

Kapitel 1

Indledning

1.1 Indledning

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

De enkelte muskelsvindssygdomme er forskellige, og der er derfor forskel på udviklingen og konsekvenserne af dem. De fleste muskelsvindssygdomme er ikke livstruende, hvis de rette hjælpemidler benyttes, men en af de mest alvorlige muskelsvindssygdomme, der medfører dødsfald grundet sygdommens komplikationer, er Amyotrofisk Lateral Sklerose (ALS) [4].

ALS er en hurtigt fremskridende neurodegenerativ sygdom, der nedbryder motorneuroner i hjernen, hjernestammen og rygmærken. Det betyder derfor, at nervecellerne degenereres, så der opstår atrofi². I Danmark er incidensen af ALS 1 – 3 per 100.000, og prævalensen er 3 – 7 per 100.000 [5]. Den gennemsnitlige levetid for ALS-patienter er tre til fem år efter symptomdebut, hvorefter motoriske neuroner er nedbrudt i en sådan grad, at der ofte opstår fatalt respirationssvigt [6, 7].

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

1.1.1 Initierende problemstilling

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

¹FiXme Note: Der findes omkring 25 forskellige sygdomme.

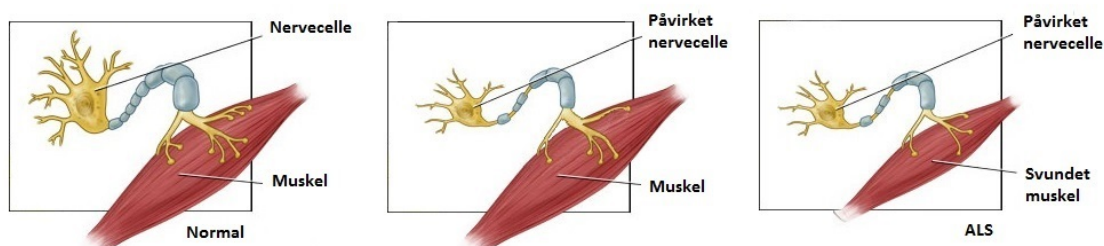
²FiXme Note: Svind af væv, legeme eller organ

Kapitel 2

Problemanalyse

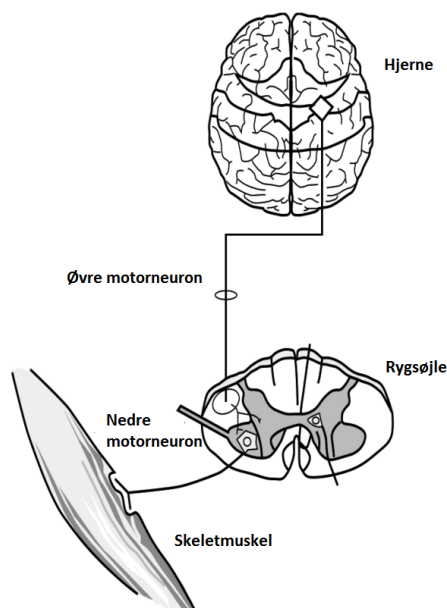
2.1 Amyotrofisk lateral sklerose

ALS er en neurodegenerativ sygdom, der påvirker motorneuronerne i hjernen og rygsøjlen i takt med sygdommens fremskriden, hvilket resulterer i muskelsvaghed [4]. En illustration af, hvordan ALS påvirker motorneuroner, ses af figur 2.1. De første symptomer herpå er kramper, svaghed samt stive muskler, hvilket kan opstå som muskelsvaghed i arme eller ben, talebesvær eller svaghed i de muskler, som styrer respirationen. Symptomer, der begynder i arme eller ben kaldes "limb onset ALS", mens talebesvær samt synkebesvær refereres til "bulbar onset ALS" [8]. Symptomerne og følgerne af ALS varierer fra patient til patient, hvorved nogle patienter først oplever muskelsvaghed i deres ben, mens andre oplever muskelsvaghed i deres hænder og arme eller besvær i form af tale- eller synkebesvær [9, 8].



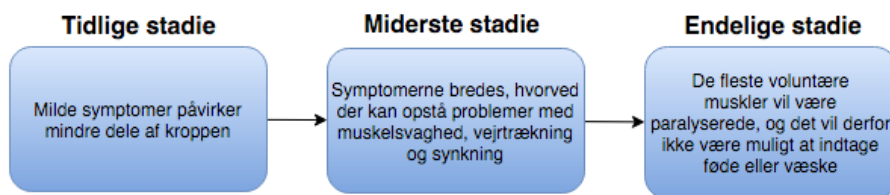
Figur 2.1: Tre stadier for en ALS-patient. Det første stadium illustrerer en normal motorneuron samt en upåvirket muskel. Ved andet stadium ses motorneuronet påvirket af ALS, dog ses muskelen endvidere upåvirket. I det tredje stadium ses motorneuronet påvirket samt muskelen svundet ind. Svundet skyldes en manglende stimulering af muskelen som følge af den påvirkede motorneuron [10].

Muskelsvagheden skyldes abnormiteter i de nedre motorneuroner. De nedre motorneuroner er de nerveceller, der videregiver information fra rygsmarven 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 rygsmarven. Dette medfører, at beskeden fra hjernen har komplikationer med at komme til det givne sted. Dette ses som spasticitet samt overdrevne reflekser [8]. Opdelingen af de nedre samt øvre motorneuroner ses af figur 2.2. Årsagen til, at ALS opstår er oftest ukendt, dog ses en arvelighed i 5 – 10 % af tilfældene. Herudaf anslås 20 % til at have det muterede Superoxid dismutase 1-gen (SOD-1), hvilket resulterer i tab af motorneuroner [9].



Figur 2.2: Illustrerer opdelingen af de nedre samt øvre motorneuroner [9].

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



Figur 2.3: Tre stadier samt de tilhørende symptomer.

I det tidlige stadiet kan patienter ignorere symptomerne, da disse fremstår som milde og kun påvirker mindre dele af kroppen. Ved det midterste stadiet vil symptomerne begynde at udbrede sig, hvortil nogle muskler paralyseres. Andre muskler vil blive svagere med tiden, hvilket blandt andet kan medføre problemer med synkning og vejrtrækningen. I det endelige stadiet vil de fleste voluntære muskler være paralyserede, og det vil derfor forringe deres mulighed for at indtage føde eller væske normalt. Herudover vil patienter oftest i dette stadiet miste evnen til selv at trække vejret, og bliver derfor afhængig af ventilationsstøtte [11]. Den mest almindelige dødsårsag er respirationssvigt, hvilket oftest sker inden for 3 år efter diagnosen er stillet. 25 % af patienterne har en overlevelsesrate på 5 år, og kun 10 % lever længere end 10 år efter diagnosen er stillet [6, 9].

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 [12]. Det er

fordelagtigt at kende patienternes livskvalitet for at vurdere den optimale palliative behandling [13].

Livskvalitet defineres ud fra en persons fysiske sundhed, psykologiske tilstand, grad af selvstændighed, sociale relationer og personlig tro [14].

Der kan fremhæves to forskellige typer af livskvalitetsvurderinger: en overordnet livskvalitet og en sundhedsrelateret livskvalitet. Den overordnede livskvalitet relaterer til patienternes samlede livskvalitet, og den sundhedsrelaterede livskvalitet dækker over de fysiologiske og mentale aspekter ved sygdommen [13, 12]. Da ALS påvirker patienters fysiske formåen, ses der et fald i denne type livskvalitet, som sygdommen fremskrider [13]. Dette fremgår ligeledes af tabel 2.1, der viser en forringet livskvalitet hos ALS-patienter når der sammenlignes med resten af befolkningen. Livskvaliteten vurderes ud fra mobilitet, selvpleje, udførelse af normale aktiviteter, oplevelse af smerte eller ubehag samt diagnoser som angst og depression, hvor næsten 3 gange så mange ALS-patienter lever med disse problemer sammenlignet med den resterende befolkning.

	ALS-patienter	Normativ tysk population
Mobilitet	83,7 %	16,6 %
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 [13]. (Revideret)

Til trods for, at der sker et fald i den sundhedsrelaterede livskvalitet, er der tidligere vist, at den overordnede livskvalitet forbliver stabil [13, 12]. Dette kan forklares ved et "response shift" eller "frame shift", der er en måde at håndtere sin sygdom, hvor social støtte under sygdomsforløbet vægtes højere end normalt i bestemmelsen af livskvalitet [13]. 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 [13, 15].

2.2 Hjælpemidler til brug ved ALS

Som tidligere nævnt er ALS en livstruende sygdom, hvor følgerne udvikler sig gradvist. Dette gør, at patienternes funktionelle evner svækkes over sigt, hvorfor der er behov for en række hjælpemidler, som helt eller delvist kan være en hjælp i hverdagen. Nogle af hjælpemidlerne anvendes i starten af sygdommen, således patienterne kan klare sig selvstændigt, hvor der senere er behov for andre hjælpemidler samt helt eller delvist hjælp fra familie eller plejepersonale [16].

2.2.1 Teknologiske hjælpemidler

Nogle af de mest anvendte hjælpemidler for ALS-patienter er kørestole, toiletstole og stokke, [16] samt hjælpemidler til respiration, der bliver nødvendige sent i sygdomsforløbet [17]. Dette kan være en respirator til at lindre og håndtere vejrtrækningsproblemer. Ved brug af respirator, bliver patienter i højere grad afhængige af hjælp, da det kræver plejepersonale at betjene denne [18]. Hjælpemidlerne er alle redskaber, der støtter og aflaster patienterne, så de kan leve bedst muligt. Hjælpemidlerne kan tilpasses individuelt til den enkelte patients behov, for eksempel i form af en tilpasset kørestol [16].

Udfordringer ved brug af hjælpemidler

Som nævnt i afsnit 2.2 mister patienter muskelkraft, som sygdommen udvikler sig, og de bliver derfor mere og mere afhængige af hjælpemidler, da tabet af muskelkraft til sidst medfører, at kørestolsbrug kan blive nødvendigt. På denne måde forsvinder patienternes selvstændighed, da de er afhængige af hjælpemidler samt assistance fra plejepersonale eller familie [16]. Dette fører til nogle begrænsninger for patienten og medvirker til en forringet livskvalitet. En mulig måde at give ALS-patienter nye muligheder, i takt med at muskelkraften bliver mindre, er anvendelse af et body augmentation-system. Et sådant system bidrager som et supplement til tabte kropsfunktioner [19].

2.2.2 Body augmentation som hjælpemiddel

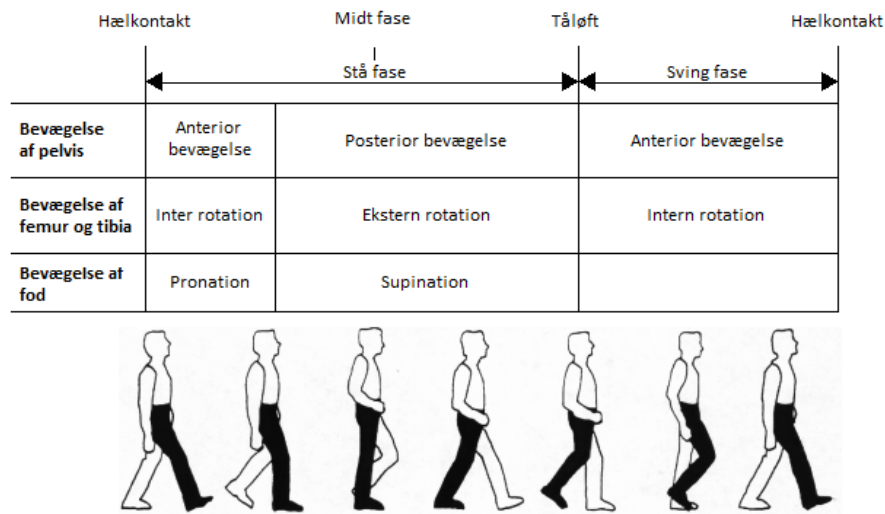
En form for body augmentation er et exoskelet. Et exoskelet anvender biologiske signaler, og kombinerer disse signaler med kraften fra en maskine. På denne måde er det muligt, at maskinen fungerer som en menneskelig operatør, som kan forbedre menneskets styrke eller genoprette bevægelse [20]. Dette gør, at exoskelettet kan anvendes som et hjælpemiddel til patienter, som lider af handicap eller skader, hvorved exoskelettet gør det muligt at aflaste patienten [21].

Forsøg har påvist, at det er muligt for patienter, som er lammet fra brystet og ned, at gå ved brug af exoskelet for patienter. Exoskelettet kan registrere, når patienten bevæger sig til siden og herved hjælpes benene til at gå, selvom patienten er uden muskelkraft og følesans. Foruden fordele ved at gå, formodes det, at det har en positiv indflydelse på patientens kredsløb, knogler, led og fordøjelse [22].

2.3 Gangfunktion

Efterhånden som ALS-patienter mister muskelkraft, vil bevægeligheden i deres led nedsættes, eftersom de ikke har tilstrækkelig muskelkraft til at udnytte leddenes bevægelighed. Af denne grund opstår der kontrakturer i leddene, og muskelstramninger i de muskler, der er omkringliggende. Ved gang anvendes knæ-, hofte- og ankelledet, hvilket fremgår af figur 2.4, og hvis disse led ikke akviteres, opstår der muskelstramninger i benenes muskler [23]. Knæledet vælges som udgangspunkt for et muligt body augmentation-system i form af et exoskelet, da knæledet er et hængsleled og derfor har et begrænset antal frihedsgrader. Knæledet har én frihedsgrad, modsat andre mere komplekse led, hvilket gør at leddet kun kan bevæge sig i en akse. Det antages derfor at knæledet er et af de led som er simplest at opbygge et system omkring og opsamle signaler fra de omkringliggende muskler. Hvis der kan

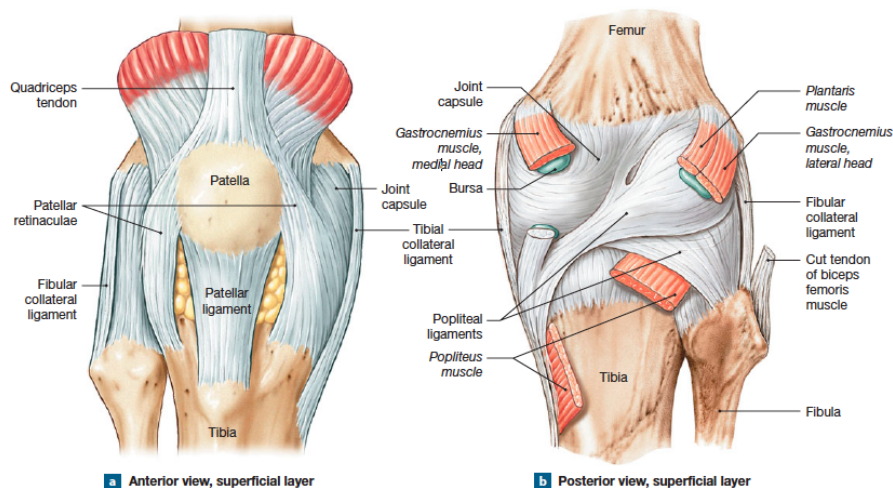
laves et exoskelet omkring knæleddet, vil det kunne antages, at samme princip kan muliggøres ved henholdsvis hofte- og ankelleddet, hvorved gangfunktionen kan opretholdes.



Figur 2.4: Aktivisering af hofte, knæ og ankel under gang [24].

2.3.1 Knæets opbygning

Knæleddet er som tidligere nævnt et hængselled, hvilket medvirker til få frihedsgrader, som gør at knæet kan rotere begrænset samt fleksere og ekstensere. Knæet består af tre separate ledforbindelser. To, der er forbundet mellem femur og tibia, samt et mellem patella og femur, hvilket fremgår af figur 2.5. Ud over de tre separate ledforbindelser stabiliseres knæet af syv ledbånd. Ét af de syv ledbånd er patellarsenen, som er ansvarlig under extension af knæet. Derudover er der to ledbånd, som strækker sig mellem femur, tibia og fibia, hvilket er med til at styrke knæleddets overflade posteriort. Inde i ledkapslen befinder det forreste korsbånd (ACL) og det bagerste korsbånd (PCL), som har til opgave at fastgøre indre knoglefremspring af tibia til knoglefremspringet på femur. Korsbåndene har til opgave at begrænse anteriore og posteriore bevægelser af femur og er med til at opretholde retningen af knoglefremspringene. Det tibiale kollaterale ligament forstærker den mediale flade af knæleddet og det fibulære kollaterale ligament forstærker sidefladen. Disse ligamenter anvendes kun ved fuld ekstension [25].



Figur 2.5: Knæets anatomiske opbygning [25]

2.3.2 Knæets funktion

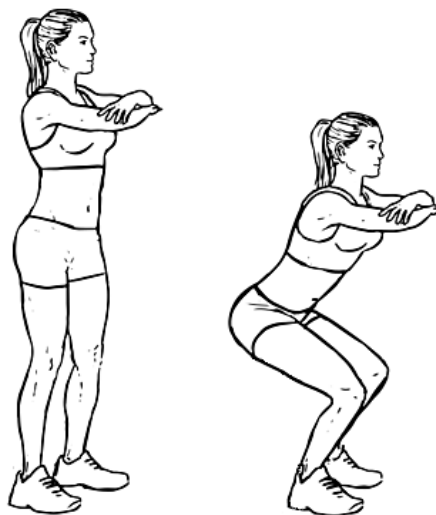
Ved gang aktiveres quadricepsmusklerne, der sidder anterior på femur, og hasemusklernes, der sidder posterior på femur, hvilket fremgår af figur 2.5. Quadricepsmusklerne består af rectus femoris, vastus intermedius, vastus medialis og vastus lateralis. Hasemusklernes består af biceps femoris, semitendinosus og semimembranosus. Ved bevægelse foretager quadriceps- eller hasemusklernes ekstension eller fleksion, hvorved de fungerer som hinandens agonister eller antagonister under bevægelse [25].

Som tidligere nævnt anvendes hofte, knæ og ankler under gang. Udover disse led er også kropsspositionen og sving af leddene afgørende for gangfunktionen. Det fremgår af figur 2.4, hvordan de forskellige led udfører fleksion, ekstension og ændres fra ekstension til neutral bevægelse under gang [25].

Knæets funktion under en squat-øvelse

Den dynamiske squat-øvelse er en udbredt træningsøvelse, som kræver et højt niveau af styrke i flere muskelregioner. Squat aktiverer primært hofte-, lår- og rygmuskulaturen, som alle er vigtige muskler under gang, løb, spring og løft. Herudover anvendes squat som et redskab til rehabilitering af knæet, hvilket skyldes den måde, som knæet belastes under squat [26].

Knæets funktion for bøjningen af benet kan dermed ses ved udførelse af en squat-øvelse. En squat-øvelse udføres ved at stå i en oprejst position med knæ og hofte fuldt udstrakt. Herefter udføres en squat-øvelse i en kontinuerlig bevægelse, indtil den ønskede dybde nåes, hvorefter der udføres en kontinuerlig bevægelse tilbage til oprejst position [26]. En illustration af en squat-øvelse ses af figur 2.6



Figur 2.6: Squat-øvelse [27].

Squat-øvelser udføres med varierende fleksion af knæet. De mest anvendte varianter af øvelsen er halv eller fuld squat. En halv squat-øvelse udføres indtil lårene er parallelle med jorden, hvilket svarer til en fleksion af knæet fra omkring $0 - 100^\circ$. En fuld squat-øvelse udføres indtil det posteriore del af låret og læggen kommer i kontakt med hinanden. Den fulde squat anbefales mere trænede personer, hvorfor den halve squat typisk er foretrukket til genoptræning af knæet [26].

Ved udførelse af en squat-øvelse aktiveres blandt andet musklen rectus femoris. Aktiviteten i rectus femoris, og de resterende quadricepsmuskler, er størst ved $80 - 90^\circ$ fleksion af knæleddet og er derefter relativt konstant [28]. Fra udgangspositionen for squat; oprejst position med en vinkel i knæet på 180° , vil muskelaktiviteten i rectus femoris være progressivt stigende indtil $80 - 90^\circ$ graders knæfleksion og derefter progressivt faldende, som knæet bevæger sig tilbage til 180° [?].

2.4 Problemafgrænsning

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

Da ALS-patienter oplever progressivt muskelsvind, har dette indflydelse på deres selvstændighed, da de gradvist mister kontrollen over deres muskler. Da der kun eksisterer palliative behandlinger til ALS-patienter, fokuseres der i dette projekt på at afhjælpe deres fysiske mangler ved brug af et exoskelet som støtte. Ved opretholdes af de fysiske funktioner vil dette ligeledes have en gavnlig effekt på den sundhedsrelaterede livskvalitet, da det vil kunne resultere i en større selvstændighed [13, 15].

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

2.4.1 Problemformulering

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

Kapitel 3

Systemudvikling

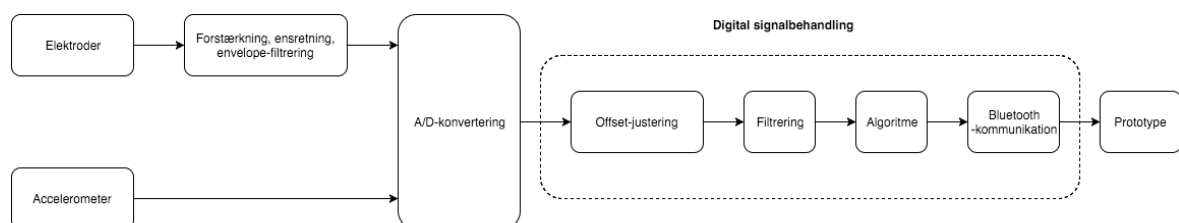
3.1 Systembeskrivelse

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

3.1.1 Overordnet krav til systemet

- Systemet skal registrere muskelaktivitet af rectus femoris og vinklen af knæleddet
- Systemet skal kunne overføre data trådløst til en computer
- Systemet skal kunne ende ud i en prototype af et exoskelet
- Systemet skal være batteridrevet
- Systemet skal være sikkert og ikke til gene for brugeren
- Systemet skal kunne indikere, hvis der ikke er strøm nok til at virke optimalt
- Systemet med prototype skal følge kroppens naturlige bevægelse, med en max forsinkelse på 500 ms ¹

3.1.2 Blokdigram



Figur 3.1: Systemets opbygning.

I dette projekt er der valgt at udarbejde en prototype, som har til formål at bøje knæleddet, når rectus femoris kontraherer. Opbygningen af systemet fremgår af figur 3.1. Der anvendes to sensorer, EMG-elektroder og accelerometre, til at opsamle biologiske signaler. For at registrere

¹FiXme Note: Opmærksom på om dette er et realistisk krav, eller om kravet kan skærpes til f.eks. 200 ms !!!

muskelaktivitet anvendes elektroder og en EMG-forstærker, der har til formål at forstærke, filtrere og ensrette muskelsignalet, der opsamles. Accelerometre anvendes for at give systemet et input om, knæleddets vinkling under en squat-øvelse. Det opsamlede signal sendes herefter videre til den digitale del af systemet, hvilket er bestående af et Bluetooth Low Energy Pioneer kit (CY8CKIT-042-BLE), som opfanger de biologiske signaler og overfører dem trådløst til en CySmartUSB BLE Dongle sat i en computer, som kan kommunikere med prototypen af exoskelettet udarbejdet i LEGO Mindstorm ².

3.2 Sensorer

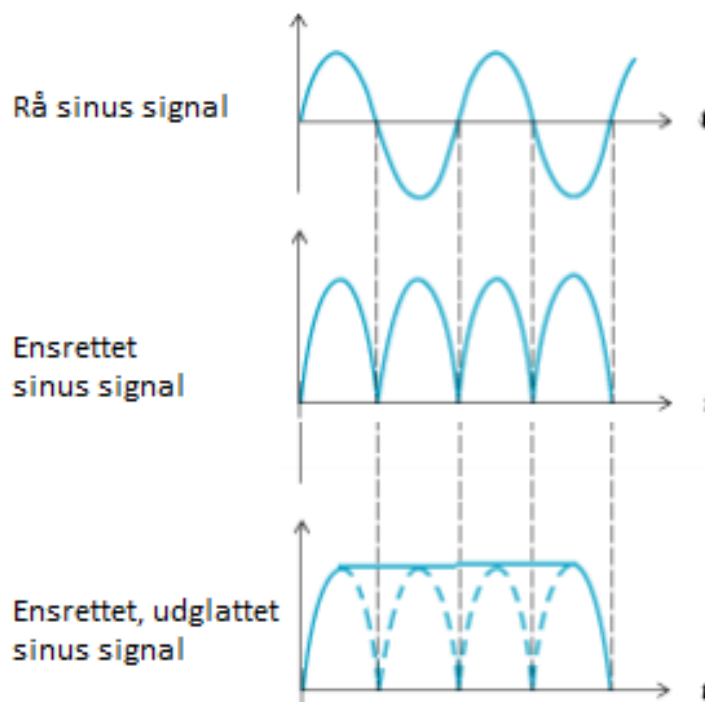
I det tiltænkte system benyttes forskellige sensorer, hvorfra systemet skal agere. Herunder benyttes elektroder til opsamling af EMG-signaler. Til målingen af EMG-signaler ønskes en repræsentation af energimængden i signalet. For at dette opnås skal systemet passere en envelope filtrering. Yderligere ønskes at kunne justere forstærkningen, for at kunne tilpasse amplituden af EMG-signalet, og dermed gøre systemet mere nuanceret. Den justerbare forstærkning vil tillade ALS-patienter at få forstærket signalet i takt med at det progressive muskelsvind.

3.2.1 Elektromyografi

Til behandling af EMG-signalet, anvendes Muscle Sensor V3, der fremover vil blive refereret som 'EMG-forstærker'. Denne komponent måler en differens af de elektriske potentialer der måles gennem elektroderne. EMG-forstærkeren overholder de opstillede krav, og kan anvendes direkte med mikrokontrolleren. EMG-forstærkeren består af en instrumenteringsforstærker, et passivt højpasfilter, en full-wave rectifier, et aktivt lavpass filter og en justerbar forstærker [29].

Et illustration af hvordan EMG-forstærkeren behandler et målt signal ses af figur 3.2.

²FiXme Note: tjek om dette er rigtigt



Figur 3.2: Tre sinus signaler. Henholdsvis et rå sinus signal, ensrettet sinus signal og ensrettet samt udglattet sinus signal [29].

Med udgangspunkt i figur 3.2 ses signalet som sinus kurven. Hertil passerer det højpasfilteret der dæmper dc støjen og dermed offsettet i signalet. Dette ses som signalet sinuskurven der svinger omkring 0, og er nødvendig for at ensretningen viker efter hensigten. Dernæst ensrettes signalet, således at de negative værdier inverteres, og at der kun er svingninger i positiv retning. Dernæst fortages et envelope af signalet, og ses som det udglattede signalet, hvortil der er beregnet en knækfrekvens på $1,94 \text{ Hz}$, ud fra ligning 3.1.

$$f_c = \frac{1}{2\pi CR} = \frac{1}{2\pi * 1 * 10^{-6} F * 80,6 * 10^3 \Omega} = 1,94 \text{ Hz} \quad (3.1)$$

EMG-forstærkeren har en minimum spændingsforsyning på $\pm 3 \text{ V}$ samt en maksimal spændingsforsyning på $\pm 30 \text{ V}$. Herudover er der mulighed for at justere gain fra 0,002 gange - 20,700 gange [29].

EMG er en målemetode, som måler elektrisk aktivitet genereret af musklerne [30]. En EMG-måling dækker over et samlet antal potentialer fra måleområdet, idet der aktiveres mange muskelfibre [31].³

Almindeligvis kan der anvendes to former for forskellige typer EMG-målinger. Den ene er en ikke-invasiv metode, der kaldes overflade-EMG, og den anden er en invasiv metode, intramuskulær EMG [30, 31]. I dette projekt tages der udgangspunkt i overflade EMG-målinger, hvortil der placeres elektroder på hudoverfladen. Ved generel anvendelse af EMG-målinger, benyttes frekvensområdet ved $10 - 500 \text{ Hz}$, hvorfor signaler uden for dette frekvensområde kan betegnes som støj [32, 31].

³FiXme Note: Ved ikke, om der skal skrives noget om, at muskelfiberne inaverers af motorneuroner, og at mængden af muskelfibre pr. motorneuron afhænger af musklen og dens funktion = det ville være godt, inddrag lidt ALS

Denne metode kan påvirkes af flere artefakter, som bevægelsespåvirkning og støjpåvirkning fra elnettet (50 Hz) [31]. Ligeledes kan der ved EMG-målinger fremkomme elektrisk støjpåvirkning fra omkringliggende muskler i forhold til området, der måles på. Dette betegnes som crosstalk [31].

3.2.2 Accelerometer

Et accelerometer er en elektromekanisk enhed, som både kan måle statisk og dynamisk acceleration. Den statiske acceleration kan være tyngdekraften, hvortil det er muligt at bestemme orienteringen af accelerometeret i forhold til jorden. De dynamiske kræfter såsom bevægelse, stød og vibrationer, gør det muligt at analysere accelerometers bevægelse samt hastighed.

I dette projekt anvendes accelerometeret ADXL335Z, som har pin konfigurationen, som kan ses på figur 3.3. Accelerometeret er en 3-aksialt sensor, som har et arbejdsområde på minimum $\pm 3g$, og et output som spænding. Det analoge output signal er proportionelle med accelerationen [33].

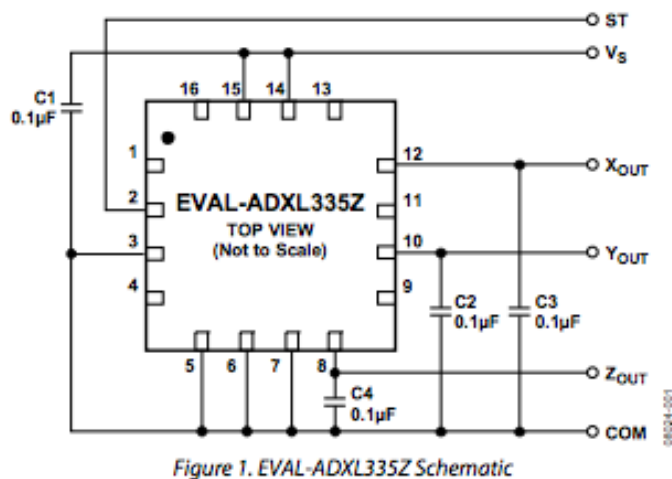


Figure 1. EVAL-ADXL335Z Schematic

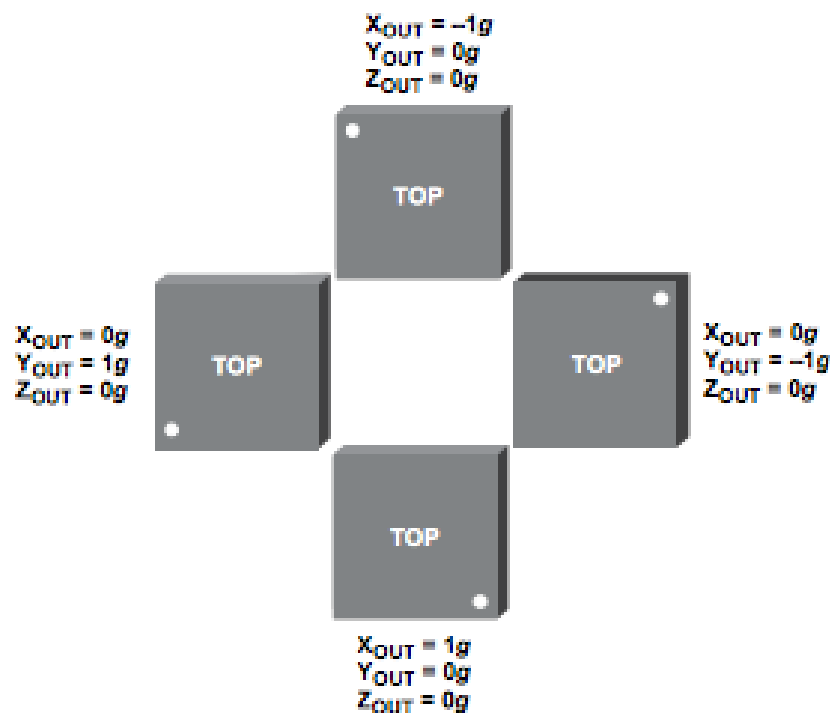
Figur 3.3: Pin konfiguration af accelerometer ADXL335 [33]

Accelerometeret har en single-supply spændingsforsyning, som ligger mellem 1,8 – 3,6 V, denne er reguleret til XX V via tilkobling af en regulator ⁴. Offsettet er afhængig af spændingsforsyningen, men ligger ved 3,4 V på 1,7 V, denne beregnes som det halve af spændingsforsyningen. Båndbredden og støjen varierer for akserne. For x og y-aksen ligger båndbredden mellem 0,5 – 1.600 Hz og støjen normalt på $150 \mu g/\sqrt{Hz}$ RMS, mens båndbredden for z-aksen ligger mellem 0,5 – 550 Hz og støjen normalt på $300 \mu g/\sqrt{Hz}$ RMS. ⁵ [34].

Da accelerometeret er ratiometrisk, hvilket vil sige at outputtet er direkte propotionelt med input, afhænger sensitiviteten ligesom offsettet af spændingsforsyningen. Ved 3.4 V spændingsforsyning, ligger forsyningen på 1.7 mV/g med en tolerance på XX %, hvor outputimpedansen er $XX K\omega$ med en afvigelse på XX % [34].

⁴FiXme Note: afhænger af hvad Jan sætter regulatoren til

⁵FiXme Note: Den spektrale effekttæthed måles i $\mu g/\sqrt{Hz}$ og dividere dette med kvadratroden for båndbredden for signalet \sqrt{Hz} , hvilket giver RMS af accelerationsstøjen ved en temperatur på 25°C



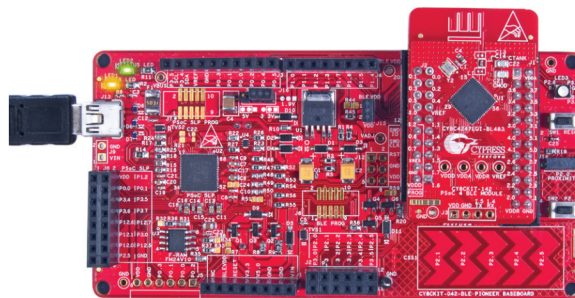
Figur 3.4: Accelerometeret, ADXL335Z, påvirkning i de forskellige akser

Ved hældning af accelerometeret vil der ske en acceleration i forhold til tyngdekraften, afhængig af plan samt retning som det hældes i. Dette fremgår af figur 3.4. Herved vil der ske en ændring i spændingen fra referencepunktet ved en hældning på 0° . Hvis accelerometeret eksempelvis befinder sig i den øverste situation på figur 3.4, påvirkes x-aksen med $-1g$. Denne sammenhæng og derved patientens hældning kan udtrykkes ved følgende ligning [?]

$$V_{out} = V_{offset} + sensitiviteten \cdot \sin(vinklen) \quad (3.2)$$

3.3 Løsningsstrategi

Til dette system benyttes komponenter fra Cypress's CY8CKIT-042-BLE udviklingssæt. Ud fra dette sæt er der udvalgt de nødvendige komponenter, så der kan fortages analog til digital konvertering af de signaler, der måles via sensorerne i afsnit 3.2. Yderligere skal systemet være i stand til at kommunikere trådløst med andre enheder.



Figur 3.5: CY8CKIT-042 BLE Pioneer baseboard, samt CY8CKIT-142 PSoC 4 BLE modulet [35].

I figur 3.5, ses de valgte komponenter, der består af et CY8CKIT-042 BLE Pioneer baseboard og et CY8CKIT-142 PSoC 4 BLE modul. Baseboardet er platformen, hvorpå sensorerne vil blive tilkoblet, og hvor de analoge signaler konverteres til digitale signaler. Baseboardet har mulighed for tilkobling af en spændingsforsyning, bestående af et 3 V knapcelle batteri, eller via mikro USB tilslutningen [36]. Der er mulighed for udvidelse af baseboardet, ved anvendelse af moduler fra Cypress, samt Arduino shields eller 6-pins Digilent Pmod udvidelseskort [36].

3.3.1 Analog til digital konvertering

CY8CKIT-142 PSoC 4 modulet indeholder en SAR ADC, som gør det muligt at konvertere det analoge signal til et digital. Det er muligt at konfigurere op til 8 analoge kanaler og læse dem samlet eller kun en enkelt indgang ad gangen. Der kan vælges mellem at anvende 8, 10 og 12 bit og kan sample op til 1 MSP'er med en opløsning på 12 bit. SAR ADC'en understøtter single ended og differentiale indgange. Derudover er det muligt at tilføje en indsprøjtning kanal ved scanningssekvens med firmwarekontrol ved runtime. ADC'en kan den sættes op så den i hardware udfører en gennemsnitsberegning. [?]

3.3.2 Trådløs kommunikation

For at kunne kommunikere trådløst benyttes CY8CKIT-142 PSoC 4 BLE, der et Cypress BLE modul. Kommunikationstypen er Bluetooth Low Energy (BLE) [36], der er en power-effektiv (dansk ord for power???) form for Bluetooth-teknologi. Bluetooth er en standard for kortdistance trådløs teknologi, som muliggør kommunikation mellem flere enheder gennem radiobølger. Dette betyder, at systemet benytter mindre batteri på Bluetooth-kommunikationen, end almindelig Bluetooth gør. Af denne grund kan der benyttes små batterier, uden det bliver nødvendigt at skifte dem ofte [37]. CY8CKIT-142 PSoC 4 BLE har en operationsfrekvens på 2,4 GHz [36].

Ud over de to mikrocontrollere til det endelige system, benyttes en BLE-dongle, der giver mulighed for at en computer kan kommunikere trådløst med systemet. Dette tillader således trådløs test og debugging af systemet. BLE-donglen forsynes via USB-porten på den givne computer med 5 V [36].

Til at programmere og debugge mikrokontrollerne, benyttes det tilhørende Cypress software, PSoC Creator 3.3. I dette projekt anvendes programmeringssprog C, men det er

muligt også at anvende C#, Perl og Python.

Litteratur

- [1] Københavns Universitet. *Ny viden om alvorlig muskelsygdom*. Københavns Universitet, 2015. URL <http://sund.ku.dk/nyheder/nyheder2013/ny-viden-om-alvorlig-muskelsygdom/>.
- [2] K. Arahata. Muscular dystrophy. *Neuropathology*, 2014. doi: 10.1046/j.1440-1789.2000.00321.x.
- [3] Muskelsvindsfonden. *Hvad er muskelsvind?* Muskelsvindsfonden, 2016. URL <http://muskelsvindfonden.dk/om-muskelsvind/hvad-er-muskelsvind/>.
- [4] 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.
- [5] M. B. Russell, J. S. Andersen, and et. al. N. Witting. *Amyotrofisk lateral sklerose*. Lægehåndbogen.
- [6] 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.
- [7] J. Morris. Amyotrophic lateral sclerosis (als) and related motor neuron diseases: An overview. *The Neurodiagnostic Journal*, 2015. doi: 10.1080/21646821.2015.1075181.
- [8] 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/amyotrophiclateralsclerosis/detail_ALS.htm.
- [9] R. G. Miller, D. F. Gelinas, and P. O'Connor. et. al. *American Academy of Neurology: Amyotrophic Lateral Sclerosis*. Demos Medical Publishing, 2005. doi: 9781934559062.
- [10] M. E. Drake. *Amyotrophic lateral sclerosis - neurological disorder*. Biotechnologic forums, 2015. URL <http://www.biotechnologyforums.com/thread-6946.html>.
- [11] 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>.
- [12] 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.
- [13] B. Ilse, T. Prell, and et. al. M. Walther. Relationships between disease severity, social support and health-related quality of life in patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Social Indicators Research*, 2015. doi: 10.1007/s11205-014-0621-y.

- [14] 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>.
- [15] F. Tramonti., P. Bongioanni., and et. al. C. Fanciullacci. Balancing between autonomy and support: Coping strategies by patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Journal of the Neurological Sciences*, 320, 2012. doi: 10.1016/j.jns.2012.07.006.
- [16] Å. Brandt and L. Jensen. *Grundbog om hjælpemidler: til personer med funktionsnedsættelse*, volume 1. Gyldendal Akademisk, 2010. doi: 9788762808034.
- [17] C. Heffernan, C. Jenkinson, and et. al. T. Holmes. Management of respiration in mnd/als patients: An evidence based review. *Amyotrophic Lateral Sclerosis*, 7, 2006. doi: 10.1080/14660820510043235.
- [18] 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>.
- [19] J. A. Erlen. Technology: possibilities and pitfalls. *Orthopedic nursing*, 2003.
- [20] C. J. Yang, J. F. Zhang, and et. al. Y. Chen. A review of exoskeleton-type systems and their key technologies. *Journal of Mechanical Engineering Science*, 222, 2008. doi: 10.1243/09544062JMES936.
- [21] 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>.
- [22] 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/>.
- [23] Institut for Muskelsvind. *Muskelsvind*, 2008. URL <http://www.aarhus.dk/~media/Subsites/HandiInfo/Docs/Leksikon/Muskelsvind.pdf>.
- [24] TIS Orthopedics II. *Typical Foot Function During Walking*, 2016. URL <http://www.therapyedu.com/ortho2/ortho2-02.htm>.
- [25] F. H. Martini, J. L. Nath, and E. F. Bartholomew. *Fundamentals of Anatomy and Physiology*. Pearson, 2012. doi: 978-0-321-70933-2.
- [26] R. F. Escamilla and M. I. 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.
- [27] Workout Labs. *Chair Squat*, 2015. URL <http://workoutlabs.com/exercise-guide/chair-squat/>.
- [28] 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.

- [29] 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>.
- [30] 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.
- [31] 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.
- [32] G. Zouridakis and J. Morre. *Biomedical Technology and Devices Handbook*. 2003. doi: 978-1-4398-7071-6.
- [33] Analog Devices. *EVAL-ADXL335Z*. Analog Devices, 2009. URL <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/evaluation-documentation/EVAL-ADXL335Z.pdf>.
- [34] Analog Devices. *ADXL335*, 2010. URL <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL335.pdf>.
- [35] Cypress Semiconductor Corporation. *CY8CKIT-142 PSoC 4 BLE module*, 2015. URL <http://www.cypress.com/file/140711/download>.
- [36] Cypress Semiconductor Corporation. *CY8CKIT-042-BLE Bluetooth Low Energy (BLE) Pioneer Kit Guide*, 2014. URL <http://www.cypress.com/file/229211/download>.
- [37] N. Gupta. *nside Bluetooth Low Energy*. Artech House, 2013. doi: 9781608075799.
- [38] H. J. Hermens, B. Freriks, and R. Merletti et al. *SENIAM 8: European Recommendations for Surface Electromyography*. Roessingh Research and Development, 1999. doi: 90-75452-15-2.
- [39] PA Foot. *Ankle Fracture*, 2016. URL <http://pafootdoctors.com/ankle-fractures-stress-fractures-broken-ankle/>.

Bilag

A.1 Pilotforsøg

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

A.1.1 Formål

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

EMG-måling

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

Accelerometer-måling

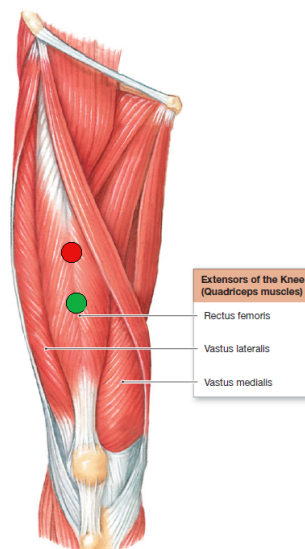
1. Identificering af støjsignaler
2. Identificering af knæleddets vinkel

A.1.2 Materialer

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

A.1.3 Forsøgsopstilling

Til forsøget benyttes en EMG-forstærker, der måler 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 [38]. Elektroderne placeres midt for linjen mellem anterior spina iliaca superior og den superior del af patella [38]. Placeringen af elektroderne illustreres af figur A.1.



Figur A.1: Låret set anteriort. Placering af positiv (rød) samt negativ (grøn) elektrode ses på rectus femoris [25].

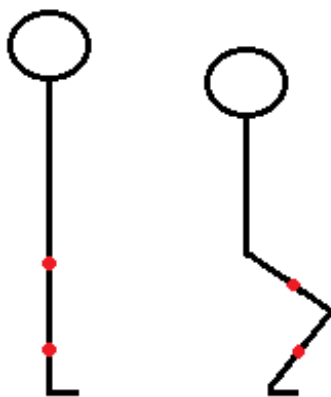
Referenceelektroden placeres, ligeledes efter SENIAM's anvisninger, omkring anklen [38]. Placeringen af reference elektroden ses af figur A.2.



Figur A.2: Placering af referenceelektrode omkring anklen [39].

Til forsøget benyttes endvidere to accelerometre, som måler i x, y- samt z-aksen. Disse benyttes for at kunne identificere vinklen af knæet under øvelsen. For så vidt muligt at kunne 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 måler 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 accelerometers parametre. Udregningen for dette kan ses i afsnit A.3.



Figur A.3: Placering af accelerometrene på låret samt underbenet. Disse placeringer er markeret med rød.

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

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

En illustration af squat-øvelsen ses af figur 2.6.

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

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

Da mikrokontrolleren benytter en operationsspænding på $XX\text{ V}$ ønskes en signalamplitude under operationsspændingen, da dette vil bidrage til en mindre støjpåvirkning.

A.1.4 Oversigt af forsøgsopstilling

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

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

A.1.5 Fremgangsmåde

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

Pilotforsøg

Baseline måling

- 10 sekunders måling, hvor forsøgspersonen står oprejst

1. måling

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

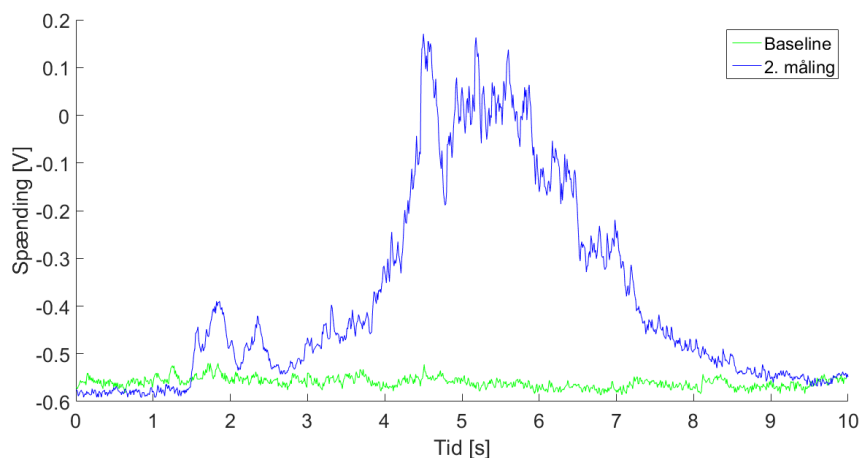
2. måling

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

A.2 Databehandling

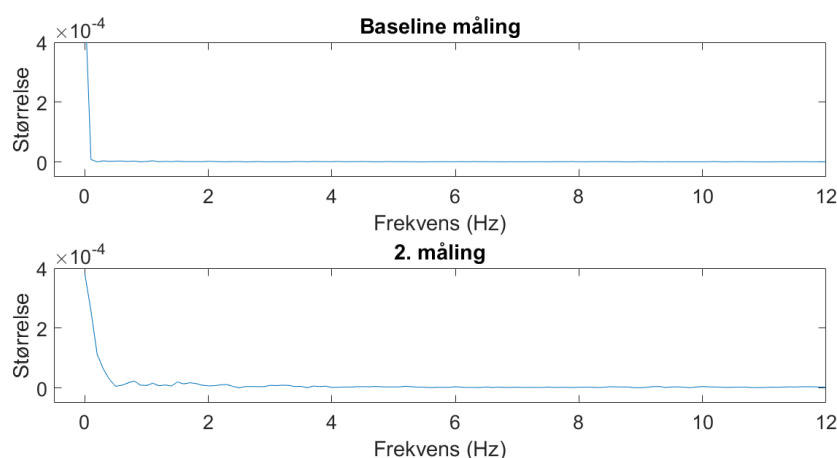
I det præsenterede data tages der udgangspunkt i forsøgsperson 1. Dette er som følge af, at målingerne for forsøgsperson 2 er påvirket af muskelrystelser. Til trods for muskelrystelserne ses der ligheder mellem målingerne for forsøgspersonerne.

Resultater for EMG-målinger



Figur A.4: EMG-målinger af baseline og 2. måling.

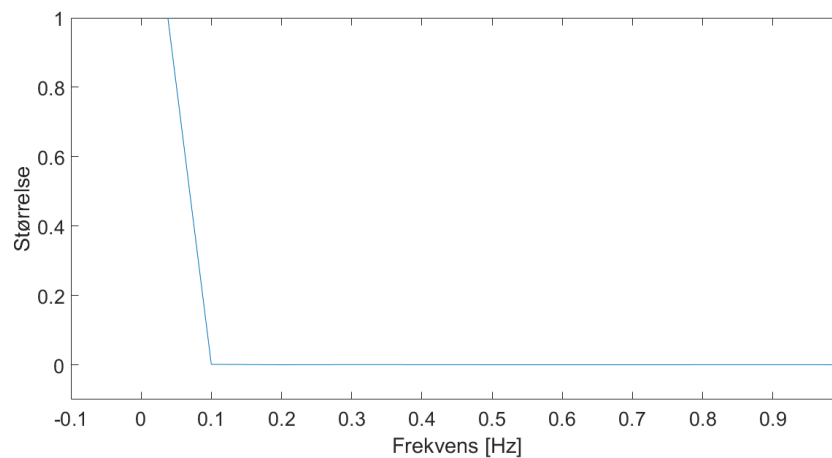
Ud fra figur A.4, ses baseline samt 2. måling for forsøgsperson 1. Hertil ses et negativt offset for begge målinger mellem $0,5 - 0,6$ V. Ved 2. måling ses en stigning ved $1,5$ s, hvilket relateres til forsøgspersonens nedadgående bevægelse til maks 90° flektion af knæet under squat-øvelsen. Yderligere ses et fald i amplitude ved ca. 6 s, der relateres til en opdagående bevægelse til øvelsens udgangsposition.



Figur A.5: Frekvensanalyse af EMG-måling for baseline og 2. måling.

Der er foretaget en frekvensanalyse af baseline måling for at identificere støjsignaler. Dette ses af figur A.5, hvor der yderligere fremgår en frekvensanalyse af 2. måling for identificering af frekvensområdet for bevægelsen. Der opses ingen støjsignaler på signalet, udover en dc-komponent ved 0 Hz. Derudover fremgår det ikke af figuren, hvorvidt der er 50 Hz støj på signalet, da der samples med 100 Hz, hertil er nyquist-frekvensen 50 Hz. Herudover viser frekvensanalysen ikke amplituden af 50 Hz støj, dog antages den for at være tilstede, da dette er en kendt støjfaktor. Af frekvensanalysen for 2. måling identificeres frekvensområdet som værende relativt lavfrekvent, $0 - 2$ Hz. Dette kan relateres til, at EMG-forstærkeren har en knæfrekvens på $1,94$ Hz, hvortil udregningen ses i afsnit 3.2.

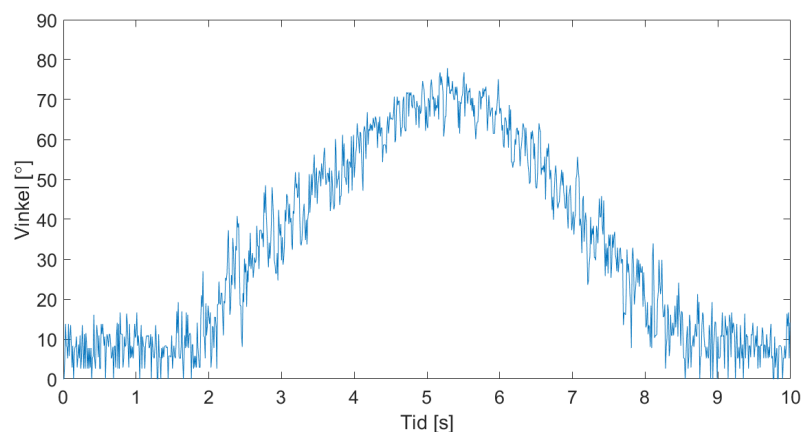
Resultater for accelerometer målinger



Figur A.6: Frekvensanalyse af baseline måling for accelerometer

Af figur A.6 ses frekvensanalysen for accelerometeret i x-aksen. Ud fra dette ses ingen støjsignaler ud over en dc-komponent, der er dæmpet ved $0,1 \text{ Hz}$. Grundet samplingsfrekvensen er der ingen 50 Hz støj, hvortil årsagen er beskrevet under frekvensanalysen for EMG-målingen.

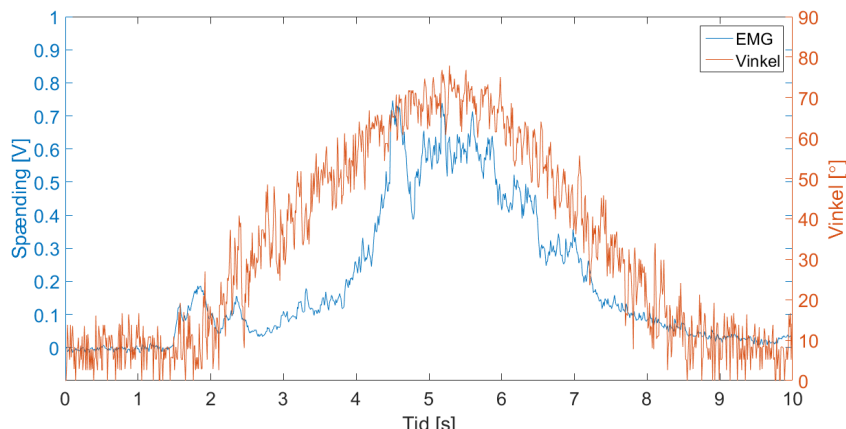
Spændingerne fra accelerometeret repræsenterer vinklerne for femur og tibia i y-aksen. Denne spændingsværdi ønskes omregnet til grader, for således at undersøge vinklen af knæet. Til at omregne spændingen fra begge accelerometer til grader anvendes målingerne anvendt i afsnit A.3.6. Disse resultater er anvendt i funktioner, hvortil lineær interpolation benyttes. EMG-spændingerne for 2. måling er hertil anvendt i funktionerne, således graderne for EMG-målingen findes. Resultaterne fra omregningen visualiseres af figur A.7.



Figur A.7: Vinkler fra accelerometerne under 2. måling

Det fremgår af figur A.7, at forsøgspersonen udfører en flektion af knæet under 2. måling til en grad på ca. 78° .

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



Figur A.8: EMG og vinkler fra accelerometre under 2. måling

A.3 Test af accelerometer

I dette projekt anvendes to accelerometre, som er beskrevet i afsnit 3.2.2. Disse anvendes som sensorer til opsamling af acceleration, der giver et outputsignal i form af en spænding. For at kunne anvende et accelerometer er det vigtigt at kende forskellige tolerancer i forhold til deres datablade, hvorfor et forsøg udføres for at kunne tage højde for disse parametre.

A.3.1 Formål

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

1. Test af linearitet
2. Identificering af offsettet og sensitiviteten for accelerometrene
3. Identificering af spænding ved forskellige vinkler

A.3.2 Materialer

- Accelerometre ADXL335
- Tape
- Vaterpas
- Breadboard
- LEGO-model, fremgår af figur A.9
- Computer med Scopelgger og MATLAB
- NI USB-6009

A.3.3 Metode

Der opstilles en metode til hvert formål i afsnit A.3.1. Formål 1 opfyldes ved deltest 1, og formål 2 og 3 opfyldes ved deltest 2.

1. Der foretages målinger i accelerometerets tre akser i 11 positioner, hvorved der kan testes for linearitet
2. Der foretages målinger i accelerometerets tre akser i de seks positioner, hvorefter offset og sensitiviteten kan beregnes ud fra målingerne. Offsettet beregnes ud fra accelerometerets

0 g-påvirkning, der måles vinkelret på planet, hvilket svarer til at accelerometeret ikke udsættes for tyngdekraften. Sensitiviteten måles ud fra en 1 g-påvirkning

3. Ud fra målingerne ved 0 og 1 g-påvirkning kan spændingen ved 1° og 90° beregnes ved ligning 3.2

A.3.4 Forsøgsopstilling

Forsøgsopstillingen udføres på samme måde for begge accelerometre.

Forsøgsopstilling af deltest 1

- Accelerometeret påsættes LEGO-modellen på figur A.9
 - Accelerometeret indstilles efter fremgangsmåden for hver øvelse som er illustreret i afsnit A.3.5
- Accelerometeret tilkobles NI USB-6009
- NI USB-6009 tilkobles en computer

Forsøgsopstilling af deltest 2

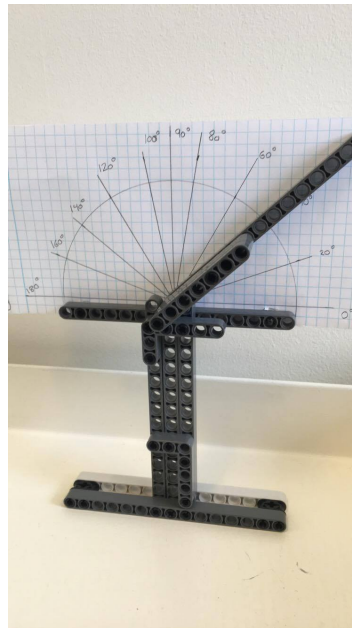
- Accelerometeret påsættes breadboardet og fastsættes med tape
- Accelerometeret indstilles, så det er i vater med et vaterpas
 - Accelerometeret placeres efter fremgangsmåden for hver øvelse, hvilket er illustreret i afsnit A.3.5
- Accelerometeret tilkobles NI USB-6009
- NI USB-6009 tilkobles en computer

A.3.5 Fremgangsmåde

Fremgangsmåde for deltest 1

Hver vinkel måles og samples for hvert accelerometer i hver akse i 10 sekunder ved 100 Hz, hvilket er det dobbelte af båndbredden for accelerometrene [34]. Målingerne er udført for begge accelerometre i henholdsvis x-, y- og z-aksen, og vinklen ændres ved at justere LEGO-modellen på figur A.9, så følgende vinkler fremgår af modellen:

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

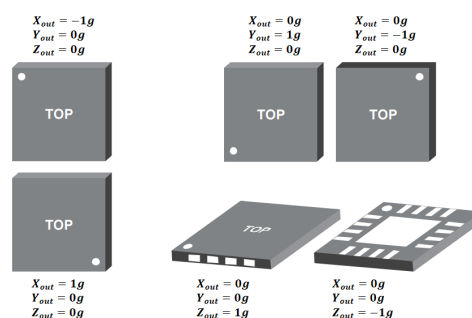


Figur A.9: Vinkeltester, som anvendes under forsøget til at holde accelerometeret i bestemte vinkler.

Fremgangsmåde for deltest 2

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

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



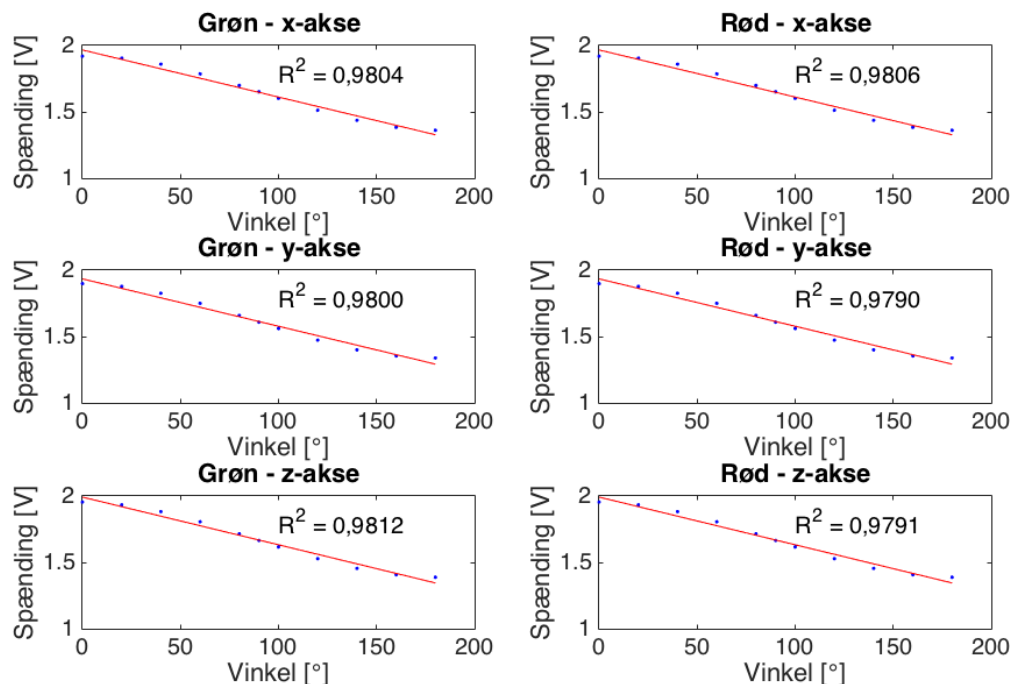
Figur A.10: Påvirkning af accelerometeret i forskellige positioner. Til venstre måles accelerometeret i lodret plan, til højre øverst vandret og til højre nederst i plan [34].

A.3.6 Resultater

Resultater for deltest 1

For deltest 1 udføres en lineær regression, hvor data fra målingerne af begge accelerometers output ved hver målt vinkel plottes som en funktion af vinklerne. Derefter udføres den lineære

regression, og R^2 -værdien findes, så det kan bestemmes, om punkterne er lineære. Plots, regressioner og R^2 -værdier kan ses på figur A.11.



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

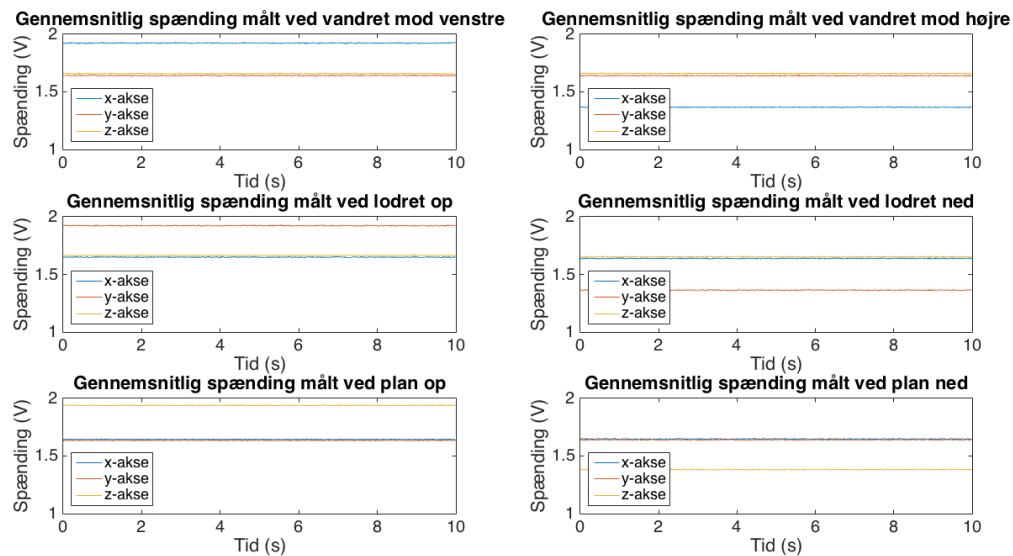
Ud fra figur A.11 kan det ses, at R^2 -værdierne er mellem 0,9790 og 0,9812. Graferne ville have en perfekt lineær sammenhæng, hvis $R^2 = 1$. Det kan derfor siges, at der her ses en lineær tendens ud fra disse målinger, selvom punkterne på alle seks grafer viser en s-formet bølge omkring regressionslinjen,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

Resultater for deltest 2

De viste resultater heri er for det ene accelerometer¹, da sensitiviten og offsetet ændrer sig hver gang, der udføres et forsøg. Det vil derfor ikke være muligt at fastsætte konstante værdier for sensitivitet og offset, hvorfor det centrale at udlede er metoden til at beregne værdierne, da udregningerne skal foretages ved hvert forsøg.

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

¹FiXme Note: resultaterne er fra det røde accelerometer



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

Offset beregnes ud fra de målinger, hvor accelerometeret påvirkes med 0 g. Den akse hvor accelerometeret påvirkes med 0 g i alle seks forskellige positioner fremgår af figur A.10. Resultaterne fra målingerne fremgår af tabel A.1.

Målt retning	Målt akse	Offset
Lodret op	X	1,6793 V
Lodret op	Z	1,6857 V
Lodret ned	X	1,6750 V
Lodret ned	Z	1,6806 V
Vandret højre	Y	1,6760 V
Vandret højre	Z	1,6828 V
Vandret venstre	Y	1,6755 V
Vandret venstre	Z	1,6836 V
Plan op	X	1,6773 V
Plan op	Y	1,6734 V
Plan ned	X	1,6787 V
Plan ned	Y	1,6755 V

Tabel A.1: Offsettet beregnet for de forskellige akser, hvor accelerometeret udsættes for en 0 g-påvirkning.

Sensitiviten beregnes ud fra forskellen mellem 0 og 1 g-påvirkningen af accelerometeret. Der hvor accelerometeret er påvirket med 1 g er illustreret på figur A.10. Målingerne fremgår af tabel A.2.

Målt retning	Målt akse	Sensitivitet
Lodret op	Y	0,1092 V/g
Lodret ned	Y	-0,1164 V/g
Vandret højre	X	0,1130 V/g
Vandret venstre	X	-0,1167 V/g
Plan op	Z	0,1232 V/gV
Plan ned	Z	-0,1079 V/g

Tabel A.2: Sensitiviteten beregnet for de forskellige akser hvor accelerometeret udsættes for en 1 g-påvirkning.

Ud fra sensitiviteten beregnes spændingen ved 1° og 90° i negativ og positiv retning². Spændingen svarende til 0° svarer til den målte offsetværdi som fremgår af tabel A.1. Udregningerne af spænding ved de valgte grader fremgår af tabel A.3 og er beregnet ud fra ligning 3.2.

Målt retning	Målt akse	Spændingen ved 1°	Spændingen ved 90°
Positiv	Y	1,7985 V	12,7589 V
Negativ	Y	1,5692 V	-8,0339 V
Positiv	X	1,7917 V	11,5105 V
Negativ	X	1,5614 V	-8,7982 V
Positiv	Z	1,7924 V	11,8494 V
Negativ	Z	1,5629 V	-8,8190 V

Tabel A.3: Beregnet spænding ved henholdsvis 1° og 90° i positiv og negativ retning.

²FiXme Note: Er der nødvendig med 1 grad?