Scopelogger og MATLAB
- Ni USB-6009
- USB-isolator USI-01

A.3 Metode

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 [52]. Elektoderne placeres midt for linjen mellem anterior spina iliaca superior og den superior del af patella [52]. Placeringen af elektoderne illustreres af figur A.1.



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

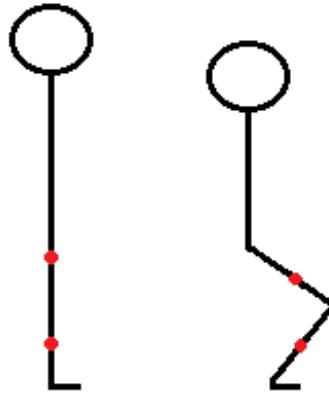
Referenceelektroden placeres, ligeledes efter SENIAM's anvisninger, omkring anklen [52]. Placeringen af referenceelektroden ses af figur A.2.



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

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

parallelt med femur. Det andet accelerometer placeres midt på den laterale side af underbenet, parallelt med tibia. Disse breadboards påsættes benet ved brug af tape. Knæets vinkel i oprejst position mäter 180° , 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 parallelt med femur og parallelt med tibia. 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° .

A.3.1 Forsøgsopstilling

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. Fodderne placeres med en afstand svarende til ens skulderbredde, hvortil tåspidserne peges let ud til siderne
2. Armene placeres over kors, som vist på figur 2.7
3. Hofte og knæ bøjes således kroppen sænkes kontrolleret. Dette fortsættes indtil en vinkel på 90° af knæet er opnået.
 - Ryggen holdes ret under squat-øvelsen
 - Knæene må ikke gå ud over tåspidserne
4. Kroppen returneres til udgangspunktsposition

En nedadgående squat-øvelse, hvilket ses på figur 2.7, 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 irtettesætter forsøgspersonen sig efter det påsatte tape på væggen,

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

A.3.2 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.3.3 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

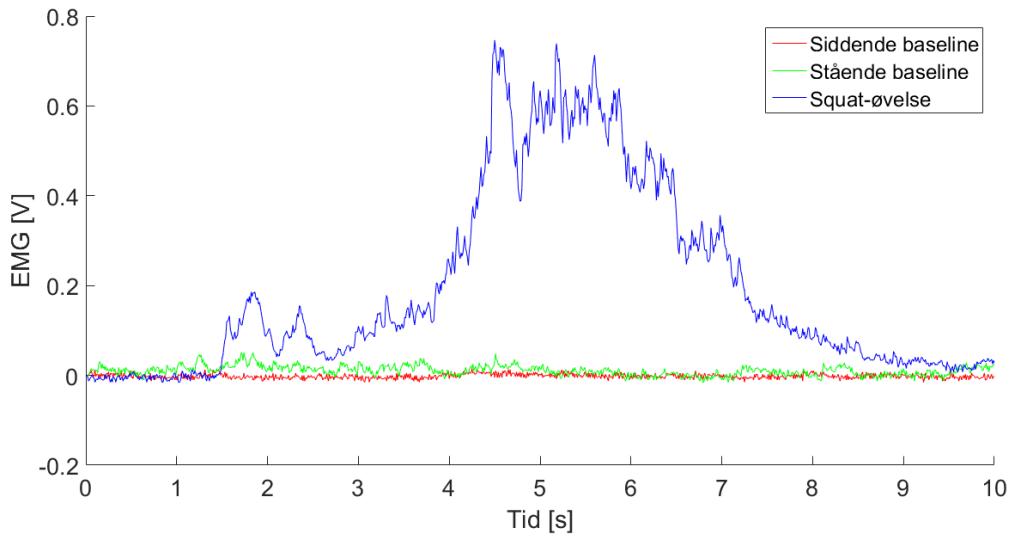
Squat-øvelse

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

A.4 Databehandling

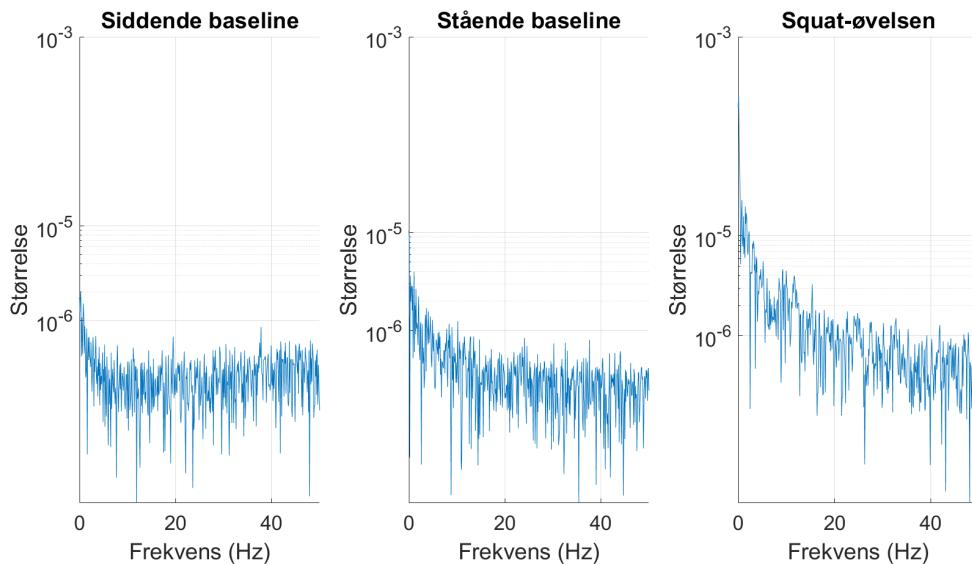
I det præsenterede data tages der udgangspunkt i forsøgsperson 1. Dette er som følge af, at der i EMG-målingerne for forsøgsperson 2 ses et udsving i EMG-signalet, der ligner rystelser, hvilket er grundet rystende ben. Til trods for disse muskelrystelser ses der ligheder mellem målingerne for forsøgspersonerne.

A.4.1 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 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 opadgående bevægelse til øvelsens udgangsposition.

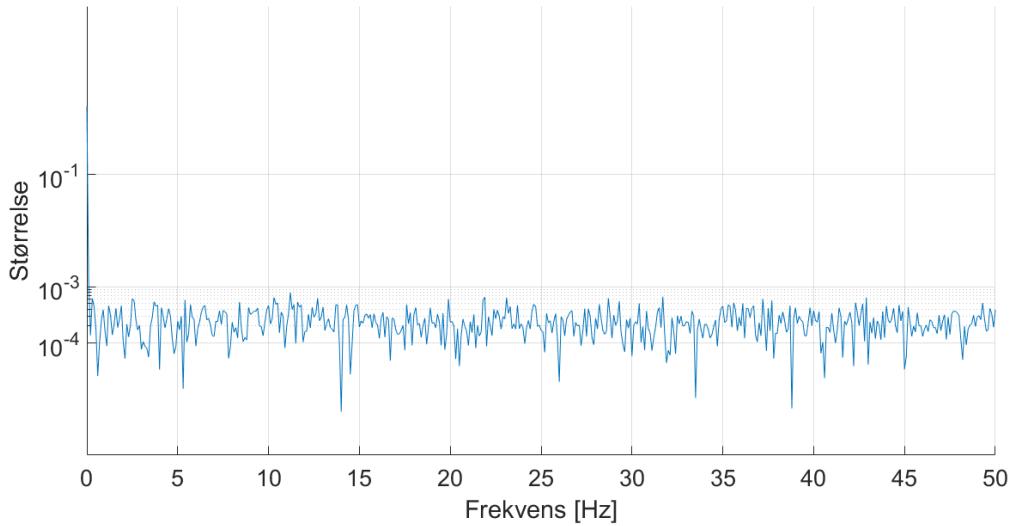


Figur A.5: Frekvensanalyse med semilogaritmisk skala på Y-aksen af EMG-måling for siddende baseline, stående baseline og ved squat-øvelse.

Der er foretaget en frekvensanalyse af siddende og stående baselinemåling til identificering af 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. Ud fra målingerne ses et højere støjniveau på squat-øvelsen end baselinemålingerne.

Baselinemålingernes støjniveauer er dog relativt lave. Det fremgår ikke af figur A.5, 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 4.1.2.

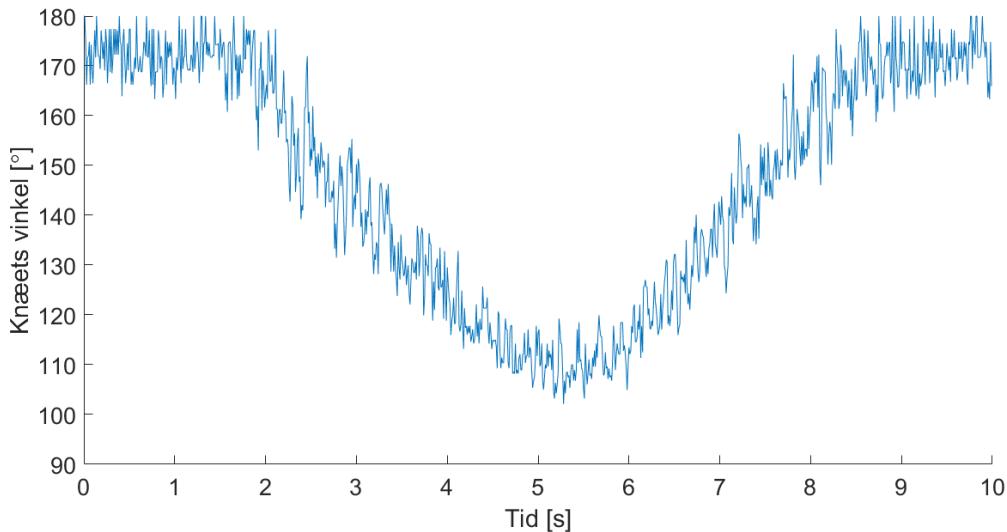
A.4.2 Resultater for accelerometer målinger



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

Af figur A.6 ses frekvensanalysen for accelerometret 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.

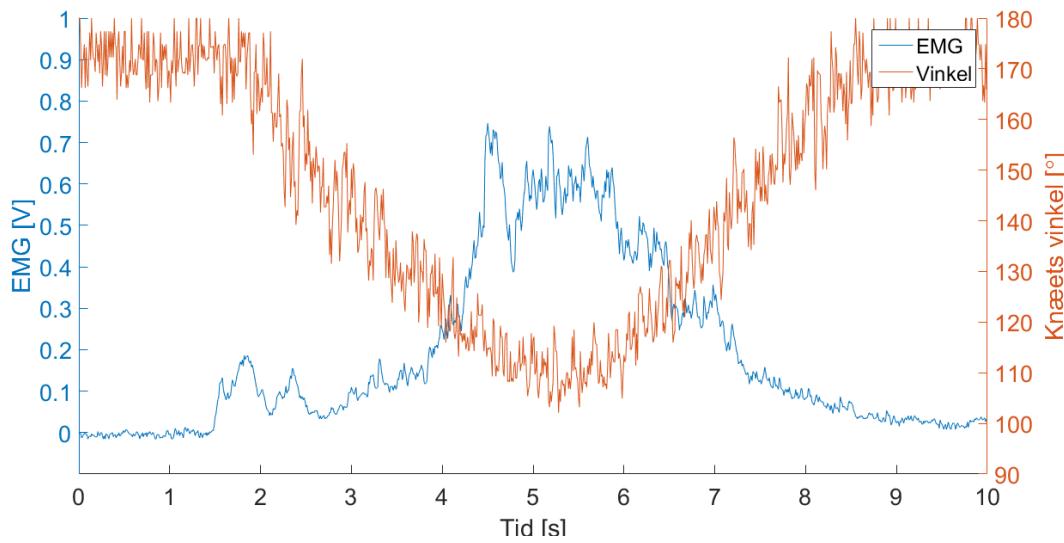
Spændingerne fra accelerometret repræsenterer vinklerne for femur og tibia i Y-aksen. Denne spændingsværdi ønskes omregnet til grader, for således at undersøge vinklen af knæet. Til at omregne spændingen fra begge accelerometre til grader anvendes målingerne anvendt i afsnit B.6.1. Disse resultater er anvendt i funktionerne, hvor lineær interpolation benyttes. EMG-spændingerne for squat-øvelsen er hertil anvendt i funktionerne, således graderne for EMG-målingen findes. Resultaterne fra omregningen visualiseres af figur A.7.



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

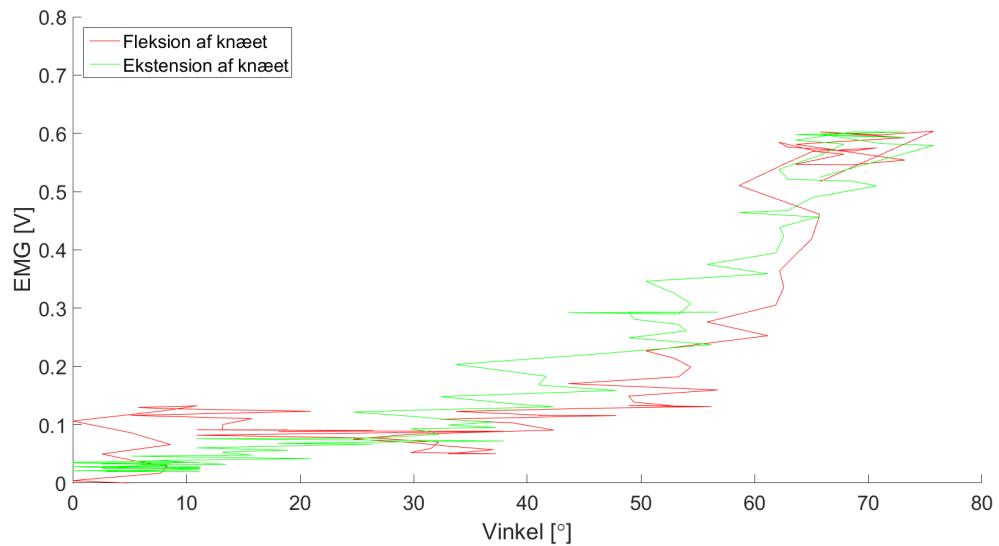
Det fremgår af figur A.7, at forsøgspersonen udfører en fleksion af knæet under squat-øvelsen når ned til en grad på ca. 102° .

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 vinklen over knæet målt ud fra accelerometrene.

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 vinklen større og muskelaktiviteten stiger dermed. Ved ekstension, hvor vinklen bliver mindre, falder muskelaktiviteten.



Figur A.9: EMG-målingen vist i forhold til knæets vinkel.

Test af accelerometer

I dette projekt anvendes to accelerometere, som er beskrevet i afsnit 5.1.1. 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.1 Formål

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

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

B.2 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.3 Metode

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

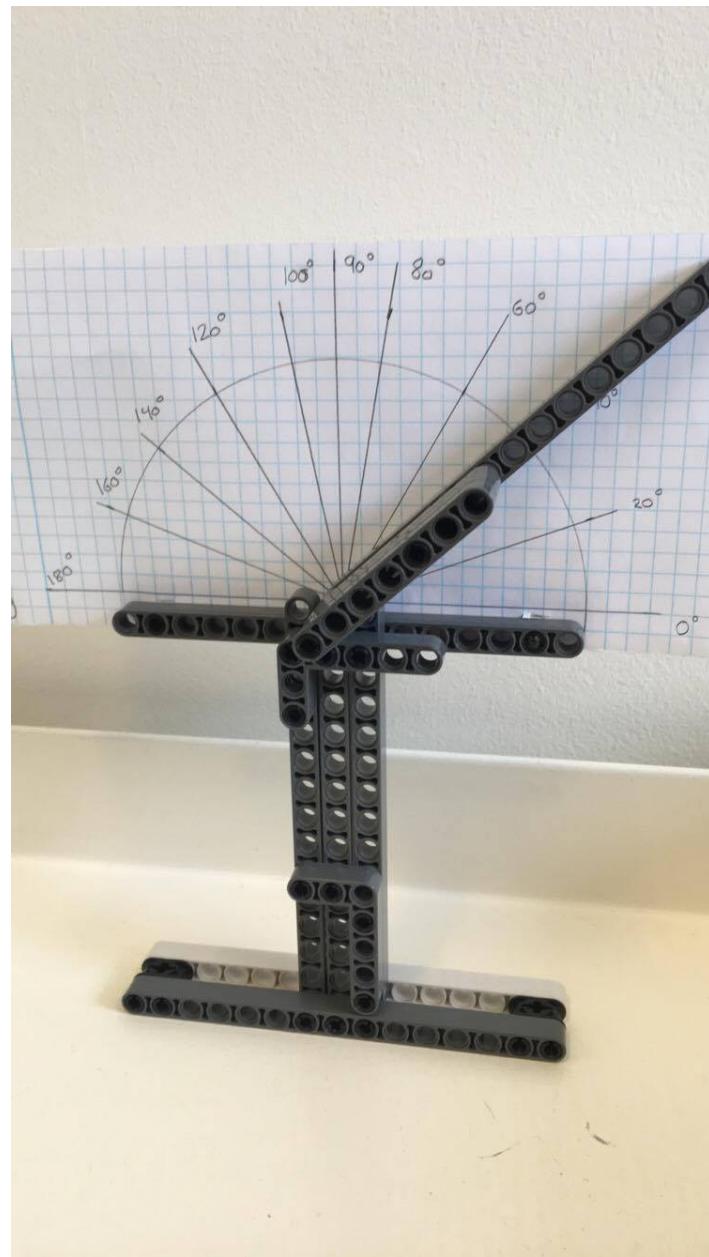
1. Der foretages målinger i accelerometrets tre akser i 11 positioner, hvorved der testes for linearitet
2. Der foretages målinger i accelerometrets tre akser i de seks positioner, der ses af afsnit B.5.2, hvorefter offset kan bestemmes ud fra målingerne. Offsettet bestemmes ud fra accelerometrets 0 g-påvirkning, der måles vinkelret på planet, hvilket svarer til at accelerometret ikke udsættes for tyngdekraften

B.4 Forsøgsopstilling

Hver forsøgsopstilling udføres for begge accelerometere.

B.4.1 Deltest 1

- Accelerometret påsættes vinkeltesteren på figur B.1
 - Accelerometret indstilles efter fremgangsmåden for hver øvelse, som er illustreret i afsnit B.5.1
- Accelerometret tilkobles NI USB-6009, der yderligere tilkobles en computer



Figur B.1: Vinkeltester, som anvendes under forsøget til at holde accelerometret i bestemte vinkler.

B.4.2 Deltest 2

- Accelerometret påsættes breadboardet med tape
- Accelerometret stilles skiftevis vertikalt og horisontalt, således de forskellige akser testes

- Accelerometret placeres efter fremgangsmåden for hver øvelse, hvilket er illustreret af afsnit B.5.2
- Accelerometret tilkobles NI USB-6009, der yderligere tilkobles en computer

B.5 Fremgangsmåde

B.5.1 Deltest 1

Vinkler på henholdsvis 0, 20, 40, 60, 80, 90, 100, 120, 140, 160 og 180° måles og samples for hvert accelerometer i de tre akser i 10 sekunder ved 100 Hz , hvilket er udregnet ud fra Nyquists sætning. Samplingsfrekvensen er dermed det dobbelte af båndbredden for accelerometrene [46]. 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 intervalle
- 90°

B.5.2 Deltest 2

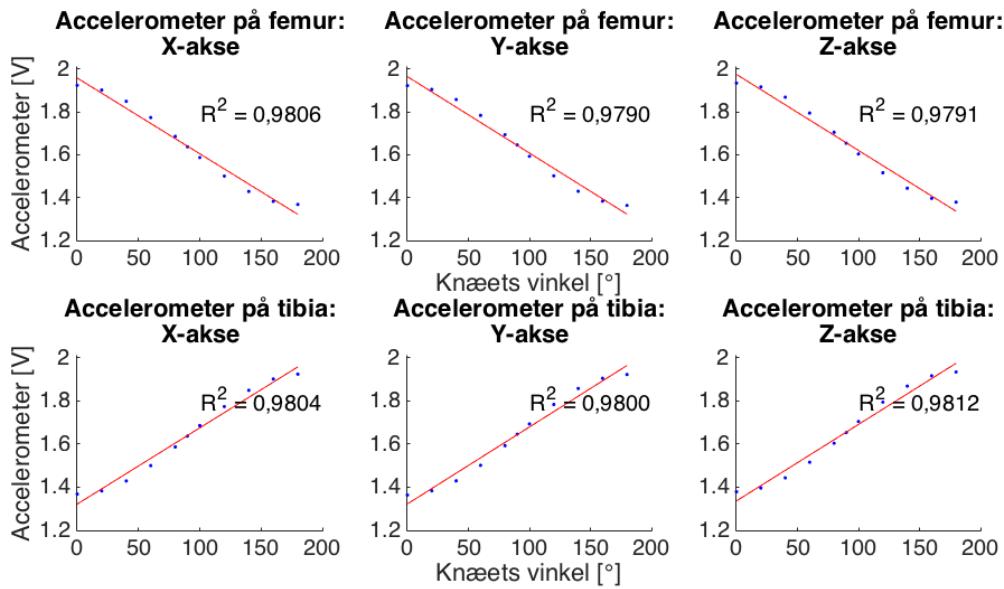
Der foretages målinger i seks forskellige positioner. Hver position måles tre gange og samles i 10 sekunder ved 100 Hz . De forskellige positioner er illustreret i afsnit 5.1.1 af figur 5.2, og er som følger:

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

B.6 Resultater

B.6.1 Deltest 1

For deltest 1 udføres 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.

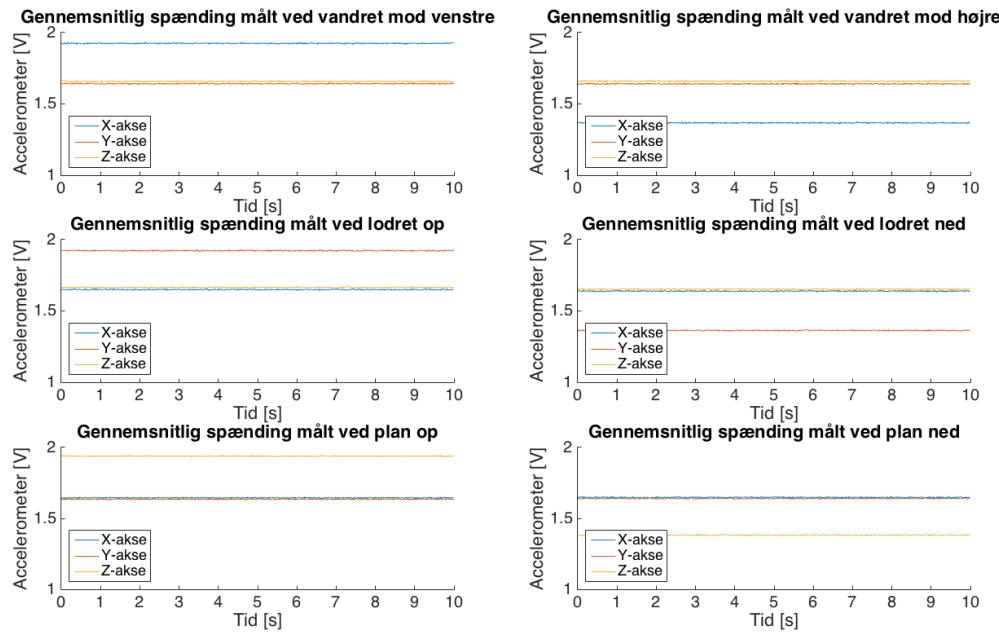


Figur B.2: Lineær regression for hver akse på hvert accelerometer. Målingerne er plottet med blå prikker, og den lineære regression er illustreret med rød. R^2 -værdien er angivet for hvert plot.

Ud fra figur B.2 kan det ses, at R^2 -værdierne er mellem 0,9790 og 0,9812, hvilket svarer til, at sammenhængen er 2% fra at være perfekt lineær. 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.

B.6.2 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 accelerometret påvirkes i 0 g-påvirkning. Den akse, hvor accelerometret påvirkes med 0 g i alle seks forskellige positioner fremgår af figur 5.2. Resultaterne fra målingerne på Y-aksen ses på tabel B.1.

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

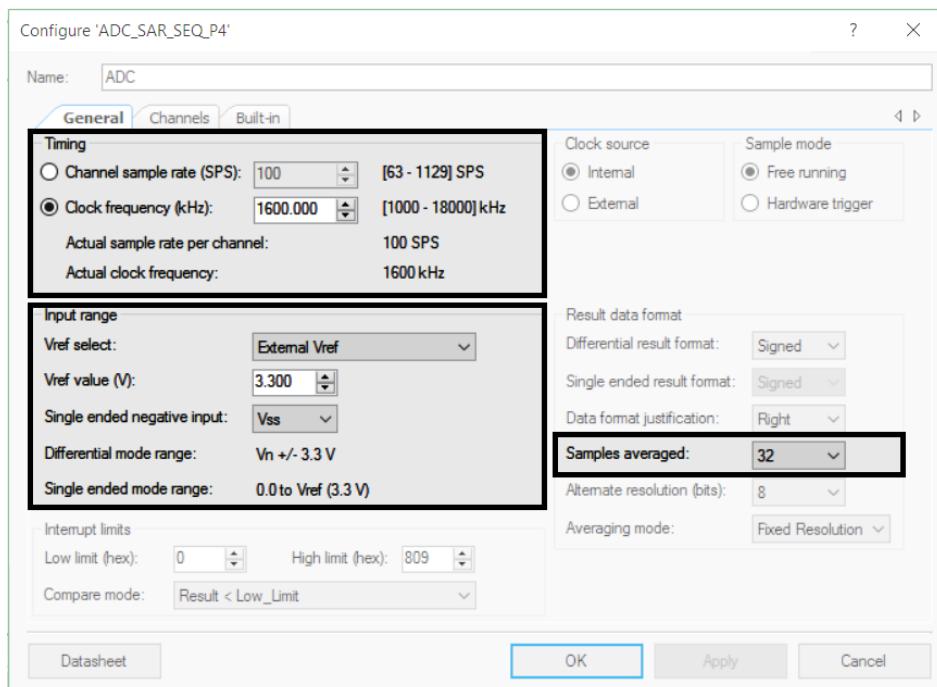
Tabel B.1: Offsettet for accelerometret, samt dens afvigelse i forhold til databladet bestemt for Y-aksen. Accelerometret udsættes for en 0 g-påvirkning i Y-planet.

Bilag C

ADC

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.



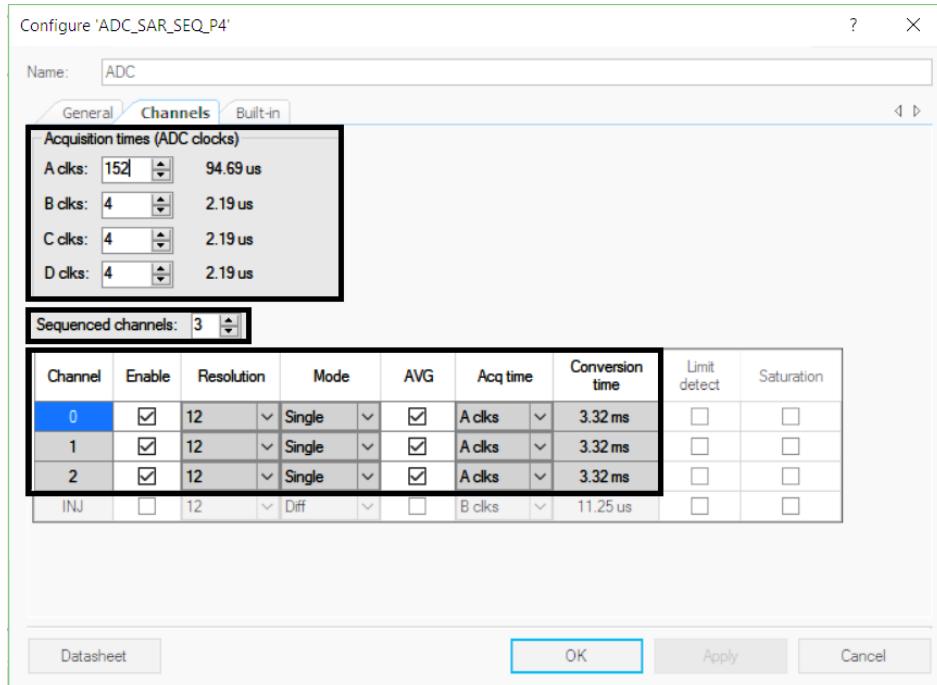
Figur C.1: ADC's generelle indstillinger, hvor de fremhævede områder viser parametre, der er relevante for dette projekt. Øverste blok til venstre viser indstillingsmuligheder for samplings- og clockfrekvens, samt de reelle frekvenser. Nederste blok til venstre viser indstillinger for ADC'ens arbejdsmuligheder i forhold til single ended og differential måling. Blokken til højre 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 og 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 og konverteringstid.

I dette projekt opnås 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 tre 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 fire ADC-clocks, der definerer konverteringstiden for kanalerne. Midterste blok viser antallet af kanaler, der defineres. Nederste blok viser indstillingsmuligheder og konverteringstid 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 $3,3 \text{ V}$. Det negative input for single ended målinger sættes til Vss (Gnd). Dette giver et arbejdsområde for single ended målinger på $0 \text{ V} - 3,3 \text{ V}$. Da det negative input tilsluttes Vss, falder opløsningen 1 bit, da der ikke kan forekomme negative udslag i arbejdsområdet.

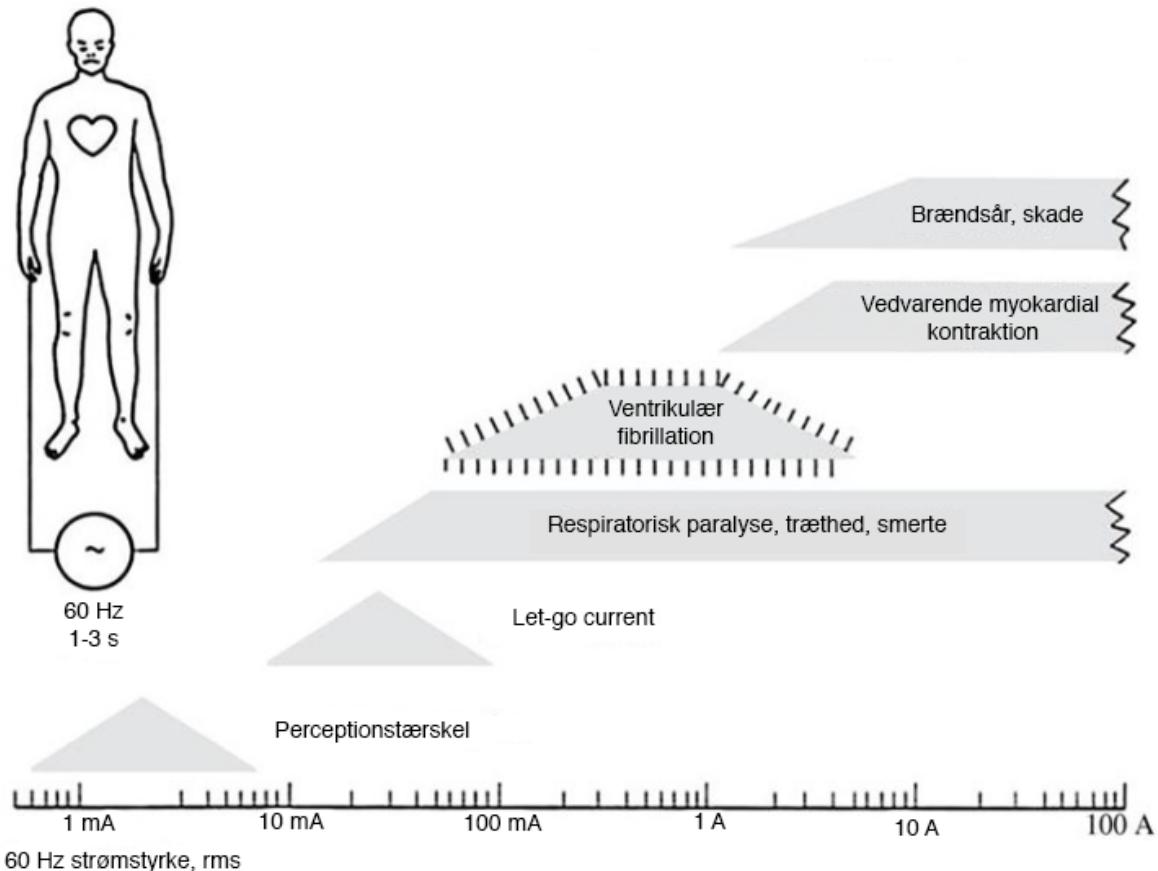
C.1.3 Gennemsnits samples

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 gælder 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.

Bilag D

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 [36]. 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 [36].

Kropsvægt og indgangssted for strømmen afgør, hvilken effekt strømmen har på brugeren. Alt 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 [36].

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 [36].

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 [36].

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 [36].

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, der er illustreret 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.